

Titre: Développement d'un exosquelette portable motorisé des membres supérieurs pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires
Title: supérieurs pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires

Auteur: Samuel Lecours
Author:

Date: 2019

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Lecours, S. (2019). Développement d'un exosquelette portable motorisé des membres supérieurs pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires
Citation: [Master's thesis, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/4048/>

Document en libre accès dans PolyPublie Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/4048/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Sofiane Achiche, & Maxime Raison
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Développement d'un exosquelette portable motorisé des membres supérieurs
pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires**

SAMUEL LECOURS

Département de génie mécanique

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

Génie mécanique

Août 2019

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Développement d'un exosquelette portable motorisé des membres supérieurs pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires

présenté par **Samuel LECOURS**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

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

Marek BALAZINSKI, président

Sofiane ACHICHE, membre et directeur de recherche

Maxime RAISON, membre et codirecteur de recherche

Daniel SPOONER, membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier Polytechnique Montréal et toutes les personnes qui ont rendu possible la réalisation de ce beau projet de recherche ambitieux et porteur d'espoir pour le futur.

J'aimerais particulièrement remercier mon directeur de recherche Sofiane Achiche, professeur au Département de Génie mécanique à Polytechnique Montréal, sans qui rien de tout cela ne serait arrivé. Sa confiance m'a permis d'intégrer le programme de maîtrise recherche en génie mécanique alors que je n'avais aucune expérience en recherche. Je remercie également mon codirecteur de recherche Maxime Raison, aussi professeur au Département de Génie mécanique à Polytechnique Montréal. Sa motivation et son engouement pour mon projet ont su stimuler mon désir de livrer le meilleur de moi-même. Tous les deux, par la passion dans leur travail, ont su m'encadrer adéquatement du début à la fin, en me laissant jouir d'une grande autonomie également.

Un énorme merci à Élizabeth Clark et à l'appui financier de la Fondation Ste-Justine, qui ont rendu possible ce projet.

Sans surprise, je remercie mes collègues et amis du laboratoire CoSIM. J'ai pu m'intégrer rapidement à l'équipe grâce à leur ouverture et leur générosité. L'ambiance de travail y a toujours été impeccable. Votre contribution au résultat est inestimable.

Un grand merci également à tous les étudiants qui ont fait des projets connexes à mon projet de maîtrise, dont Pierre Lifeng Li et Jonathan Lacombe.

Évidemment, un énorme merci à mes collègues Guillaume Gaudet et Laurent Blanchet. Le résultat de mes années de recherche n'aurait pas été le même sans vous. Vous êtes des exemples par la qualité de votre travail et votre dévouement. Vous êtes le futur.

Très important, un énorme merci à ma copine et à toute ma famille. Vous contribuez tous les jours en me procurant le bonheur et la tranquillité d'esprit que j'ai besoin pour donner le meilleur de moi-même dans mon travail.

Finalement, un grand merci aux Professeurs Marek Balazinski et Daniel Spooner de Polytechnique Montréal qui ont gentiment accepté sans hésitation d'être membres de mon jury. Je me compte très chanceux de pouvoir obtenir leur contribution à mes travaux.

RÉSUMÉ

Les maladies neuromusculaires sont très fréquentes chez les enfants suivis en réadaptation. Ces maladies se traduisent par des faiblesses musculaires, des troubles de coordination ou encore des tremblements. Au niveau du membre supérieur, ces pathologies handicapent le quotidien des enfants qui se trouvent limités dans la réalisation de plusieurs tâches, telles que simplement boire et manger. Les aides existantes sont la plupart du temps qu'esthétiques, et les solutions fonctionnelles sont majoritairement inadéquates et peu polyvalentes, c'est-à-dire qu'elles ne sont bonnes que pour une tâche particulière. À cela s'ajoute le fait que l'acceptation des dispositifs d'assistance est souvent difficile par les enfants.

C'est donc dans ce contexte qu'est née l'idée de concevoir le premier exosquelette portable motorisé des membres supérieurs pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires.

Ce mémoire présente le développement d'un exosquelette portable motorisé pour la pédiatrie. Sa conception est novatrice, en ayant pour objectifs principaux une utilisation intuitive et un aspect physique le plus discret possible et le moins contraignant. Pour se faire, seulement quatre degrés de liberté ont été sélectionnés, soient les mouvements de flexion et extension et d'adduction et abduction à l'épaule, et de flexion et d'extension et de pronation et supination au coude. Dans un souci d'optimiser l'utilisation de l'exosquelette par rapport aux besoins de l'utilisateur, des éléments passifs, tel un ressort, ont été utilisés pour amener le bras et son exosquelette dans la position neutre désirée, position autour de laquelle l'exosquelette est plus efficace.

L'exosquelette est conçu de sorte à avoir une production et un assemblage aisés, grâce notamment aux techniques de prototypage rapide. Ces procédés de fabrication permettent de réduire les coûts, car les pièces deviennent facilement remplaçables suivant la croissance de l'enfant ou un bris. Autre fait important concernant l'exosquelette développé : il présente des mécanismes d'ajustement au niveau des dimensions pour le rendre plus polyvalent.

Finalement, un prototype a été imprimé en trois dimensions. Ce prototype est fonctionnel et fait l'objet d'une preuve de concept, qui pourra être testée sur une population d'enfants présentant des troubles neuromusculaires. La preuve de concept coûte moins de 2000 \$CA en composants et matériaux, alors que, à titre d'exemple, des exosquelettes motorisés du membre inférieur se vendent, en général, 50 000 \$CA et plus. L'exosquelette a donc le potentiel d'être abordable, et du fait même accessible pour les enfants et leur famille, si son prix de vente est sous les 10 000 \$CA.

ABSTRACT

Neuromuscular diseases are very common in children undergoing rehabilitation. These diseases result in muscle weakness, coordination disorders or tremors. At the level of the upper limb, these pathologies hinder the daily lives of children who are limited in the accomplishment of several tasks, such as drinking and eating. The existing technical aids are mostly aesthetic, and the functional solutions are mostly inadequate and not very versatile. In addition, the adherence to the use of assistive devices is often low for children.

It is in this context that was born the idea to design the first portable motorized exoskeleton of the upper limbs for children with neuromuscular disorders.

This master thesis presents the development of a motorized portable exoskeleton for pediatrics. Its design is innovative, with the main objectives of an intuitive use and an appearance as discreet and unrestrictive as possible. To do so, only four degrees of freedom were selected, namely flexion and extension and adduction and abduction at the shoulder, and flexion and extension and pronation and supination at the elbow. In order to optimize the use of the exoskeleton with respect to the needs of the user, passive elements, such as a spring, have been used to bring the arm and its exoskeleton into the desired neutral position, around which the exoskeleton is more efficient.

The exoskeleton is designed for easy production and easy assembly, using three dimensions printing and other rapid prototyping techniques, for electronics among others. These manufacturing processes also make the system less expensive, where the parts can be easily replaceable in the event of breakage or growth of the child. Another important fact concerning the exoskeleton is the presence of adjustment mechanisms for dimensioning.

Finally, a prototype was manufactured. This prototype is functional and acts as a proof of concept, which can be tested on a population of children with neuromuscular disorders. This proof of concept costs under 2000 CAD for its components and materials, when motorized exoskeletons, for the lower limb, cost in general over 50 000 CAD. The designed exoskeleton therefore has the potential to be affordable, and at the same time accessible to children and their families if the selling price is under 10 000 CAD.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ	IV
ABSTRACT	V
TABLE DES MATIÈRES	VI
LISTE DES TABLEAUX	IX
LISTE DES FIGURES	X
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIII
LISTE DES ANNEXES	XIV
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
2.1 Fonctionnement du membre supérieur	3
2.2 Maladies neuromusculaires en pédiatrie	7
2.3 Exosquelettes du membre supérieur	7
2.4 Actionnement et système de contrôle d'exosquelettes	10
2.4.1 Types d'actionneurs utilisés	11
2.4.2 Suppression des spasmes	11
2.4.3 Signaux EMG	11
2.4.4 Autres techniques d'aide au contrôle	12
CHAPITRE 3 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	13
3.1 Résumé de la problématique	13
3.2 Objectifs principaux et secondaires	13
3.2.1 Objectifs spécifiques	14
3.2.2 Contraintes	14

3.2.3 Hypothèses simplificatrices.....	15
3.3 Méthodologie générale	16
CHAPITRE 4 CONCEPTION DU MÉCANISME ACTIF DE L'EXOSQUELETTE	18
4.1 Cahier des charges fonctionnel	18
4.2 Exploration de concepts (MMP)	22
4.3 Génération de concepts	27
4.3.1 Premier concept : ExoEC	27
4.3.2 Deuxième concept : Paralexo	29
4.3.3 Troisième concept : Exo Coude	30
4.4 Conception mécanique de l'exosquelette	32
4.4.1 Le modèle de Yeadon.....	32
4.4.2 La numérisation du membre supérieur.....	34
4.4.3 La fixation de l'exosquelette	36
4.4.4 Mécanismes à l'épaule	37
4.4.5 Mécanismes au coude.....	40
4.4.6 La motorisation	43
4.4.7 Roulements à billes	45
4.4.8 Modèle complet.....	46
CHAPITRE 5 CONTRÔLE ET SIMULATIONS DE L'EXOSQUELETTE	48
5.1 Acquisitions de données EMG et cinématiques	48
5.2 Traitement des données et classification	50
5.3 Développement du contrôleur	54
5.4 Simulation multicorps dynamique du système.....	55
CHAPITRE 6 FABRICATION ET INSTRUMENTATION DE L'EXOSQUELETTE.....	58

6.1	Prototypage 3D.....	58
6.2	Électronique et implémentation du contrôle	61
6.2.1	Circuit électronique	61
6.2.2	Implémentation du contrôle	64
CHAPITRE 7 RÉSULTATS		66
7.1	Prototype électromécanique de l'exosquelette	66
7.2	Simulations de l'exosquelette.....	75
CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE		76
8.1	Revue critique de la conception électromécanique	76
8.2	Simulations.....	78
8.3	Outils d'aide au design d'un exosquelette actif	78
CHAPITRE 9 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS		79
RÉFÉRENCES		81
ANNEXES		87

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Exosquelettes du membre supérieur des 10 dernières années [24]	8
Tableau 4.1 Fonctions principales de l'exosquelette	19
Tableau 4.2 Fonctions secondaires de l'exosquelette	20
Tableau 4.3 Contraintes devant être respectées par l'exosquelette	20
Tableau 4.4 Évaluation des exosquelettes existants selon le MMP	24
Tableau 4.5 Masses et distances à l'épaule de chacune des parties du membre supérieur	45
Tableau 6.1 Limites d'amplitude par mouvement [12].....	64
Tableau 7.1 Limites d'amplitude induites par l'exosquelette selon chaque mouvement.....	69
Tableau 7.2 Liste des composants et prix	74

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Mouvements de l'épaule (Image tirée de [11])	3
Figure 2.2 Mouvements du coude (Image tirée de [12]).....	4
Figure 2.3 Anatomie du membre supérieur (Image tirée de [13])	5
Figure 2.4 Principaux muscles d'intérêt, a. pour les mouvements d'épaule et b. pour les mouvements du coude (Images adaptées de [11])	6
Figure 4.1 Concept ExoEC.....	28
Figure 4.2 Concept Paralexo	29
Figure 4.3 Contrainte d'angles d'un parallélogramme.....	30
Figure 4.4 Concept Exo Coude	31
Figure 4.5 Chaîne cinématique de l'exosquelette conçu.....	32
Figure 4.6 Modèle de Yeadon. a. Illustration des mesures à prendre, b. Exemple de mesures prises sur un sujet adulte.....	33
Figure 4.7 Modèle numérique 3D du tronc humain obtenu par modèle de Yeadon	34
Figure 4.8 Modèle numérique du membre supérieur. a. Nuage de points, b. Surfaces reconstruites	35
Figure 4.9 Fixation de l'exosquelette portable au dos	37
Figure 4.10 Rotations redondantes	38
Figure 4.11 Mécanisme d'adduction et abduction à l'épaule. a. -45° , b. 45°	39
Figure 4.12 Flexion et extension à l'épaule. a. -75° , b. 60°	39
Figure 4.13 Mécanisme à l'épaule incluant le ressort	40
Figure 4.14 Glissière pour ajustement au coude	41
Figure 4.15 Flexion et extension au coude. a. 0° , b. 120°	42
Figure 4.16 Pronation et supination au coude. a. 90° , b. -90°	43
Figure 4.17 Modèle du membre supérieur simplifié pour équilibre	44

Figure 4.18 Assemblage de roulements. a. Vue de coupe, b. Vue isométrique	46
Figure 4.19 Modèle numérique 3D complet de l'exosquelette	47
Figure 5.1 Positions des capteurs EMG et des marqueurs réfléchissants. a. Vue de devant, b. Vue de côté bras droit, c. Vue de dos, d. Vue de côté bras gauche	49
Figure 5.2 Mouvements de flexion et extension à l'épaule et au coude. a. Épaule et coude en extension à 1.65 secondes du début de la séquence, b. Épaule et coude en flexion à 2.48 secondes du début de la séquence, c. Épaule et coude en extension à la fin de la séquence .	51
Figure 5.3 Relations géométriques d'un triangle	52
Figure 5.4 Effet des câbles touchés sur le signal.....	53
Figure 5.5 Signaux obtenus lors de contractions du Biceps.....	54
Figure 5.6 Modèle multicorps de l'exosquelette attaché à un membre supérieur.....	56
Figure 6.1 Plateau d'impression 3D #1	59
Figure 6.2 Plateau d'impression 3D #2	59
Figure 6.3 Plateau d'impression 3D #3	60
Figure 6.4 Plateaux d'impression 3D, a. #4 et b. #5	60
Figure 6.5 Circuit électronique de l'exosquelette	63
Figure 7.1 Vues de l'exosquelette porté, a. de devant et b. de derrière	66
Figure 7.2 Vues de côté de l'exosquelette porté, a. en position verticale, b. en position horizontale et c. en position horizontale avec flexion du coude	67
Figure 7.3 Rotations redondantes avant l'épaule, a. à amplitude maximale et b. à amplitude minimale.....	68
Figure 7.4 Photo du ressort à l'épaule.....	69
Figure 7.5 Espace de travail 3D d'un membre supérieur sain	70
Figure 7.6 Espace de travail 3D du membre supérieur portant l'exosquelette	71
Figure 7.7 Vue de haut de l'espace de travail	72

Figure 7.8 Vue de côté de l'espace de travail	72
Figure 7.9 Orientation des axes du repère à l'épaule	73
Figure 7.10 Affichage graphique des simulations numériques	75
Figure A.1 Code du contrôleur PID intégré à la simulation numérique	88

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Trois dimensions
CAO	Conception assistée par ordinateur
DDL	Degré de liberté
EMG	Électromyographique
MIQ	« Machine intelligence quotient », ou Quotient d'intelligence machine en français
MMP	« Mechatronic Multicriteria Profile », ou Profil mécatronique multicritères en français
PLA	Acide polylactique (un polymère)
RPM	Rotation par minute

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – Système de contrôle	87
--------------------------------------	----

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

De nombreux enfants suivis en réadaptation sont atteints d'une maladie neuromusculaire, avec une prévalence de 1 sur 3,500 enfants dans le monde [1]. Malgré la grande variété de ces maladies (dystrophie musculaire, lésions du plexus brachial, arthrogrypose, etc.), la plupart de celles-ci se traduisent au quotidien par une faiblesse musculaire et des troubles de coordination [2]. En particulier au niveau du membre supérieur, ces troubles empêchent ces enfants de réaliser à des degrés divers de nombreuses activités autonomes quotidiennes, comme boire, manger, dessiner et écrire. Or, nous sommes dans une ère d'automatisation de la production et de la robotisation des objets et équipements qui nous entourent. La robotisation transforme progressivement notre quotidien et tout ce qui nous entoure. Pourtant, il n'existe toujours pas sur le marché d'exosquelette portable motorisé des membres supérieurs adapté aux enfants.

Il existe des aides mécaniques et robotiques pour les enfants ayant des troubles musculaires et de coordination. Il existe des bras robotiques d'assistance quotidienne tel que le bras JACO/MICO de Kinova [3] utilisé seul ou en combinaison avec des solutions de vision artificielle. Ensuite, en ce qui a trait aux exosquelettes existants, on peut les classer en trois types distincts. L'exosquelette BLEEX [4] du membre inférieur, ou encore le Robot Suit HAL [5] sont des systèmes d'augmentation de puissance motrice. Ensuite, il y a les exosquelettes de réadaptation qui peuvent être motorisés ou passifs. Au membre supérieur, le IntelliArm [6], le ARMin III [7] et le WOTAS [8] en sont des exemples. Finalement, il existe des exosquelettes d'assistance, tel le Magic Arm [9] ou encore le SPEXO [10], mais tous sont entièrement passifs.

Donc, suite à la revue de la littérature et à l'exploration et l'élaboration de plusieurs concepts est ressorti le concept final. Ce mémoire présente donc en détail tous les travaux menés pour la mise au point de ce nouveau dispositif. Le Chapitre 2 présente une revue de la littérature détaillée sur l'anatomie du membre supérieur et les différentes technologies utiles à la conception d'un exosquelette portable motorisé du membre supérieur pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires. Il présente aussi une revue des exosquelettes existants. Le Chapitre 3 présente les objectifs et les hypothèses qui ont guidé ce projet. Le Chapitre 4 présente la méthodologie entourant la conception de l'exosquelette, passant de l'exploration de concepts aux designs finaux de la mécanique et de l'électronique de contrôle du prototype d'exosquelette. Le Chapitre 5 présente en détail la méthodologie employée pour la conception du contrôle et les simulations

numériques. Le Chapitre 6 présente la méthodologie employée pour réaliser la fabrication et l'instrumentation de l'exosquelette. Ensuite, le Chapitre 7 présente les résultats des travaux de recherche et de développement. Enfin, le Chapitre 8 présente une discussion générale des résultats, suivi du Chapitre 9 qui inclut les conclusions et les recommandations futures.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

Afin d'être en mesure de procéder à la conception de l'exosquelette et à sa validation, une revue des connaissances est nécessaire pour s'imprégner du sujet et cerner la problématique au mieux. Le présent chapitre est donc une revue de la littérature, qui présente le fonctionnement du membre supérieur, les maladies neuromusculaires en pédiatrie, les exosquelettes existants, l'actionnement et le contrôle dans le domaine des exosquelettes.

2.1 Fonctionnement du membre supérieur

Le membre supérieur, épaule et coude combinés, présente sept degrés de liberté (DDL). Les mouvements à l'épaule sont complexes par combinaison de rotations et translations, alors qu'il n'y a que deux DDL au coude. Comprendre le fonctionnement du membre supérieur est très important pour le développement d'un exosquelette, car l'exosquelette a intérêt à ne pas limiter les mouvements possibles du membre supérieur.

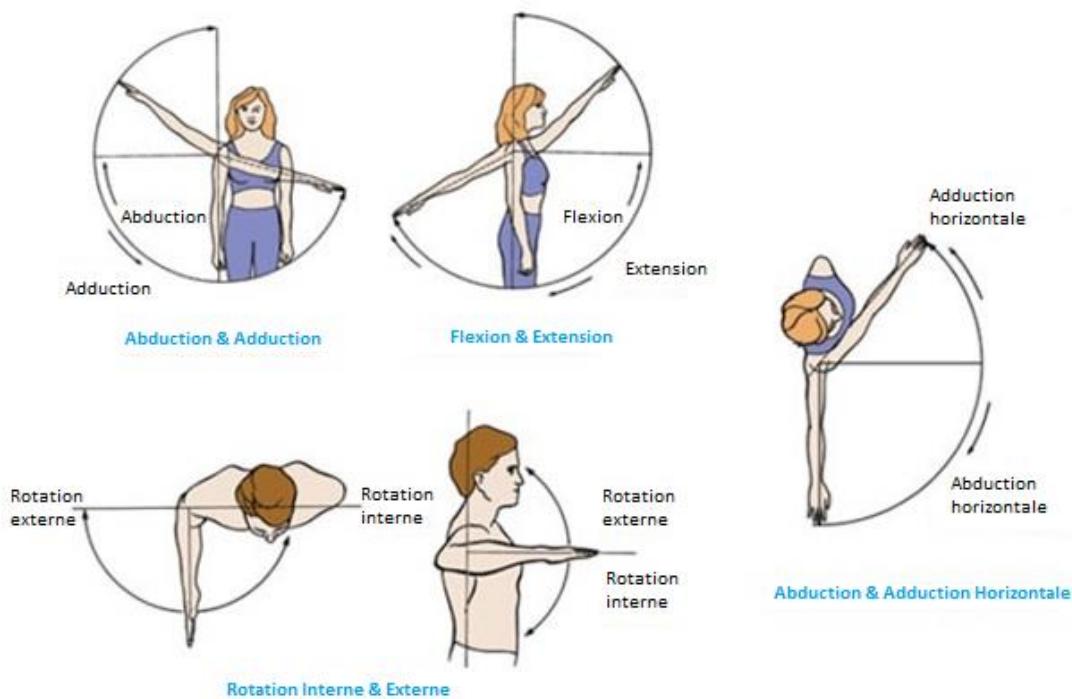


Figure 2.1 Mouvements de l'épaule (Image tirée de [11])

L'articulation de l'épaule permet d'orienter le membre supérieur selon cinq DDL, soient trois rotations pour former un joint sphérique, telles que montrées à la Figure 2.1 (flexion et extension, abduction et adduction, et rotation externe et interne) et deux translations (élévation et dépression, et rétraction et protraction de l'omoplate) [11].

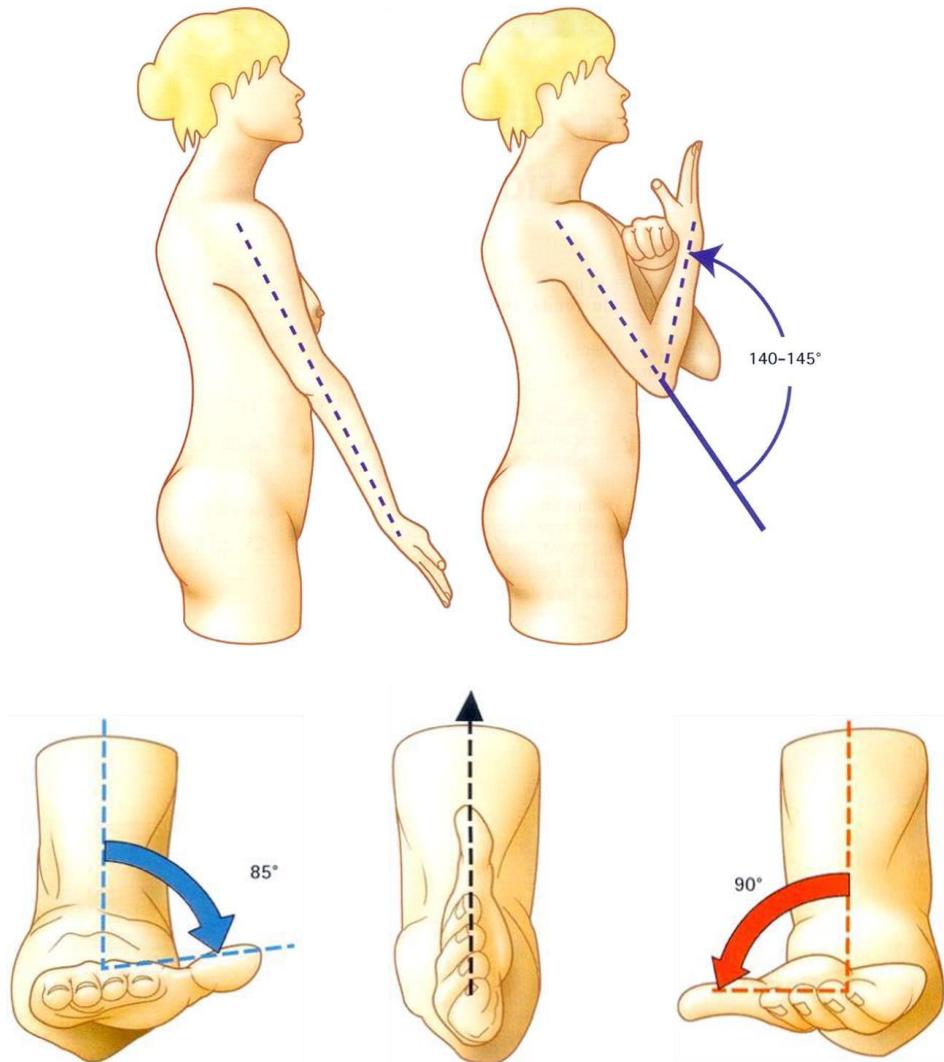


Figure 2.2 Mouvements du coude (Image tirée de [12])

Au coude, le radius et l'ulna, les deux os de l'avant-bras illustrés à la Figure 2.3, s'articulent ensemble pour permettre les mouvements de pronation et supination de l'avant-bras, tels que montrés à la Figure 2.2. Le radius tourne autour de son axe longitudinal pour provoquer les mouvements.

À leur extrémité près de la main, le radius et l'ulna s'articulent ensemble avec les os du carpe pour permettre les mouvements de flexion et extension et les mouvements d'abduction et adduction au poignet.

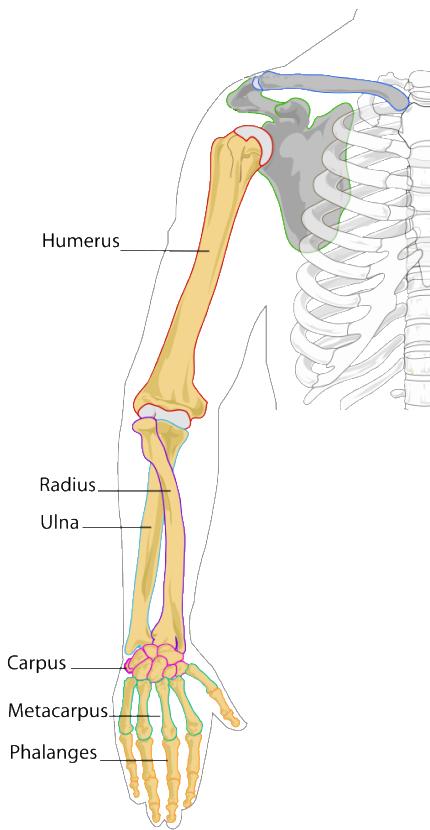
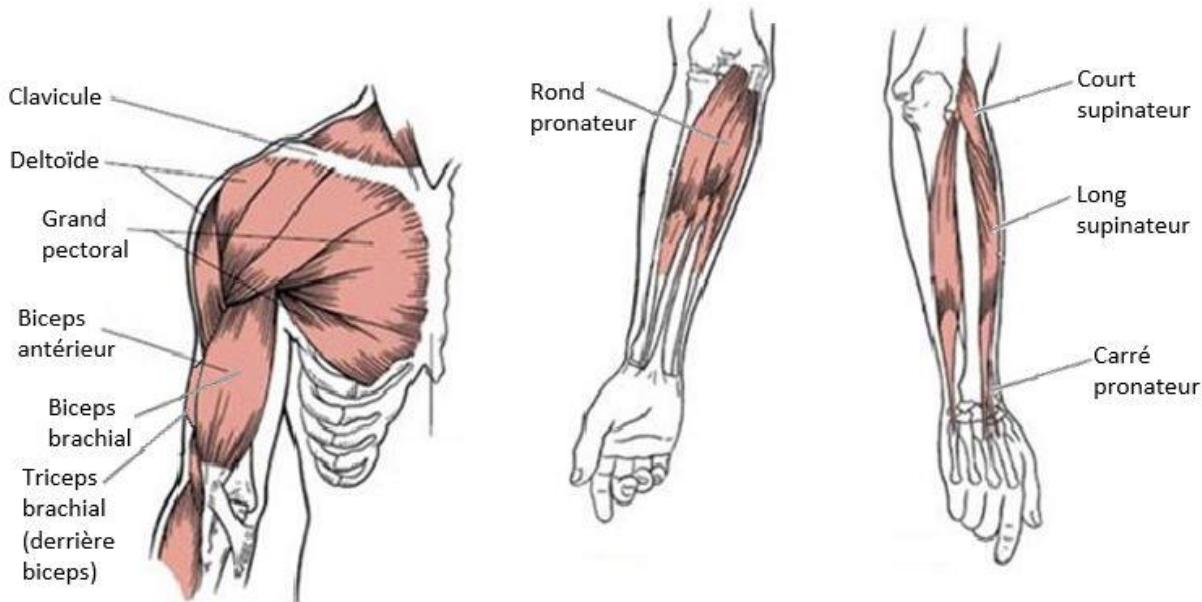


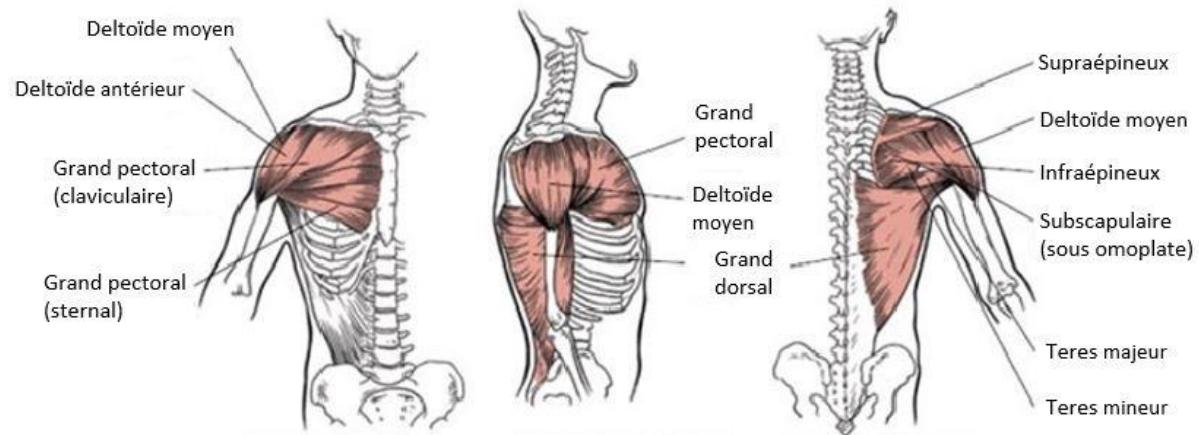
Figure 2.3 Anatomie du membre supérieur (Image tirée de [13])

Ces articulations sont donc organisées pour permettre tous les DDL du membre supérieur décrits ci-haut. Ensuite, ce sont les muscles qui, lorsque contractés, provoquent les mouvements du membre supérieur selon ses amplitudes permises. Les principaux muscles impliqués dans les mouvements à l'épaule sont le deltoïde, le muscle du grand pectoral et le muscle supra-épineux pour l'abduction et l'adduction, le muscle grand pectoral, le deltoïde et le muscle grand rond pour la flexion et l'extension, et le muscle subscapulaire et le muscle infraépineux pour les rotations interne et externe. Les principaux muscles impliqués dans la flexion du coude sont le biceps brachial et le biceps antérieur. L'extension du coude est provoquée par le triceps brachial. Encore au niveau du coude, la pronation se fait par la contraction du rond pronateur et du carré pronateur.

Finalement, le court supinateur, le long supinateur et le long biceps sont responsables du mouvement de supination [11]. Ces muscles d'intérêt pour la conception de l'exosquelette sont illustrés à la Figure 2.4.



a.



b.

Figure 2.4 Principaux muscles d'intérêt, a. pour les mouvements d'épaule et b. pour les mouvements du coude (Images adaptées de [11])

Ainsi, les mouvements possibles du membre supérieur vont dicter la conception cinématique de l'exosquelette et les muscles impliqués vont dicter la dynamique et le contrôle de l'exosquelette.

2.2 Maladies neuromusculaires en pédiatrie

Les maladies neuromusculaires sont nombreuses et leur prévalence est de 1 naissance sur 3500 [1]. Parmi les plus répandues, on retrouve la dystrophie musculaire [14], l'amyotrophie spinale [15] et l'arthrogrypose[16]. Ces maladies se traduisent par des faiblesses et raideurs musculaires [17], et parfois par des spasmes, qui empêchent les enfants de réaliser de simples tâches de leur quotidien.

Pour un enfant, des membres supérieurs peu fonctionnels peuvent ralentir significativement la vitesse à laquelle ils apprennent. De simples activités de la vie quotidienne, telles que se laver, se vêtir ou encore se nourrir, sont plus aisées lorsque l'enfant a deux bras fonctionnels [18][19]. De plus, les maladies neuromusculaires affectant le membre supérieur limitent la capacité d'exploration de l'enfant, qui présente alors un risque élevé de présenter des retards d'apprentissage dans les sphères cognitive, sociale et motrice [20].

Évidemment, les enfants atteints d'une maladie neuromusculaire ont accès à des interventions cliniques ayant pour objet d'augmenter leur force musculaire ou de ralentir l'atrophie musculaire, entre autres. La réadaptation aquatique [21] et la stimulation électrique [22] sont des exemples d'interventions conduites par les thérapeutes en cliniques, lors de séances, en plus d'entraînements musculaires. Or, le personnel spécialisé ne peut accorder un nombre d'heures adéquat à chaque enfant pour maximiser les résultats. Il existe des produits d'assistance pour augmenter l'autonomie des enfants dans leur quotidien, tel qu'un bras robotisé qui peut manipuler les objets, en substitution des membres supérieurs peu fonctionnels. Mais ces aides n'améliorent pas la condition physique de l'enfant, et aident encore moins quant au développement des capacités motrices de l'enfant, alors que les sensations tactiles sont très importantes [23]. L'utilisation d'un exosquelette portable dans les tâches du quotidien présente donc un grand potentiel alors qu'il permettrait à l'enfant d'avoir plus d'autonomie.

2.3 Exosquelettes du membre supérieur

Pour le membre supérieur, de nombreux exosquelettes ont été développés dans les dernières années [24]. Or, les solutions demeurent principalement au stade de recherche et développement, alors que

peu sont disponibles commercialement. Le Tableau 2.1 dresse une liste de la majorité des exosquelettes du membre supérieur qui ont été développés dans les 10 dernières années.

Il existe trois principaux groupes d'exosquelettes : Les exosquelettes d'assistance, de réadaptation et d'augmentation. La fonction principale des exosquelettes d'assistance est de supporter les mouvements du membre supérieur dans la réalisation des tâches du quotidien de la personne qui le porte. L'exosquelette n'augmente ou n'améliore donc pas les capacités motrices, tel un exosquelette d'augmentation qui a pour but d'élever le niveau de puissance maximale de l'utilisateur. Enfin, les exosquelettes de réadaptation sont uniquement utilisés pendant les séances de thérapie. En effet, ceux-ci sont généralement disponibles uniquement en cliniques, parce qu'ils sont très dispendieux, lourds, volumineux et doivent être fixés à une base statique [24]. Le patient suit donc un programme comprenant toutes sortes d'exercices fonctionnels dans le but de récupérer ses capacités motrices [25]. Les exosquelettes d'augmentation ne sont pas encore répandus pour le membre supérieur.

Un exosquelette d'assistance permettrait donc d'augmenter l'autonomie de l'enfant en supportant ses capacités motrices durant son utilisation. Il est important de noter que l'atteinte au système nerveux et aux muscles est, dans la plupart des cas, irréversible chez les enfants souffrant d'une dystrophie musculaire ou autre maladie neuromusculaire [2], mais la détérioration peut être ralentie.

Tableau 2.1 Exosquelettes du membre supérieur des 10 dernières années [24]

Nom	Articulations supportées	DDL actifs/passifs	Actionnement	Population cible	Fonction
IntelliArm	Épaule, coude, poignet et main	8/1	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
CADEN-7	Épaule, coude et poignet	7/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
ExoRob	Épaule, coude et poignet	7/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
ARMin III	Épaule, coude et poignet	6/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation

Tableau 2.1 Exosquelettes du membre supérieur des 10 dernières années [24] (suite)

Nom	Articulations supportées	DDL actifs/passifs	Actionnement	Population cible	Fonction
MEDARM	Épaule et coude	6/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
MGA	Épaule et coude	6/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
ABLE	Épaule et coude	4/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
RehabExos	Épaule et coude	4/1	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
WOTAS	Coude et poignet	3/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
RUPERT	Épaule, coude et poignet	5/0	Actuateurs pneumatiques	Adultes	Réadaptation
Hand Mentor	Poignet	1/0	Actuateurs pneumatiques	Adultes	Réadaptation
BONES	Épaule et coude	4/0	Actuateurs pneumatiques	Adultes	Réadaptation
ASSISTON-SE	Épaule et coude	5/1	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
CAREX	Épaule et coude	5/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
SAM	Épaule, coude et poignet	7/0	Moteurs électriques	Adultes	Réadaptation
Magic Arm	Épaule et coude	0/4	Élastiques	Enfants	Assistance
MYOPRO	Coude, poignet et main	3/0	Moteurs électriques	Adultes	Assistance
P-WREX+	Épaule et coude	0/4	Élastiques	Enfants	Assistance
SPEXO	Épaule, coude et poignet	7/0	Moteurs électriques	Adultes	Assistance
WREX	Épaule et coude	0/4	Élastiques	Adultes	Assistance

Les solutions actives permettent de compenser de plus grandes plages d'amplitudes de mouvement et les exosquelettes de réadaptation demeurent des solutions dispendieuses auxquelles les patients ont seulement accès pendant leurs séances de réadaptation. Les exosquelettes d'assistance représentent donc la meilleure solution, mais ceux existants, présentés à la fin du Tableau 2.1, sont principalement passifs et très rarement destinés aux enfants.

Les défis de la conception d'exosquelettes d'assistance pour enfants se situent principalement aux niveaux de la force musculaire, de la croissance et de l'utilisation. L'activité musculaire des enfants est moindre que celle des adultes, d'autant plus que la clientèle cible représente des enfants atteints de troubles neuromusculaires. De ce fait, si des capteurs sont à utiliser, ils devront être encore plus sensibles, en faisant référence principalement aux capteurs à signaux électromyographiques (EMG) et aux centrales inertielles. Il reste toutefois possible de mesurer l'activité EMG des enfants avec une maladie neuromusculaire [26]. Il n'existe, par contre, pas d'exosquelettes portables qui soient adaptables à la croissance, souvent rapide, d'un enfant. Les enfants croissent vite et donc, un dispositif à revêtir devra être extensible et modulable pour ne pas devenir désuet trop rapidement. Les adultes développent en moyenne des couples aux articulations de leur membre supérieur deux fois plus élevés que ceux des enfants [27][28]. Le ratio des couples en fonction de la masse corporelle est également plus élevé chez les adultes [29]. Donc, les couples articulaires à développer par l'exosquelette devront être suffisants pour permettre à l'enfant d'accomplir les tâches ciblées, mais également pas trop élevés pour éviter de blesser celui-ci. Le système d'activation devra être léger et efficace, pour éviter de surcharger le membre supérieur déjà peu fonctionnel de l'enfant. Le système de contrôle devra être robuste et intuitif dans la mesure du possible. Un des plus grands défis pour faciliter l'utilisation d'un exosquelette demeure au niveau de l'épaule, alors que le centre de rotation du dispositif devra être en mesure de suivre celui de l'épaule qui se déplace en translations [30].

2.4 Actionnement et système de contrôle d'exosquelettes

Cette section passe en revue les principaux types d'actionnement, les principaux capteurs et les signaux utilisés pour concevoir le système de contrôle des exosquelettes actifs du membre supérieur.

2.4.1 Types d'actionneurs utilisés

Les moteurs électriques offrent des mouvements très précis, sont facilement contrôlables et atteignent la vitesse désirée très rapidement [31]. Les actionneurs pneumatiques, quant à eux, procurent un meilleur ratio de puissance par rapport à leur poids que les moteurs électriques, ont généralement besoin de moins d'entretien que les moteurs électriques et sont plus sécuritaires, mais en contrepartie, sont plus difficiles à commander, sont plus bruyants et moins précis [32]. Certains exosquelettes utilisent même des actionneurs hydrauliques [33], ou encore des actionneurs « séries-élastiques » [34]. Les actionneurs électriques représentent donc une meilleure option pour un exosquelette pour les caractéristiques énumérées ci-haut, mais également parce qu'ils peuvent être plus compacts que n'importe quel autre type d'actionneur.

2.4.2 Suppression des spasmes

Les maladies neuromusculaires affectent des millions de personnes à travers le monde et le tremblement des membres supérieurs est un symptôme commun. Il existe des solutions pour compenser les spasmes, telles que les interventions chirurgicales et les thérapies basées sur des médicaments. Pour une orthèse, l'utilisation d'un mécanisme d'amortissement visqueux à cisaillement laminaire, choix populaire, permet un contrôle du coefficient d'amortissement au moyen d'un champ magnétique [35], un amortissement qui pourrait diminuer les amplitudes de spasmes. Ceci pourrait également s'utiliser sur un exosquelette du membre supérieur. Un exosquelette actif du membre supérieur a aussi le potentiel de réduire les tremblements et d'ainsi stabiliser le membre supérieur au moyen de son contrôle des actionneurs en fonction des spasmes détectés par capteurs.

2.4.3 Signaux EMG

Deux méthodes sont principalement répandues dans l'univers scientifique pour obtenir les signaux EMG, les méthodes intramusculaire et surfacique. L'intramusculaire ne sera pas considéré dans ce projet, car il n'est pas souhaité d'avoir des composants invasifs ou encore de concevoir un exosquelette qui nécessite une intervention chirurgicale au préalable pour pouvoir le porter. Le projet SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), mené par l'Union Européenne, a conduit à l'élaboration d'un guide présentant la marche à suivre sur

l'utilisation de l'EMG, c'est-à-dire comment placer les électrodes sur la peau et à quels endroits, et comment traiter le signal adéquatement [36].

Pour résumer, les signaux EMG sont envoyés par le cerveau et se propagent dans les fibres musculaires. Lorsque le message nerveux atteint la synapse neuromusculaire, de l'acétylcholine est larguée afin de provoquer la contraction de la fibre musculaire et du même coup sa dépolarisation. Ainsi, un potentiel électrique est généré aux fibres musculaires et ces signaux peuvent être captés au moyen d'électrodes à aiguille ou d'électrodes de surface [37] et peuvent ensuite être utilisés pour contrôler une aide technique [38].

2.4.4 Autres techniques d'aide au contrôle

Plusieurs études publiées sur le développement d'un exosquelette ont utilisé un logiciel de modélisation multicorps afin d'optimiser le design de l'exosquelette à l'aide de simulations. Les principaux logiciels utilisés ont été AnyBody [39], OpenSim [40], Robotran [41] et Matlab-SimMechanics [42].

Plusieurs paramètres différents peuvent être optimisés lors de ces simulations numériques. Entre autres, on peut optimiser la géométrie de l'exosquelette [41], son positionnement sur l'utilisateur [41], la raideur des ressorts [39] et les couples requis par les actionneurs pour générer une certaine combinaison de mouvements aux articulations du membre supérieur [40].

CHAPITRE 3 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Ce chapitre présente le résumé de la problématique issue de la revue de littérature, les objectifs principaux et secondaires qui en découlent, ainsi que les contraintes associées au projet et les hypothèses pour en arriver à un cahier des charges de l'exosquelette. Finalement, ce chapitre présente aussi un aperçu de la méthodologie générale ainsi que le plan d'action pour mener à terme le projet.

3.1 Résumé de la problématique

Comme rapportée dans la revue de littérature, à ce jour, la problématique principale est qu'il n'existe encore aucun exosquelette portable motorisé des membres supérieurs pour les enfants qui puisse être utilisé dans leur quotidien. La majorité des exosquelettes motorisés sont pour les membres inférieurs, alors que ceux pour les membres supérieurs sont majoritairement, sinon en totalité, pour la réadaptation non portable, en clinique, et non l'assistance portable, au quotidien. En règle générale, ces exosquelettes visent aussi surtout l'adulte pour les domaines industriel et militaire. Ces produits apparaissent donc comme peu adéquats et adaptables pour l'enfant. À tout cela s'ajoute le fait qu'il reste encore des développements considérables à effectuer au niveau de l'efficacité des exosquelettes à l'épaule et au complexe poignet et main. Outre les exosquelettes, il n'existe pratiquement pas de solution pour les aider. Pourtant, les enfants atteints de troubles neuromusculaires sont très limités dans leurs tâches du quotidien. Pour réaliser de simples tâches telles que dessiner ou prendre un verre d'eau, ils doivent souvent utiliser leurs deux mains et même compenser avec leur tronc. Ces mouvements de compensation avec le tronc engendrent souvent d'autres problèmes de santé, tels qu'une scoliose et autres problèmes de dos.

3.2 Objectifs principaux et secondaires

L'objectif principal du projet est de développer le premier exosquelette motorisé portable du membre supérieur pour la pédiatrie. Plus précisément, il doit pouvoir assister les enfants atteints de troubles neuromusculaires, tels que la paralysie cérébrale ou encore le trouble de coordination du mouvement. Cet exosquelette devrait avoir un minimum de quatre DDL, soient deux à l'épaule et deux au coude, pour couvrir un espace de travail suffisant permettant la réalisation des tâches ciblées. Le concept physique doit être léger et peu encombrant, et adaptable ou facilement

modifiable afin de suivre la croissance de l'enfant. Finalement, son système de contrôle doit être robuste et efficace.

3.2.1 Objectifs spécifiques

Les objectifs spécifiques sont de :

1. développer le mécanisme de l'exosquelette intégrant l'électronique pour l'asservissement.

Cet exosquelette sera de type « exosuit », c'est-à-dire peu encombrant, relativement fin et portable, et il devra être actif et également adaptable pour suivre la croissance de l'enfant.

2. développer le système de contrôle de l'exosquelette pour stabiliser et aider les mouvements de l'enfant.

Tout cela doit s'effectuer en permettant de gérer le grand nombre de DDL de l'exosquelette.

3. développer un modèle numérique de l'exosquelette sur un bras.

Ce modèle va permettre des analyses dynamiques et cinématiques du système, dans le but de soutenir le design de l'exosquelette et de l'optimiser.

4. produire un document, sous forme de mémoire, qui pourra servir de guide de conception d'exosquelettes portables des membres supérieurs pour l'enfant.

Comme ce mémoire aboutit à la conception du premier exosquelette motorisé portable du membre supérieur pour enfants atteints de troubles neuromusculaires, les outils développés et la méthodologie décrits dans celui-ci pourront servir de guide à la conception de futurs exosquelettes innovants du membre supérieur. Ce mémoire est donc structuré dans l'optique d'enseigner sur les étapes de développement, en plus de partager les résultats de l'exosquelette développé.

3.2.2 Contraintes

À ces objectifs s'ajoutent certaines contraintes données par le contexte académique du projet et par les besoins de l'utilisateur ciblé, qui sont les suivantes :

- Avoir une fabrication économique;
- Permettre une production simple et rapide;

- Avoir une structure facilement modulable et adaptable;
- Avoir un contrôleur facilement programmable;
- Avoir une masse minimisée;
- Permettre un temps d'utilisation acceptable;
- Être ergonomique;
- Être silencieux;
- Être esthétique;
- Être fiable;
- Être sécuritaire.

3.2.3 Hypothèses simplificatrices

Pour mener à terme ce projet sur une période de temps raisonnable, certaines hypothèses simplificatrices ont été posées préalablement pour réduire l'étendue du travail à effectuer. Entre autres, il a été déterminé que la méthode d'asservissement basée sur les signaux EMG est privilégiée pour plusieurs raisons. Les capteurs EMG ont un avantage du fait qu'ils émettent des signaux, malgré le fait que les sujets, les enfants présentant des troubles, sont pratiquement incapables de produire un couple suffisant à leurs joints. Les signaux EMG pourront donc informer aisément quant aux intentions de mouvements du membre supérieur. On émet également l'hypothèse que l'enfant désirera principalement utiliser son exosquelette dans un espace de travail à la hauteur de ses épaules pour des tâches ciblées, telles que manger ou dessiner sur une table. Donc, l'exosquelette sera conçu pour fonctionner principalement dans un plan de travail horizontal à hauteur des épaules et autour. Or, ce plan de travail ciblé pourra être adapté en fonction des besoins spécifiques à chaque utilisateur.

Aussi, peu importe la nature du harnais de corps utilisé pour fixer l'exosquelette du membre supérieur, cette fixation sera considérée comme rigide pour la conception du contrôleur et les simulations numériques. En pratique, le harnais de corps ne sera pas totalement rigide par rapport au corps de l'utilisateur, induisant des pertes d'efficacité de l'exosquelette en raison des jeux.

Les types de capteurs utilisés en laboratoire de mouvement accessible dans le cadre de ce projet sont différents de ceux utilisés pour le développement du système de contrôle, mais il est supposé

que ces capteurs donneraient les mêmes données, en appliquant simplement un recalage et une mise à l'échelle, car ils mesurent le même phénomène physique.

Les acquisitions de données qui sont faites sur un adulte sont jugées proportionnelles à celles qui auraient été recueillies chez un enfant présentant une maladie neuromusculaire. Les simulations numériques et les modèles numériques et physiques devraient demander peu d'efforts par la suite pour être adaptés à un enfant. Cette hypothèse a été émise par souci d'alléger la charge de ce projet, car des prises de mesures auprès d'enfants et des tests cliniques auraient considérablement ralenti le développement de cette preuve de concept. Cet exosquelette sera personnalisé à chaque enfant, donc tous les modèles numériques et toutes les simulations utilisées pour dimensionner la structure et les actionneurs doivent être adaptables, même s'ils sont initialement développés pour un adulte, dans un souci de commodité des tests.

3.3 Méthodologie générale

Suite à la revue de la littérature, la première étape consistera en la conception de l'exosquelette, permettant d'identifier les composants pour la fabrication. La deuxième étape consistera en l'acquisition de données EMG et cinématiques, pour concevoir les algorithmes de classification des mouvements intentionnés. Les données cinématiques serviront également à valider le fonctionnement de l'exosquelette par simulations numériques plus tard. La troisième étape consistera à concevoir le système électronique de contrôle capable d'assister les mouvements, de gérer les différents DDL qui seront, au minimum, deux rotations à l'épaule, la flexion et l'extension, et l'abduction et l'adduction, et les deux rotations au coude, et de gérer les perturbations, entre autres engendrées par des mouvements involontaires. Une simulation numérique de l'exosquelette et du système de contrôle sera effectuée à des fins de validation et de réglage du contrôleur, et d'optimisation des mécanismes. Finalement, le contrôleur sera implémenté et testé sur l'exosquelette fabriqué.

Voici la méthodologie proposée :

- Étape 1 : Revue de la littérature sur les exosquelettes du membre supérieur existants et sur les algorithmes d'asservissement;
- Étape 2 : Définition du cahier des charges de l'exosquelette et de son asservissement;

- Étape 3 : Conception assistée par ordinateur (CAO) de l'exosquelette;
- Étape 4 : Acquisition de données EMG et cinématiques en laboratoire du mouvement;
- Étape 5 : Développement du contrôleur;
- Étape 6 : Simulation du contrôleur à l'aide de Robotran et Matlab;
- Étape 7 : Achat du matériel et construction du prototype;
- Étape 8 : Implémentation du contrôleur;
- Étape 9 : Validation de l'exosquelette :
 - par tests physiques;
 - par simulations numériques.

CHAPITRE 4 CONCEPTION DU MÉCANISME ACTIF DE L'EXOSQUELETTE

L'objectif principal est de concevoir le mécanisme actif de l'exosquelette du membre supérieur. Ce chapitre présente donc les étapes de conception, en débutant avec le cahier des charges fonctionnel jusqu'à l'élaboration du concept final, et en passant par l'exploration de concepts.

4.1 Cahier des charges fonctionnel

À la lumière de la revue de la littérature, et des objectifs, hypothèses et contraintes énoncés précédemment, un cahier des charges a été produit. Ce cahier des charges énonce les paramètres et contraintes quantifiés devant être respectés par le concept final de l'exosquelette, suivant la norme européenne NF EN 16271 [43].

L'intervalle de flexibilité donne les bornes supérieure et inférieure à l'intérieur desquelles le niveau du critère doit se situer. Le facteur f donne la rigidité du niveau des critères. Un facteur f de 0 signifie que le critère doit absolument respecter les niveaux donnés, alors qu'un facteur f de 5 signifie que le niveau du critère pourrait sans problème dépasser les bornes fixées initialement si nécessaire. Les fonctions principales et la plupart des contraintes ont un facteur f de 0 ou 1, car c'est très important d'atteindre les niveaux déterminés.

Tableau 4.1 Fonctions principales de l'exosquelette

Fonctions principales	K	Critères	Niveau	flexibilité	f
Mouvoir le membre supérieur selon certains DDL	5	Nombre de DDL à l'épaule	2 (rot. int./ext. et flex./ext.)	+ ouvert - 0	1
		Nombre de DDL au coude	2 (pro./sup. et flex./ext.)	+ ouvert - 0	
		Nombre de DDL au poignet	0	+ ouvert - 0	
		Nombre de DDL à la main	0	+ ouvert - 0	
Supporter les mouvements du membre supérieur	5	Nombre de moteurs contrôlables indépendamment aux joints	4	+ 1 - ouvert	2
		Masse du bras du 97 ^e percentile d'un enfant de 8 ans	3.36 kg	+ 0 - ouvert	
		Vitesse aux articulations	60 RPM	+/- 30	
Stabiliser les spasmes	5	Amplitude des spasmes	0.5 cm	+/- 0.5	2
		Temps de réaction	0.10 sec	+ 0 - ouvert	
Déetecter les intentions de mouvement	5	Reconnaissance de formes (mouvements) au moyen de capteurs	8 formes	+ 0 - 4	2

Tableau 4.2 Fonctions secondaires de l'exosquelette

Fonctions secondaires	K	Critères	Niveau	flexibilité	f
Donner passivement une position neutre déterminée au membre	4	Pourcentage du membre supérieur à supporter	100%	+ 0 - 50	2
		Angle de flexion à l'épaule	90°	+/- 20	
Apprendre et s'améliorer avec le temps	3	Algorithmes évolutifs	-	-	3
Transférer les informations d'utilisation en temps réel	4	Connectivité	-	-	2
Recueillir différents signaux vitaux	3	Nombre de capteurs de signes vitaux	2	+ 0 - 2	3

Tableau 4.3 Contraintes devant être respectées par l'exosquelette

Contraintes	K	Critères	Niveau	flexibilité	f
Être économique	5	Coût de fabrication de la preuve de concept	3000 \$CA	+ 0 \$CA - ouvert	1
Stabilité en position statique	4	Pour un échelon de 1rad/s comme référence	Temps de réponse	2 sec	1
			Dépassement	5 %	
			Erreur en régime permanent	1 %	

Tableau 4.3 Contraintes devant être respectées par l'exosquelette (suite)

Contraintes	K	Critères		Niveau	flexibilité	f
Stabilité en mouvements	4	Pour un échelon de 1rad/s comme référence	Temps de réponse	2 sec	+ 0 sec - ouvert	1
			Dépassement	5 %	+ 0 % - ouvert	
			Erreur en régime permanent	1 %	+ 0 % - ouvert	
Production simple et rapide	5	Nombre de pièces		20	± 10	3
Structure modulable/adaptable	5	Nombre de parties de la structure qui peut être modifié en dimensions		2	+ ouvert - 0	2
		Matériau pouvant être utilisé pour une impression 3D		Plastique ou composite	-	
Contrôleur programmable	5	Type de microcontrôleur utilisé		Microcontrôleur open-source	Une variante est possible	1
Être capable d'obtenir différentes mesures en temps réel	3	Nombre de mesures obtenues par capteurs ou calculs (couples, signaux EMG, positions, vitesses, accélérations)		16	± 2	3
Minimiser la masse	5	Masse		2 kg	+ 0 kg - 1 kg	2

Tableau 4.3 Contraintes devant être respectées par l'exosquelette (suite)

Contraintes	K	Critères	Niveau	flexibilité	f
Permettre un temps d'utilisation acceptable	5	Autonomie de la batterie	8 h	+ ouvert - 0 min	3
Être ergonomique	4	Anthropomorphique	-	-	1
		Dimensions excédant le bras pour être peu encombrant	3 cm	+ 0 cm - ouvert	
		Confort	-	-	
Être silencieux	2	Intensité du bruit	< 40 dB	± 10 dB	1
Être esthétique	3	Apparence	-	-	3
Être fiable	3	Durée de vie	5 ans	+ 5 ans - 0	2
Sécurité de l'appareil	5	Présence de dispositifs d'arrêt au niveau des joints	-	-	0
		Absence d'éléments pneumatiques	-	-	

Plusieurs niveaux ont été établis, décidés, par les concepteurs, afin de quantifier certains objectifs à atteindre par le concept final de l'exosquelette.

4.2 Exploration de concepts (MMP)

Une comparaison de plusieurs exosquelettes disponibles a été réalisée afin d'inspirer la conception de l'exosquelette présenté dans ce mémoire. Pour réaliser cette comparaison, le Profil mécatronique multicritères (MMP) [44] a été utilisé, car il spécifie les critères d'évaluation des systèmes

mécatroniques [45], tel un exosquelette motorisé. Il est à noter que MMP a été utilisé dans plusieurs études de cas de conception de systèmes mécatroniques [46] [47] [48]. Les critères sont donc : le quotient d'intelligence machine (MIQ), la fiabilité, la complexité, la flexibilité et le coût. Le MMP a été adapté et une colonne d'observations supplémentaires a été ajoutée, car un exosquelette ne correspond pas à un système mécatronique conventionnel. Son interfaçage avec un membre humain en fait un système mécatronique très complexe. Précisément, dans ce mémoire, le MIQ correspond au contrôle de l'exosquelette, la fiabilité demeure la fiabilité de la solution, la complexité correspond au nombre de composants impliqués dans les mécanismes, la flexibilité est la capacité de l'exosquelette à s'adapter à plusieurs membres supérieurs différents et le coût correspond au prix à payer pour obtenir le produit. La colonne des autres observations présente un jugement critique de la solution.

Le Tableau 4.4 présente une liste des exosquelettes étudiés [24] et les niveaux attribués pour chaque critère, entre 0 et 5. Pour le MIQ, un niveau de 5 signifie que le contrôle est simple. Pour la fiabilité, un niveau de 5 signifie que la solution semble fiable. Pour la complexité, un niveau de 5 signifie que les mécanismes de la solution sont simples, en tenant compte du nombre de DDL compensé par la solution. Pour la flexibilité, un niveau de 5 signifie que la solution peut facilement s'adapter à la croissance de la personne ou à différentes personnes. Finalement, un niveau de 5 pour le coût signifie que le prix de la solution est raisonnable pour sa complexité. Ainsi, les exosquelettes présentant le total le plus élevé sont les solutions les plus pertinentes pour la conception de l'exosquelette de ce mémoire. Lorsqu'un niveau de 0 est rencontré, cela signifie que la solution n'incorpore pas d'éléments correspondant au critère. Les niveaux et commentaires ont été attribués par un consensus de quatre titulaires d'un baccalauréat en génie ayant de profondes connaissances du domaine des exosquelettes.

Tableau 4.4 Évaluation des exosquelettes existants selon le MMP

Nom	MIQ	Fiabilité	Complexité	Flexibilité	Cout	Total	Autres observations
ABLE	3	4	2	2	3	14	2/3 DDL à l'épaule sont décalés de son centre. Transmission trop imposante.
ARMIN III	2	4	1	0	2	9	Structure imposante. À oublier.
ASSISTON-SE	2	3	2	3	2	12	Joint d'alignement automatique à l'épaule.
BONES	4	5	1	2	2	14	À oublier pour sa complexité imposante.
CADEN-7	2	5	2	0	2	11	Les trois DDL à l'épaule ne forment pas un repère normé. Utilisation de câbles.
CAREX	3	3	3	4	3	16	Aspect physique intéressant. En général très subtile. Utilisation de câbles.
EXOROB	5	5	5	1	4	20	Circuit électronique intéressant.
INTELLIARM	1	4	1	0	2	8	Transmission du mouvement intéressant.

Tableau 4.4 Évaluation des exosquelettes existants selon le MMP (suite)

Nom	MIQ	Fiabilité	Complexité	Flexibilité	Cout	Total	Autres observations
MEDARM	3	3	3	3	4	16	Transmission efficace par câble.
MGA	3	4	3	2	2	14	Moteurs aux joints directement.
REHABEXOS	3	3	4	2	3	15	Axes de rotation intéressants à l'épaule.
RUPERT	3	2	3	2	3	13	Portable avec muscles pneumatiques.
SOFT EXOSKELETON	2	4	3	1	2	12	Entièrement pneumatique.
SAM	2	4	2	4	2	14	Portable et conception très intéressante.
WOTAS	4	2	4	4	4	18	Aspect physique très fin.
Magic Arm	0	2	3	4	5	14	Éléments d'ajustement automatique au coude (pas pratique pour un contrôle actif). Prendre en compte aspect passif (contre-gravité)

Tableau 4.4 Évaluation des exosquelettes existants selon le MMP (suite)

Nom	MIQ	Fiabilité	Complexité	Flexibilité	Cout	Total	Autres observations
MYOPRO	4	4	4	4	4	20	Portable et aspect physique très fin.
P-WREX+	0	2	3	4	5	14	-
SPEXO	3	3	3	4	3	16	Pourrait facilement être portable (autre excellent exemple de conception).
WREX	0	2	3	4	5	14	-

La comparaison par MMP a donc permis de tirer des points à considérer et à proscrire pour la conception, qui sont listés ci-dessous. Le Magic Arm, le MYOPRO, le P-WREX+, le SPEXO et le WREX sont tous des exosquelettes d'assistance, c'est-à-dire qu'ils peuvent être utilisés toute la journée, contrairement aux exosquelettes de réadaptation qui ne sont actuellement pas portables, sont généralement de grande taille, et sont accessibles uniquement lors des rendez-vous médicaux. Les exosquelettes EXOROB, WOTAS, MYOPRO sont ceux qui ressortent de cette comparaison par leur total élevé. L'exosquelette SAM ressort également du fait qu'il soit le seul exosquelette motorisé portable, même si imposant. Finalement, l'exosquelette P-WREX+ a aussi présenté un total élevé, malgré qu'il ne soit pas motorisé. Cela signifie donc que, mis à part l'absence de motorisation, l'ensemble de l'exosquelette est intéressant.

Les points de conception électromécanique à privilégier sont les suivants :

- Avoir la structure sur l'extérieur du membre;
- Permettre un alignement automatique à l'épaule;
- Permettre un alignement automatique ou ajustable manuellement au coude;
- Compenser la gravité passivement :
- Prioriser des éléments mous de type bracelets à velcro pour les attaches au membre supérieur;

- Obtenir le centre de rotation des trois DDL de l'exosquelette à l'épaule, au centre de l'épaule;
- Attacher l'exosquelette près du centre du dos;
- Résister à l'eau, la poussière et autres.

Les points de conception électromécanique à proscrire sont les suivants :

- Utiliser des actuateurs pneumatiques ou hydrauliques, qui sont souvent imposants sur toute la longueur;
- Utiliser des câbles de Bowden, car ils induisent beaucoup de frottement, donc leur contrôle s'en trouve plus difficile. Ils peuvent être aussi encombrants au niveau du membre supérieur.

En général, le concept physique devrait s'inspirer des exosquelettes SAM, WOTAS, MYOPRO et SPEXO qui ont des aspects physiques respectant plusieurs critères de conception établis dans ce projet de maîtrise, alors qu'ils sont à l'extérieur du membre supérieur et très fins par rapport aux autres. Le circuit électrique du EXOROB est aussi particulièrement intéressant et simple, car il utilise un seul modèle de moteur sans mécanismes de transmission du mouvement intermédiaires, ce qui est recherché par la conception du présent exosquelette.

4.3 Génération de concepts

Suite à la revue de la littérature, à l'élaboration du cahier des charges et à l'étude des exosquelettes des membres supérieurs déjà existants, les premiers concepts ont émergé. Deux premiers concepts ont été étudiés dans le but de mieux s'imprégner les difficultés entourant la conception de l'exosquelette motorisé désiré. Ensuite, un concept d'exosquelette ciblé pour les mouvements du coude a été élaboré, avant le développement du concept final.

4.3.1 Premier concept : ExoEC

Ce premier concept, l'ExoEC, pour signifier un exosquelette de l'épaule et du coude, s'inspire grandement du Magic Arm [9], qui s'avère très intéressant pour la réalisation de ce projet. Le Magic Arm assiste, de manière passive, pratiquement tout le membre supérieur et limite très peu les sept DDL à l'épaule et au coude.

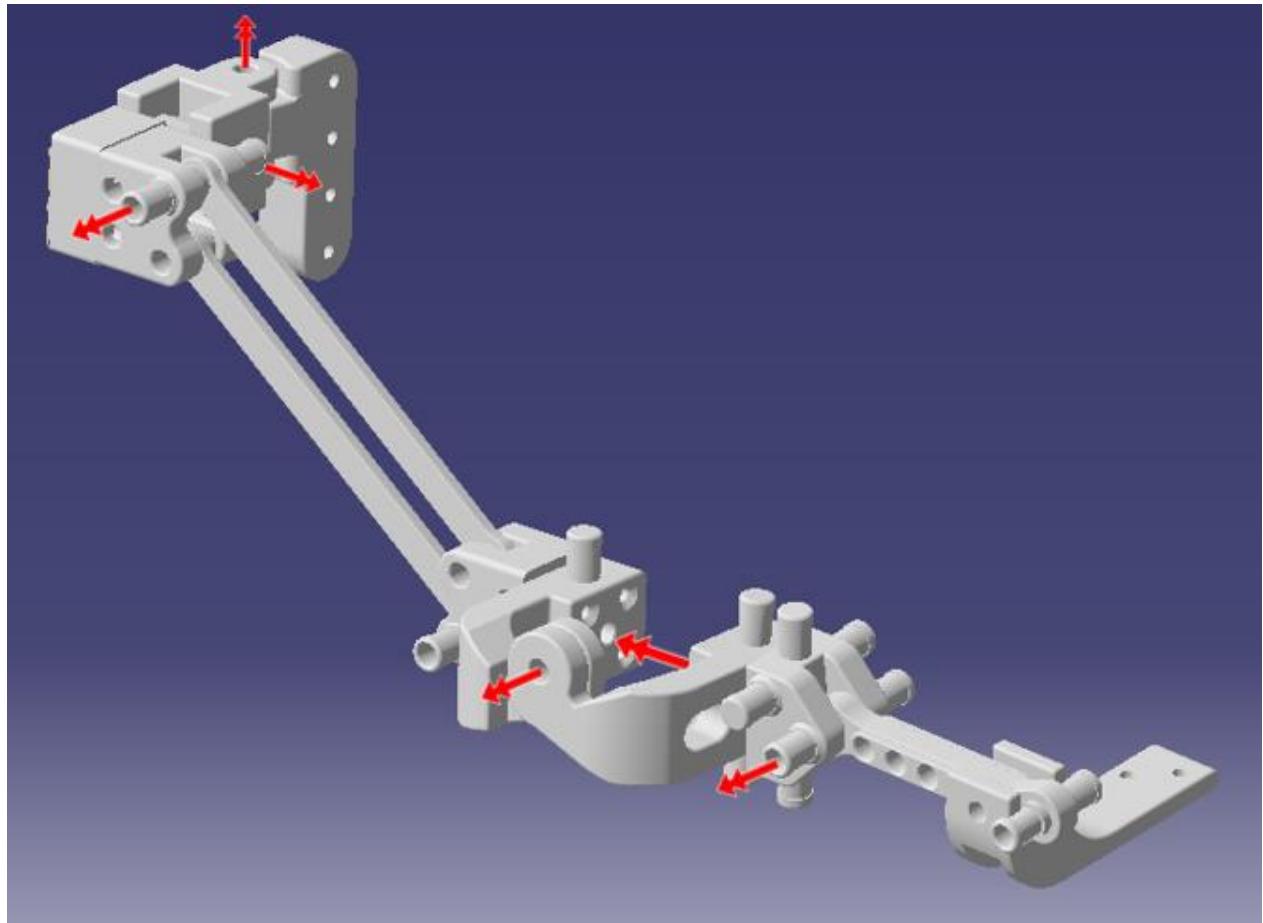


Figure 4.1 Concept ExoEC

Pour résumer les modifications, le concept du Magic Arm a été adapté de sorte que cet exosquelette assiste les trois DDL à l'épaule et les deux DDL au coude. Il a aussi été modifié de sorte qu'il puisse accueillir des moteurs à chacun de ses joints pour motoriser la compensation. En ordre de gauche à droite sur la Figure 4.1, il y a le joint pour assister l'abduction et l'adduction à l'épaule, le joint pour assister les rotations interne et externe, le joint pour assister la flexion et l'extension encore à l'épaule, ensuite le joint pour assister la flexion et l'extension au coude, et finalement le joint pour assister la pronation et la supination, avant la tige fixe et l'attache au poignet. Sa cinématique est intéressante, mais la structure est quelque peu encombrante.

4.3.2 Deuxième concept : Paralexo

La cinématique du Paralexo, qui tire son nom du fait qu'il utilise principalement des structures à membrures parallèles, s'inspire grandement de l'exosquelette passif qui est présenté dans [49]. Un concept de ce genre devait être exploré, car sa structure est résistante aux efforts par l'utilisation de mécanismes à barres parallèles, et les DDL assistés sont les trois rotations à l'épaule et les deux rotations au coude. Ce concept remplit donc plusieurs objectifs du présent projet de recherche.

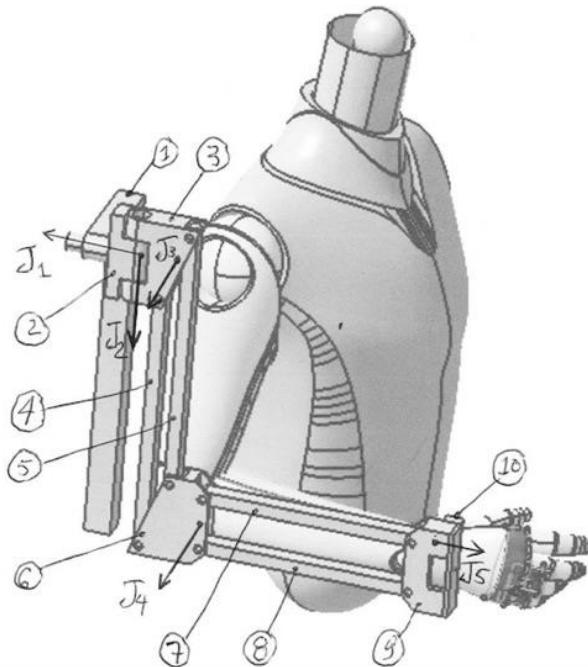


Figure 4.2 Concept Paralexo

Essentiellement, il s'agit de membrures disposées en deux parallélogrammes qui viennent longer le côté extérieur du membre supérieur. Les membrures en parallèle permettent d'assurer une meilleure rigidité du mécanisme. Comme l'épaule comporte trois DDL en rotations, et comme le coude comporte deux DDL, également en rotations, l'exosquelette a donc été conçu avec cinq DDL. Tel que montré sur la partie gauche de la Figure 4.2, le bras robotique, qu'est l'exosquelette, s'insère dans sa base (1) qui est la membrure en « L » située dans le dos. À partir de la base, les éléments (2) et (3) et les deux premières membrures parallèles (4) et (5) permettent les trois rotations de l'épaule. La jonction (6) qui relie les deux duos de membrures parallèles est attachée au coude. Ainsi, les deux dernières membrures parallèles (7) et (8) permettent la première rotation

du coude et le bracelet (10) à l'extrémité (9) de ces membrures, qui s'attache au poignet, représente le cinquième et dernier DDL du bras robotique qu'est l'exosquelette. Ce cinquième DDL est normalement au coude, qui permet essentiellement la rotation du poignet. Donc, en disposant ce DDL au poignet de l'exosquelette, une puissance plus faible est nécessaire pour provoquer ce mouvement. L'exosquelette a été conçu afin de pouvoir suivre et supporter toutes les rotations de l'épaule et du coude humain. Précisément, les mouvements de l'épaule sont l'abduction et l'adduction, la flexion et l'extension, et l'abduction horizontale et l'adduction horizontale, alors que ceux du coude sont la flexion et l'extension, et la pronation et la supination.

Un des inconvénients de ce concept est que les mécanismes à membrures parallèles, agissant comme des parallélogrammes, forcent les joint J4 et J5 à la même orientation par rapport au joint J3, peu importe les angles de flexion ou extension à l'épaule et au coude, étant donné la contrainte de parallélisme qui existe entre ce qui précède et ce qui suit ce genre de mécanisme. L'équation 1 et la Figure 4.3 illustrent ce phénomène :

$$\theta = -\theta' \quad (1)$$

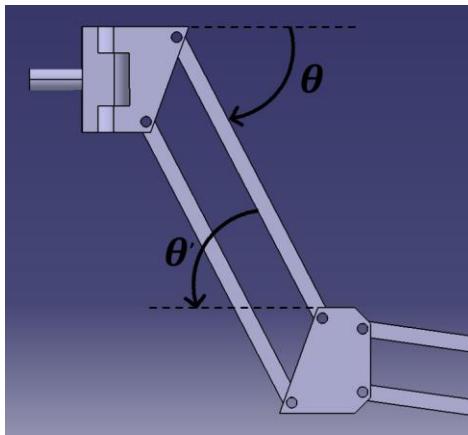


Figure 4.3 Contrainte d'angles d'un parallélogramme

La succession de deux mécanismes à membrures parallèles est à éviter dans le concept final, pour ne pas contraindre l'orientation du poignet.

4.3.3 Troisième concept : Exo Coude

Ce concept a été réalisé pour explorer le contrôle des mouvements au coude. Il a aussi servi à réaliser la pertinence d'assister les mouvements de pronation et supination au niveau du poignet

plutôt qu'au niveau du coude. Sans donner trop de détails, cet exosquelette assiste de façon motorisée la flexion et extension au coude, ainsi que la pronation et supination.

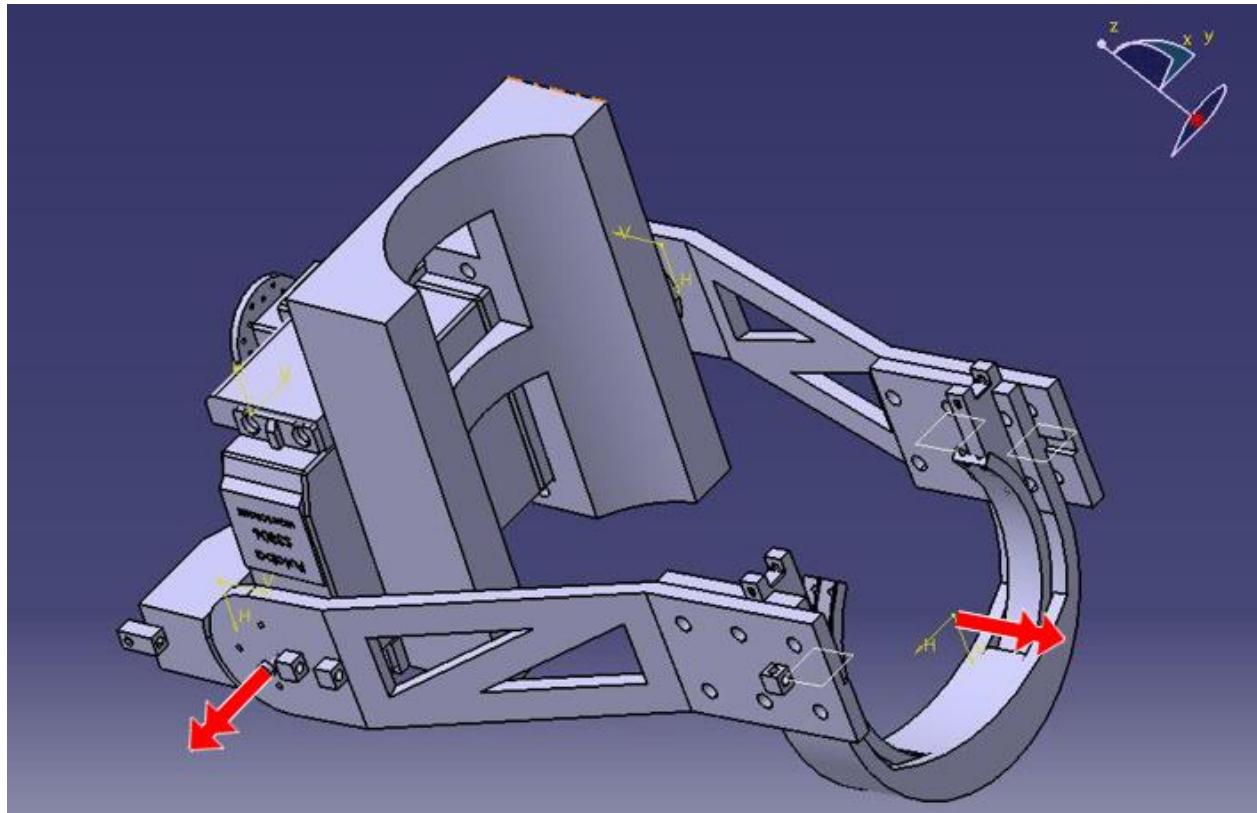


Figure 4.4 Concept Exo Coude

Seule l'idée du mécanisme qui assiste la pronation et la supination au poignet est gardée de ce concept. Le reste de la structure est trop encombrant, car cette dernière n'est pas seulement à l'extérieur du membre supérieur et vient interférer avec le tronc pour les mouvements près de celui-ci. Une membrure longe l'intérieur de l'avant-bras et l'arrière du bras. Le mécanisme qui assiste la pronation et la supination consiste en un bracelet pouvant glisser à l'intérieur d'un arc de cercle fixé à la structure longeant l'avant-bras, tel qu'illustré à la Figure 4.4.

4.4 Conception mécanique de l'exosquelette

Afin de faciliter la compréhension des différents mécanismes qui composent l'exosquelette, la Figure 4.5 illustre la cinématique complète des mécanismes qui composent la structure de l'exosquelette conçu.

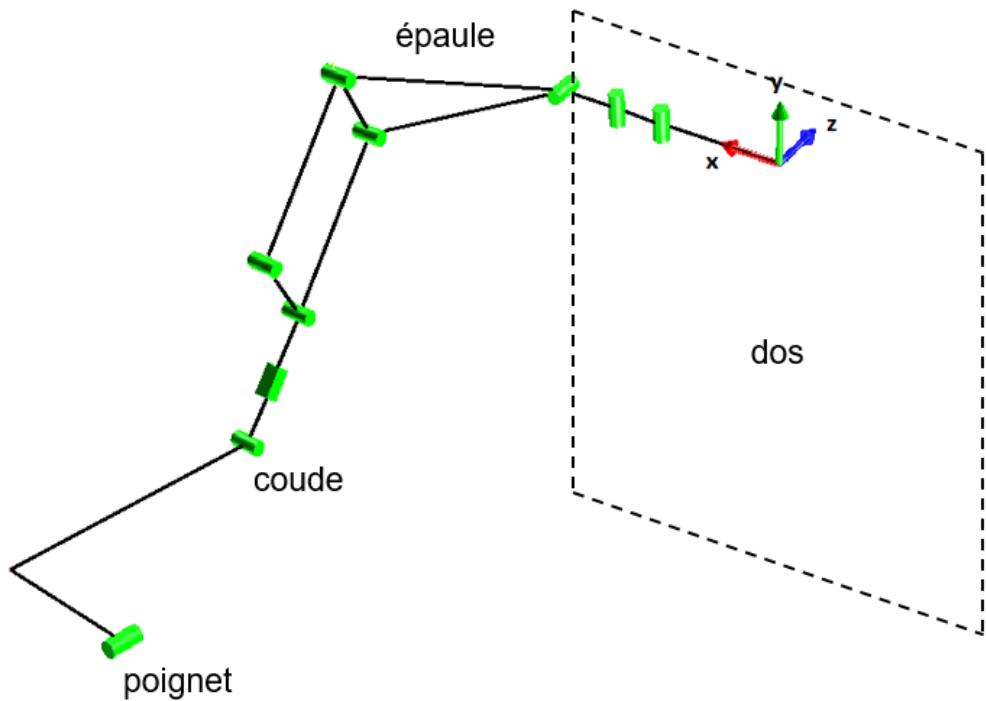


Figure 4.5 Chaîne cinématique de l'exosquelette conçu

4.4.1 Le modèle de Yeadon

Puisque l'efficacité de l'exosquelette dépend fortement de l'ajustement des dimensions au membre supérieur de l'utilisateur et du respect de ses mouvements naturels, tels que ressortis lors de la comparaison des exosquelettes existants, l'exosquelette motorisé a intérêt à être le plus parfaitement que possible ajusté à chaque enfant. La fabrication additive par impression en trois dimensions (3D) permet ensuite d'obtenir un exosquelette personnalisé à chaque enfant à moindre coût. Pour réaliser la personnalisation des plans numériques, il est pertinent d'obtenir un modèle numérique du tronc et du membre supérieur de l'enfant.

Le modèle de Yeadon [50] est donc utilisé pour obtenir le modèle numérique du tronc de l'enfant et pour obtenir un modèle numérique simplifié du membre supérieur, qui sert à confirmer les dimensions de la numérisation du membre supérieur par la suite. Lors du rendez-vous avec l'enfant, il suffit de prendre les mesures selon le plan présenté à la Figure 4.6a.

La Figure 4.6b présente un exemple de mesures prises pour un sujet adulte.

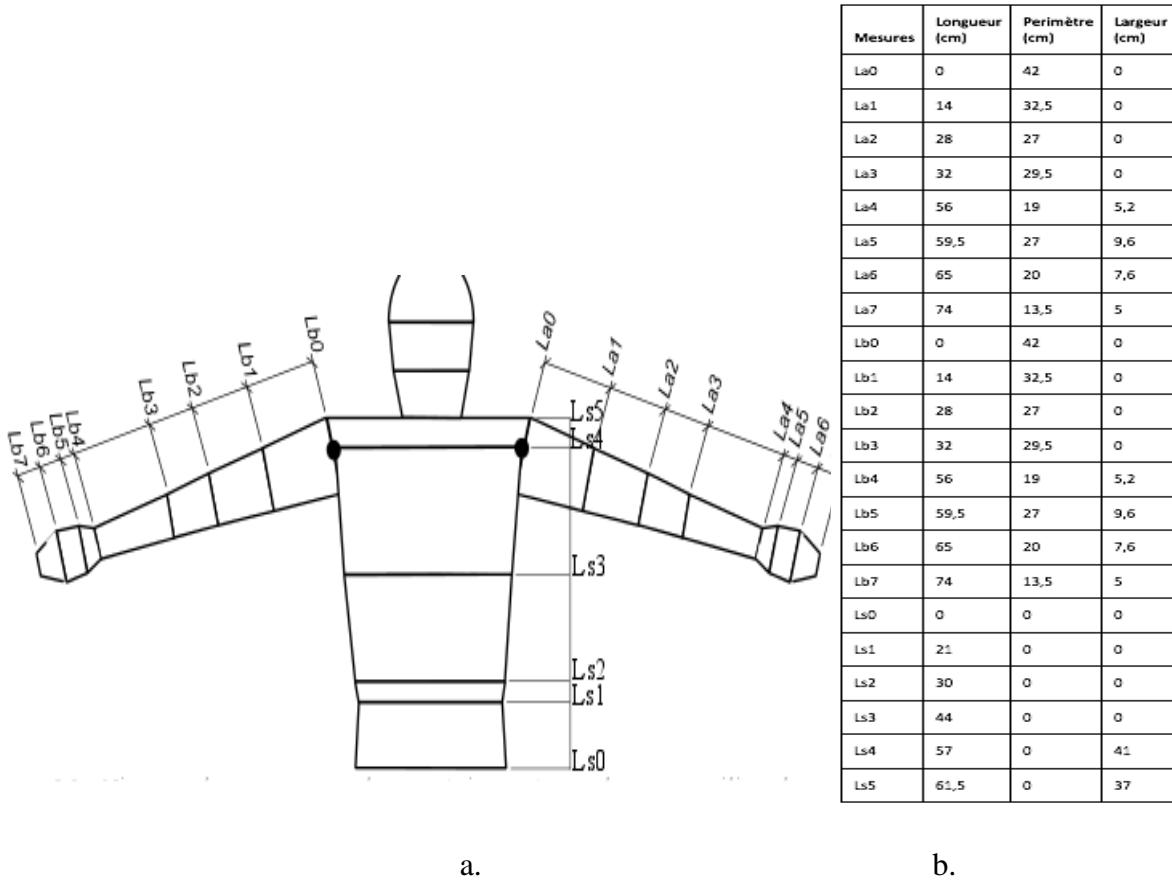


Figure 4.6 Modèle de Yeadon. a. Illustration des mesures à prendre, b. Exemple de mesures prises sur un sujet adulte

Ensuite, un modèle numérique paramétré au moyen d'une feuille Excel, réalisé avec le logiciel de CAO Catia V5-6R2017¹ est produit. La Figure 4.7 correspond au modèle numérique de Yeadon pour un sujet adulte.

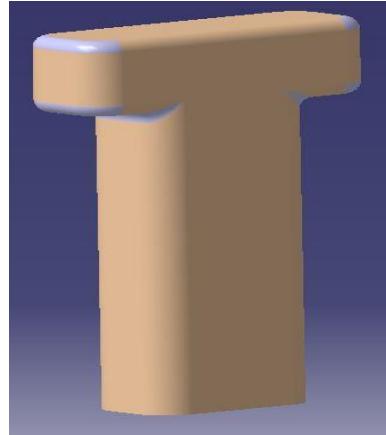


Figure 4.7 Modèle numérique 3D du tronc humain obtenu par modèle de Yeadon

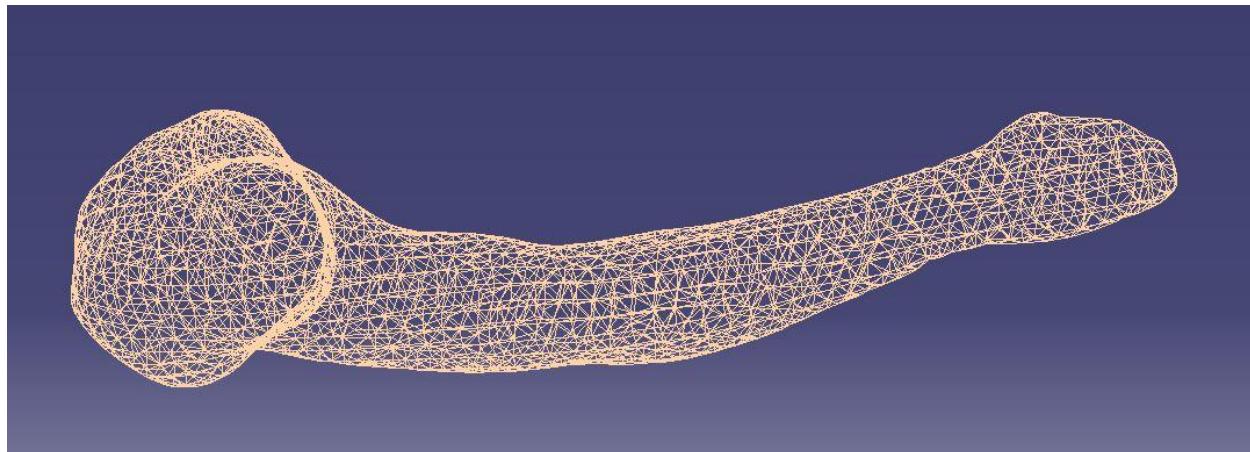
4.4.2 La numérisation du membre supérieur

Le modèle numérique du membre supérieur, de l'arrière de l'épaule jusqu'au bout des doigts, se doit d'être le plus près de la réalité. C'est pourquoi un scanner 3D doit être utilisé. Avant de procéder aux numérisations, il importe de coller des petits marqueurs à relief aux joints pour les identifier par la suite dans le modèle numérique. Au coude et au poignet, on demande à l'enfant d'effectuer des flexions et extensions pour repérer l'axe de rotation et on appose deux marqueurs, un de chaque côté de l'axe. Pour l'épaule, on demande à l'enfant de réaliser successivement les trois rotations, et on pose un marqueur, du mieux que l'on peut, aligné avec l'axe. Les trois marqueurs devraient former un repère orthogonal. Une fois les marqueurs collés, il est possible de procéder à la numérisation du membre supérieur avec un scanner 3D au choix. Pour ce projet, une Kinect V2 pour Windows² a été utilisée, mais un scanner industriel plus performant, tel l'Exascan

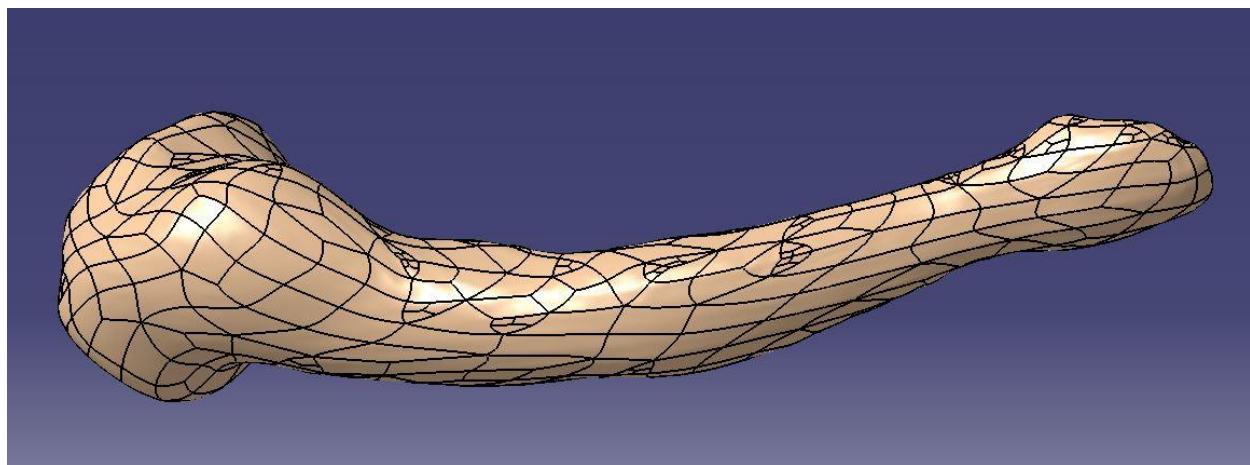
¹ <https://www.3ds.com/fr/produits-et-services/catia/produits/>

² <https://support.xbox.com/fr-CA/xbox-on-windows/accessories/kinect-for-windows-v2-info>

de Creaform³, aurait très bien pu être utilisé. Le scanner donne un nuage de points, tel qu'illustré à la Figure 4.8a, représentant la surface de la peau du membre supérieur de l'enfant. À l'aide du logiciel CAO/FAO Catia V5-6R2017, la surface peut ensuite être reconstituée numériquement, tel qu'illustrée à la Figure 4.8b.



a.



b.

Figure 4.8 Modèle numérique du membre supérieur. a. Nuage de points, b. Surfaces reconstruites

³ <https://www.creaform3d.com/fr/soutien-la-clientele/produits-retires/scanner-exascan>

Le modèle 3D numérique du tronc et du membre supérieur est donc important pour le dimensionnement de l'exosquelette et l'optimisation de ses mécanismes.

4.4.3 La fixation de l'exosquelette

L'exosquelette doit supporter les efforts subis par le membre supérieur lors des mouvements assistés par celui-ci. Or, comme l'exosquelette est portable, supporter les efforts signifie donc de les redistribuer ailleurs qu'au membre supérieur, pour éviter que les muscles du bras ne soient sollicités. Il devenait donc évident de fixer l'exosquelette au dos, pour y redistribuer les efforts, le dos comportant plusieurs gros muscles. Pour la population d'enfants ayant une maladie neuromusculaire, le dos est aussi souvent très fonctionnel et fort, alors que les troubles neuromusculaires tendent à affecter en premier les jambes, les bras et les hanches [2].

Pour la fixation au dos, un harnais de poitrine, la pièce (1), en rouge, sur la Figure 4.9, a été incorporé à la solution pour assurer des attaches solides au corps et à faibles risques de glissement. Au dos du harnais, une plaque de plastique, la pièce (2) en vert, y a été fixée et c'est sur celle-ci que la première pièce de l'exosquelette, pièce (3) en bleu, viendra se fixer. À noter que le harnais peut être acheté et ajusté aux dimensions de l'enfant, et peut prendre plusieurs formes, tel un corset par exemple, au choix de l'utilisateur et de ses contraintes. Ensuite, la plaque est paramétrée pour s'ajuster automatiquement aux dimensions du harnais acheté.

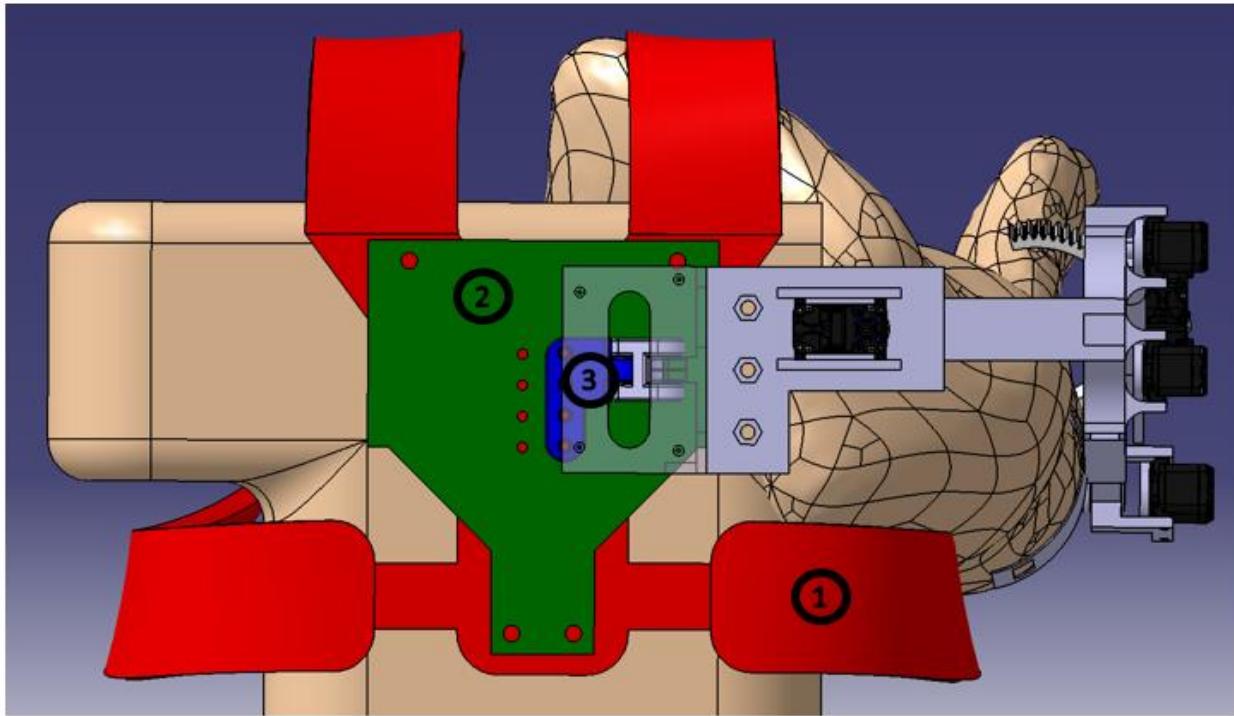


Figure 4.9 Fixation de l'exosquelette portable au dos

4.4.4 Mécanismes à l'épaule

À la plaque au dos vient s'installer une première pièce d'attache. À cette pièce viennent ensuite s'installer successivement une barre, pièce (4) en jaune sur la Figure 4.10, à double charnière, et la plaque principale à l'arrière de l'épaule, pièce (5) en mauve, dans laquelle vient s'insérer le reste de l'exosquelette. Les deux rotations redondantes de la barre (4) permettent à l'exosquelette de bien suivre passivement les mouvements de rotations interne et externe du membre supérieur. La longueur de la barre peut être ajustée selon les dimensions de l'enfant, alors qu'une plus longue barre permettra plus de dégagement pour une épaule plus large.

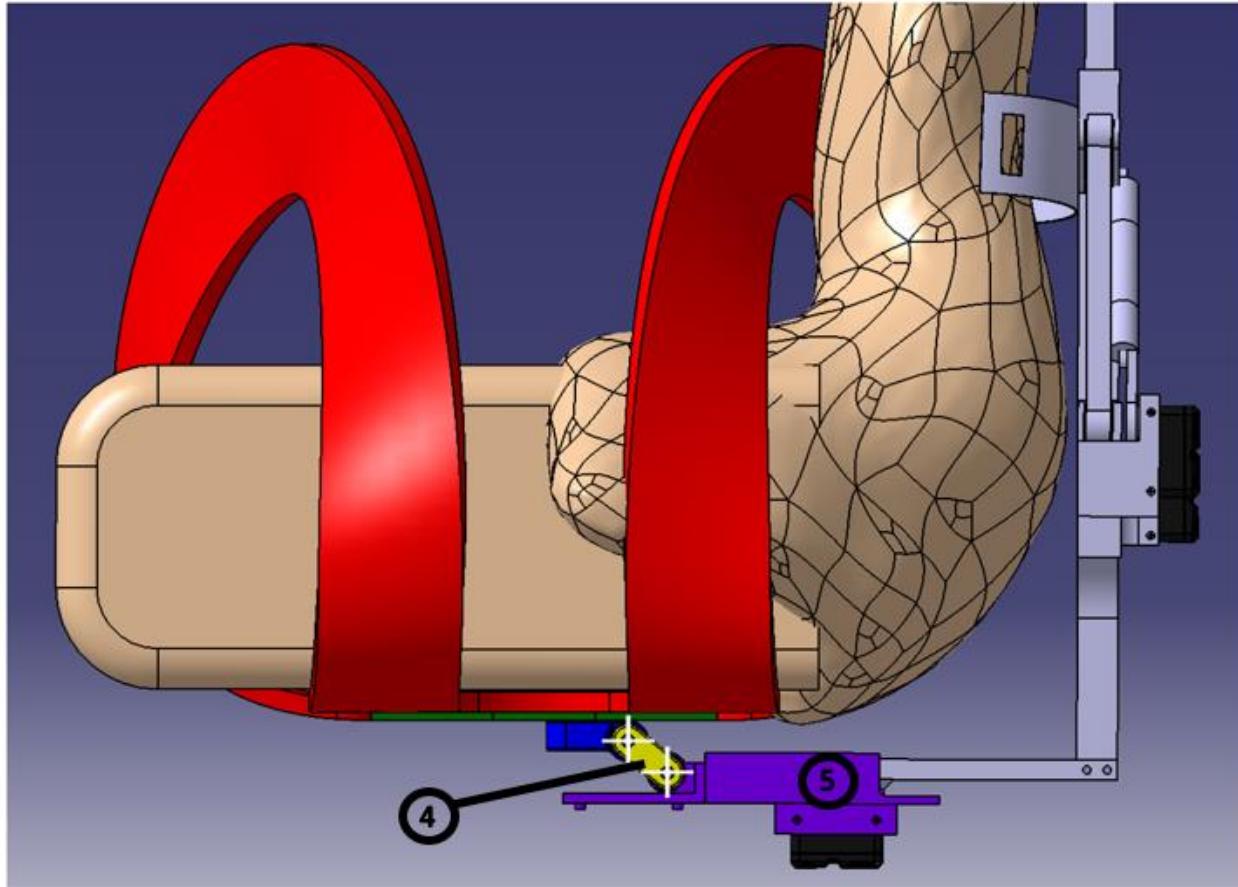


Figure 4.10 Rotations redondantes

À la plaque principale de l'épaule vient s'assembler la barre coudée qui contourne l'épaule par l'extérieur. Cet assemblage constitue le premier DDL compensé activement, soient les mouvements d'abduction et d'adduction. Ce mécanisme impose des limites d'angles allant de -45° à 45° , à partir d'une position neutre horizontale. Cela constitue un choix de conception en fonction des tâches ciblées, mais la pièce (5) peut être modifiée facilement pour offrir une plage d'angles différente.

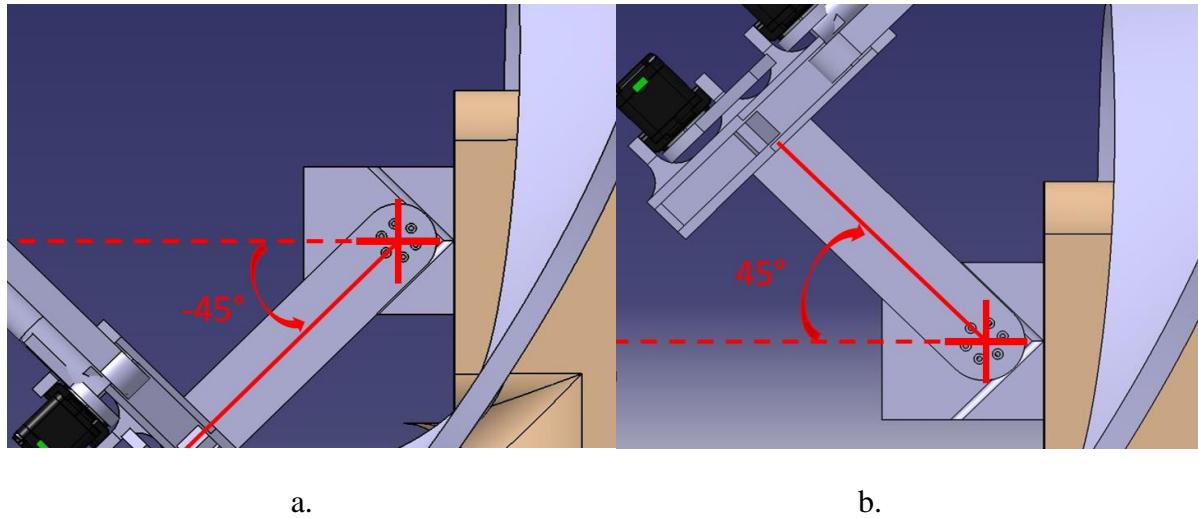


Figure 4.11 Mécanisme d'adduction et abduction à l'épaule. a. -45° , b. 45°

Pour les mouvements de flexion et extension à l'épaule, un mécanisme à barres parallèles a été conçu. Ce mécanisme a l'avantage de pouvoir facilement y insérer deux moteurs qui reprendront les efforts de manière synchronisée. La conception de ce mécanisme permet des amplitudes d'angles allant de -75° à 60° , illustrées à la Figure 4.12, à partir d'une position neutre horizontale. Ce sont des butées mécaniques qui empêchent de dépasser les limites.

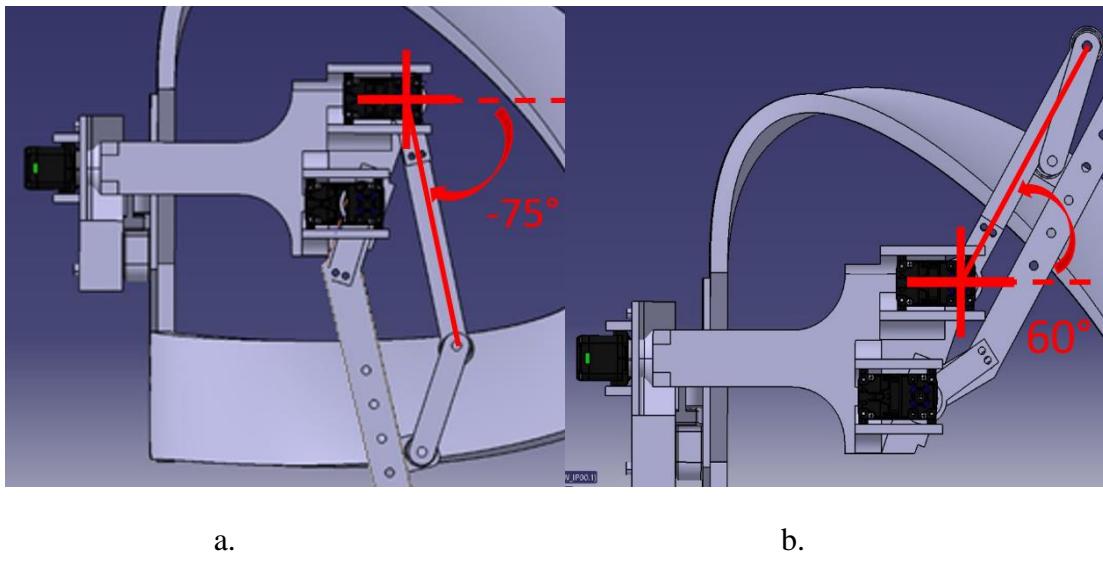


Figure 4.12 Flexion et extension à l'épaule. a. -75° , b. 60°

Ce mécanisme a également l'avantage de pouvoir accueillir un ressort en tension, qui permet d'amener passivement l'exosquelette dans une position neutre près de l'horizontale, comme illustrée à la Figure 4.13. Le dimensionnement du ressort sera expliqué au Chapitre 5, où un modèle

numérique plus précis a été conçu, permettant justement un choix judicieux de ressort en fonction d'une position initiale désirée.

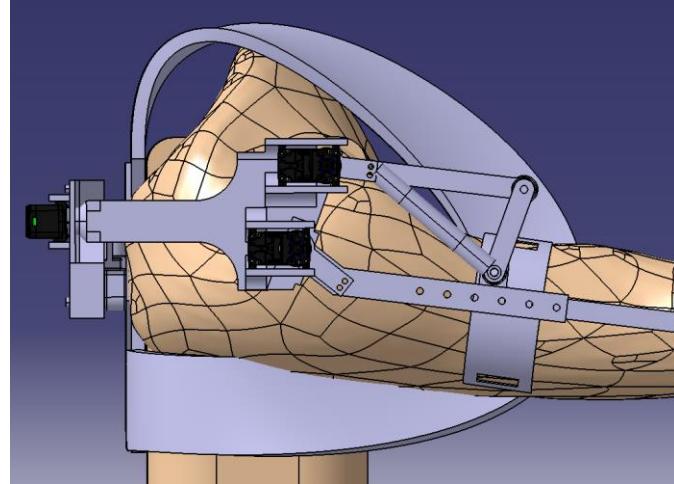


Figure 4.13 Mécanisme à l'épaule incluant le ressort

L'alignement des joints de l'exosquelette avec les axes de rotation de l'épaule étant encore une fois important, les pièces des mécanismes à l'épaule sont dimensionnées de sorte que les centres de rotation soient alignés avec les marqueurs de la numérisation du membre supérieur.

4.4.5 Mécanismes au coude

Pour assurer le meilleur alignement possible du joint de flexion et extension au coude de l'exosquelette avec le centre de rotation du coude de l'enfant, une glissière, pièce (6) en jaune sur la Figure 4.14, a été conçue avec des trous espacés pour permettre d'allonger ou de raccourcir la barre longeant le bras. Pour les enfants, la distance entre ces trous sera de 10 mm, ce qui permettra donc d'avoir un écart d'alignement entre l'axe du coude et l'axe de l'exosquelette respectif de maximum 5 mm. Pour un système robotisé en interaction avec un membre humain très complexe, cet écart est jugé respectable.

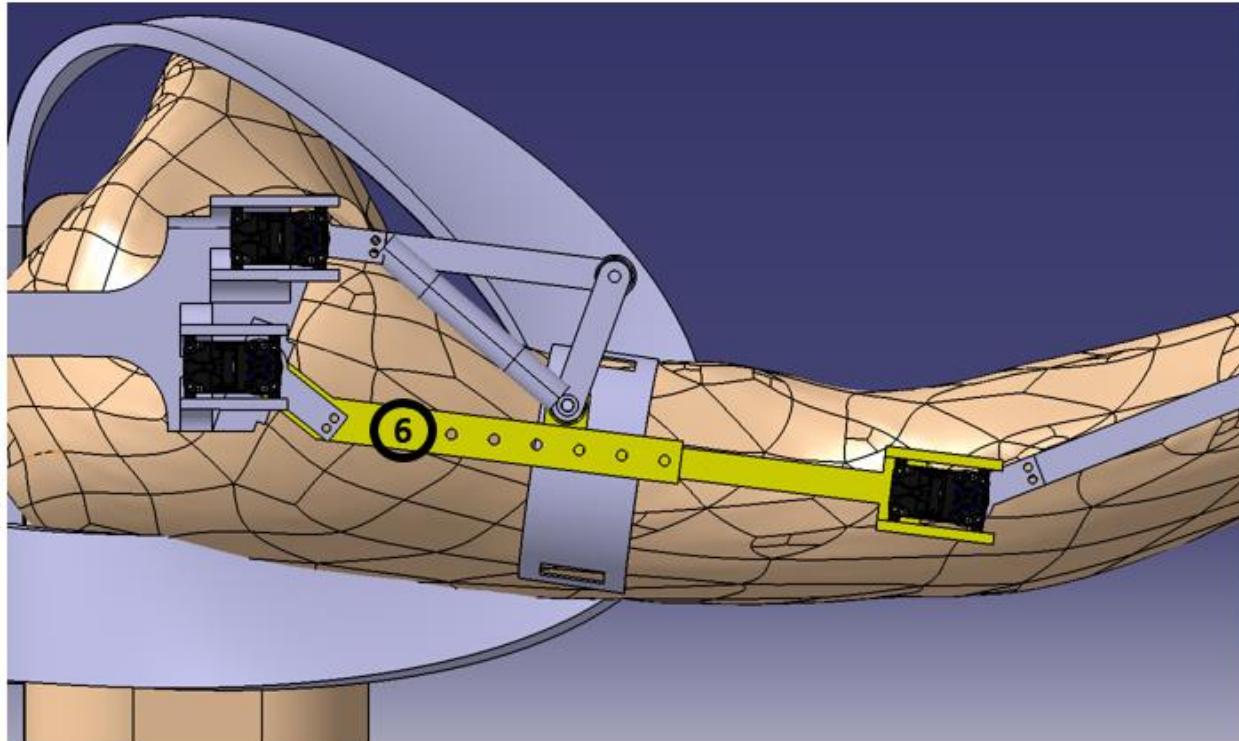
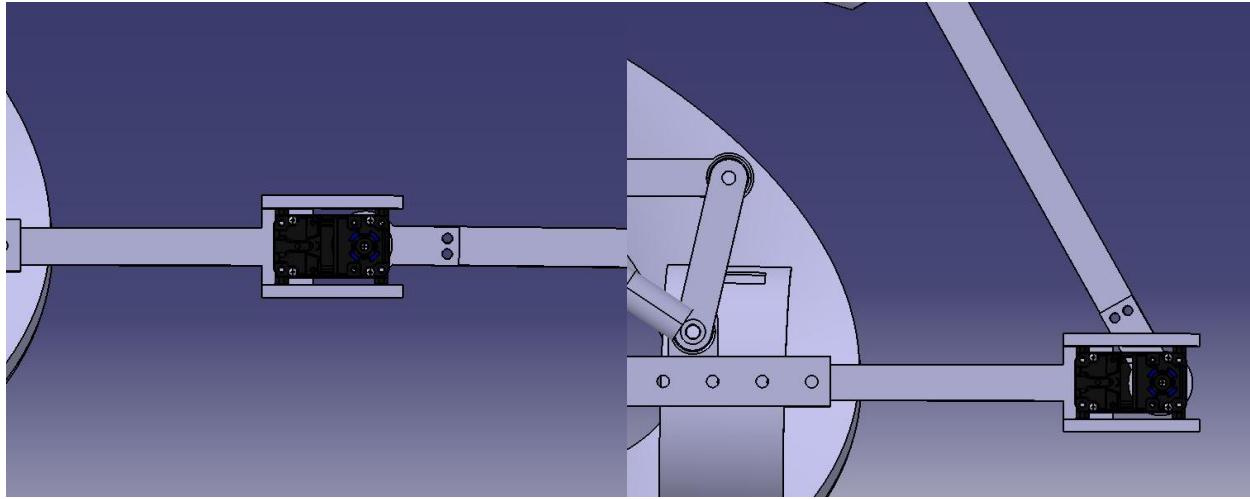


Figure 4.14 Glissière pour ajustement au coude

Pour provoquer les mouvements de flexion et extension au coude, l'arbre du moteur s'assemble simplement à la barre longeant l'avant-bras pour entraîner la rotation de cette dernière. Ce mécanisme inclut des butées pour limiter les amplitudes d'angles de 0° à 120° , la position neutre étant l'horizontale à 0° .



a.

b.

Figure 4.15 Flexion et extension au coude. a. 0° , b. 120°

Le dernier DDL assisté activement par l'exosquelette est la rotation suivant l'axe de l'avant-bras, qui correspond aux mouvements de pronation et supination. Pour provoquer ces mouvements, le mécanisme utilise un système d'engrenages attaché au poignet. Un mécanisme à engrenages a l'avantage de présenter un risque faible de glissement par rapport à d'autres mécanismes de transmission, tel un système avec poulies et courroies. Il est donc idéal pour un mécanisme qui subit de grands changements de vitesse et qui doit transmettre des couples précis. Le bracelet denté, qui correspond à la pièce circulaire venant s'attacher au poignet, couvre 210° . Or la rotation ne couvre que 180° , alors que ses limites d'amplitudes sont de -90° à 90° . Les 30° supplémentaires correspondent à 15° ajoutés à chaque extrémité du bracelet, pour que la connexion avec l'engrenage d'entraînement se fasse même aux limites d'amplitude. Des sangles à velcro collées aux extrémités du bracelet permettent de serrer ce dernier au poignet, en passant à l'extérieur de la rainure d'entraînement pour éviter des pincements de peau.

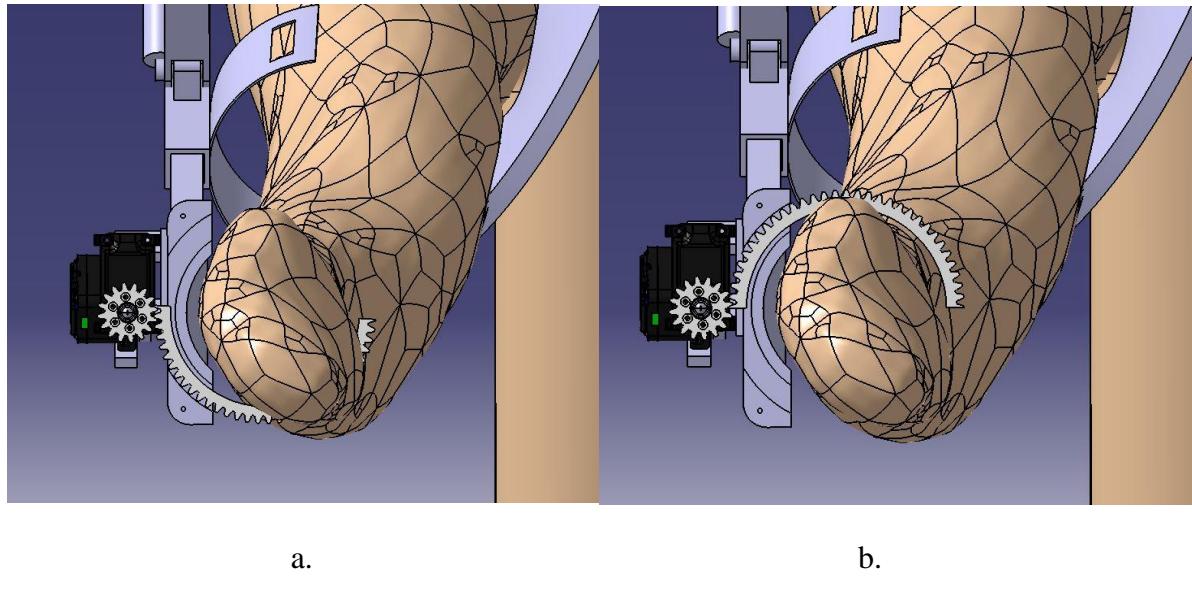


Figure 4.16 Pronation et supination au coude. a. 90° , b. -90°

Le ratio du mécanisme d'engrenages, donné par la différence entre le nombre de dents qu'il y aurait sur la circonférence complète de chaque engrenage, est :

$$4.5 : 1 \quad (2)$$

Cela veut donc dire que la vitesse angulaire au bracelet denté est 4.5 fois plus lente que celle à l'engrenage d'entrainement, mais le couple au bracelet denté est 4.5 fois plus grand que celui à l'engrenage d'entrainement. Le ratio de 4.5 est une conséquence des choix de conception, alors que le bracelet denté se devait d'avoir un certain rayon pour contourner le poignet, et l'engrenage d'entrainement se devait d'être petit pour limiter l'encombrement du mécanisme de l'exosquelette. Un ratio supérieur à 1 était toutefois souhaité pour multiplier le couple au moteur afin de faciliter l'initiation des mouvements.

4.4.6 La motorisation

Idéalement, le moteur choisi est le même à chaque joint dans un souci de faciliter la conception de la structure de l'exosquelette et de son système de contrôle. Dans ce travail, l'exosquelette conçu est optimisé pour un espace de travail aux alentours d'une position de bras à l'horizontale et devant la personne. Ce sont les moteurs au joint de flexion et extension de l'épaule qui sont donc le plus sollicités dans ce cas, car ces moteurs se trouvent à la base de l'exosquelette et doivent supporter

tout ce qui vient après. L'hypothèse que la masse de la structure de l'exosquelette est négligeable par rapport à la masse du membre supérieur est émise pour les calculs ci-dessous, sachant également que la structure sera principalement faite de PLA à 20% de remplissage, comme c'est souvent le cas pour des impressions 3D avec filament de plastique. De ce fait, la masse du membre supérieur sera considérée, et à cela s'ajoute une masse hypothétique réaliste pour les moteurs qui seront à chaque joint de l'exosquelette. Évidemment, le choix des moteurs est différent pour chaque enfant, en fonction de la masse et des dimensions du membre supérieur de celui-ci. Dans ce mémoire, le dimensionnement du moteur sera fait pour le 97^e percentile d'un enfant de 8 ans et moins [51], considérant les proportions standards du corps humain [52]. Il a été choisi pour un enfant de 8 ans parce que des tests pourront dans un avenir proche être réalisés avec deux enfants, qui ont à la date de dépôt de ce mémoire 5 et 7 ans, au Centre de Réadaptation Marie-Enfant. Donc l'exosquelette conçu devrait encore être bien dimensionné pour des tests avec ces enfants d'ici un à deux ans.

Ainsi, le moteur choisi devrait fonctionner pour une majorité d'enfants. Si un enfant vient à dépasser ces dimensions, l'exercice sera à refaire pour la motorisation. Le couple maximum est calculé dans la position statique la plus critique, c'est-à-dire le membre supérieur au complet à l'horizontale. Le Figure 4.17 illustre le modèle du membre supérieur simplifié, pas à l'échelle, et le Tableau 4.5 donne les masses et dimensions considérées pour le calcul des couples nécessaires pour l'exosquelette. Dans le modèle, le centre de masse le plus distant de l'épaule inclut l'avant-bras et la main.

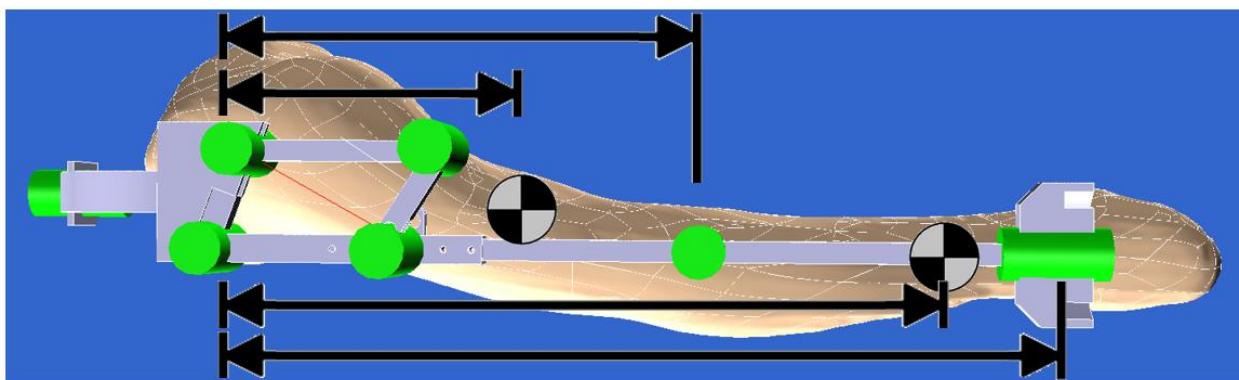


Figure 4.17 Modèle du membre supérieur simplifié pour équilibre

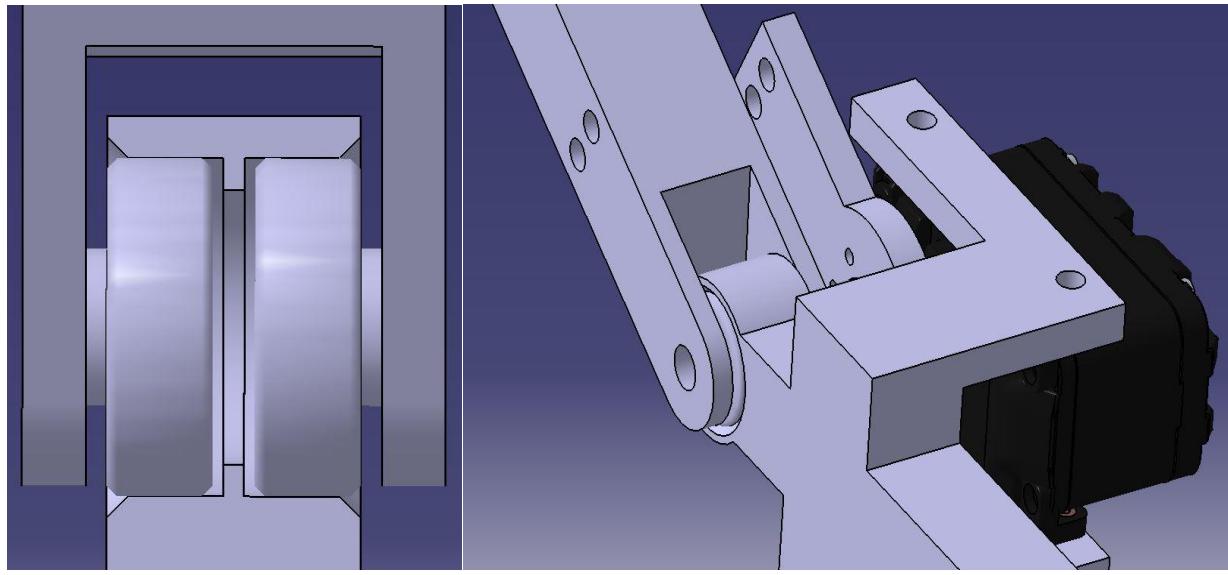
Tableau 4.5 Masses et distances à l'épaule de chacune des parties du membre supérieur

Parties	Masses (g)	Distance au centre de l'épaule (mm)
Bras	1090	90
Moteur au coude	200	210
Avant-bras et main	850	300
Moteur au poignet	200	420

On obtient ainsi à l'épaule un couple nécessaire de 4.70 Nm pour garder la flexion du bras à l'horizontale et au coude de 1.16 Nm. Comme deux moteurs sont installés à l'épaule pour les mouvements de flexion et extension, le couple nécessaire par moteur serait de 2.35 Nm.

4.4.7 Roulements à billes

Pour diminuer considérablement le frottement et ainsi augmenter l'efficacité mécanique de l'exosquelette, des roulements à billes ont été incorporés à chaque joint. La Figure 4.18 illustre l'assemblage de roulements qui est identique à chaque joint.



a.

b.

Figure 4.18 Assemblage de roulements. a. Vue de coupe, b. Vue isométrique

La Figure 4.18a illustre les deux roulements séparés par une butée au centre du trou de la pièce intérieure du joint. Il y a une seconde butée de part et d'autre sur la pièce extérieure du joint, qui permet de venir serrer le roulement. Cet assemblage assure un roulement avec un frottement et un jeu moindres dans l'axe du joint.

4.4.8 Modèle complet

La Figure 4.19 illustre le modèle numérique complet, réalisé par CAO, de l'exosquelette motorisé portable du membre supérieur pour enfants atteints de troubles neuromusculaires.

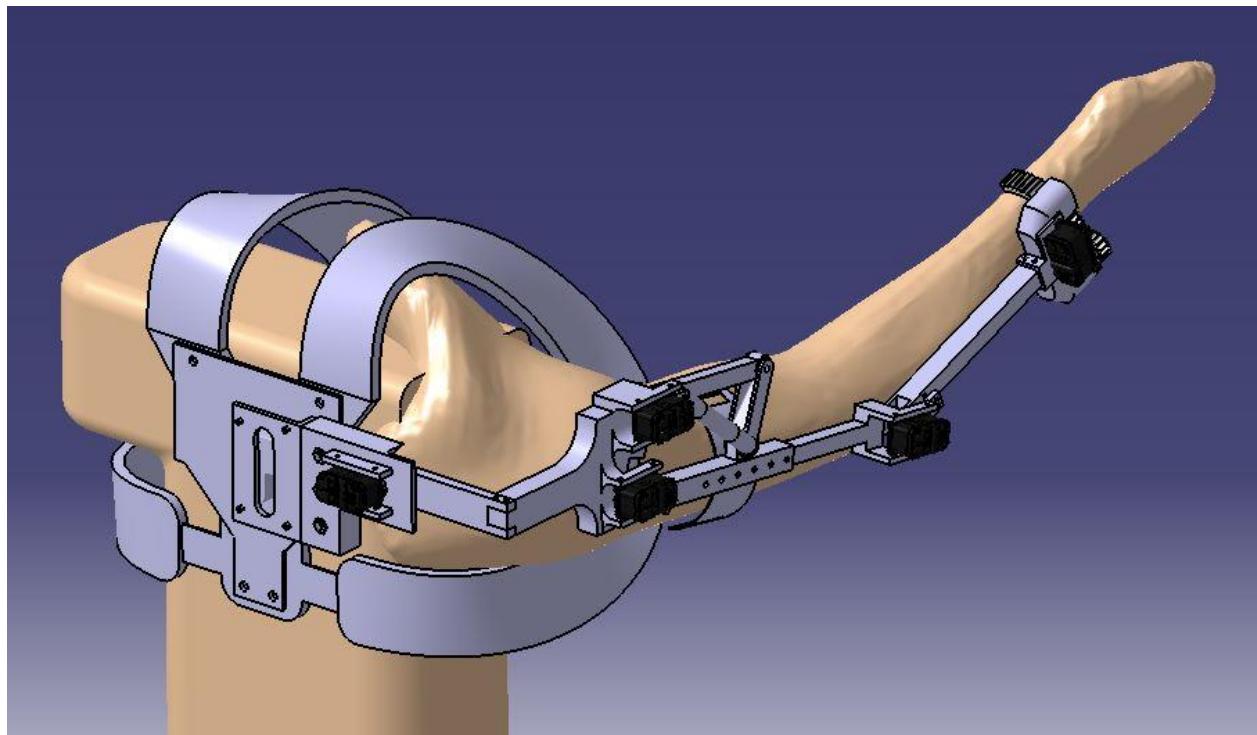


Figure 4.19 Modèle numérique 3D complet de l'exosquelette

CHAPITRE 5 CONTRÔLE ET SIMULATIONS DE L'EXOSQUELETTE

Maintenant que le modèle numérique de l'exosquelette motorisé et portable du membre supérieur pour enfants atteints d'une maladie neuromusculaire est développé dans un logiciel de CAO, il est important de produire une simulation numérique de sa dynamique avec un membre supérieur pour potentiellement en améliorer la cinématique, ou encore tester et optimiser le contrôleur. Une simulation numérique a l'avantage de diminuer considérablement les coûts reliés aux tests physiques et essais cliniques d'une nouvelle technologie.

5.1 Acquisitions de données EMG et cinématiques

Dans un premier temps, pour statuer sur la façon d'utiliser chacun des signaux qui seront utilisés pour le contrôle de l'exosquelette, il importe d'effectuer des acquisitions de données et de les analyser. Des acquisitions de différentes combinaisons d'actions du membre supérieur en laboratoire du mouvement, avec un système Vicon⁴ et des capteurs EMG par BTS Bioengineering⁵, ont été réalisées.

Les marqueurs réfléchissants ont été placés sur le membre supérieur droit selon le modèle de [52]. Pour obtenir les signaux EMG, six capteurs ont été placés sur six muscles sélectionnés pour le contrôle des quatre DDL de l'exosquelette. Deux premiers capteurs ont été placés le long du deltoïde et du muscle supra-épineux pour identifier les mouvements d'abduction et d'adduction de l'épaule. Un troisième capteur a été placé le long du muscle grand rond pour la flexion et extension à l'épaule. Deux autres capteurs ont été placés le long du biceps et du triceps pour les mouvements de flexion et extension au coude. Finalement, un capteur a été placé le long du muscle pronator teres pour les mouvements de pronation et supination au coude.

⁴ <https://www.vicon.com/products/camera-systems/vantage>

⁵ <https://www.btsbioengineering.com/products/freeemg/>

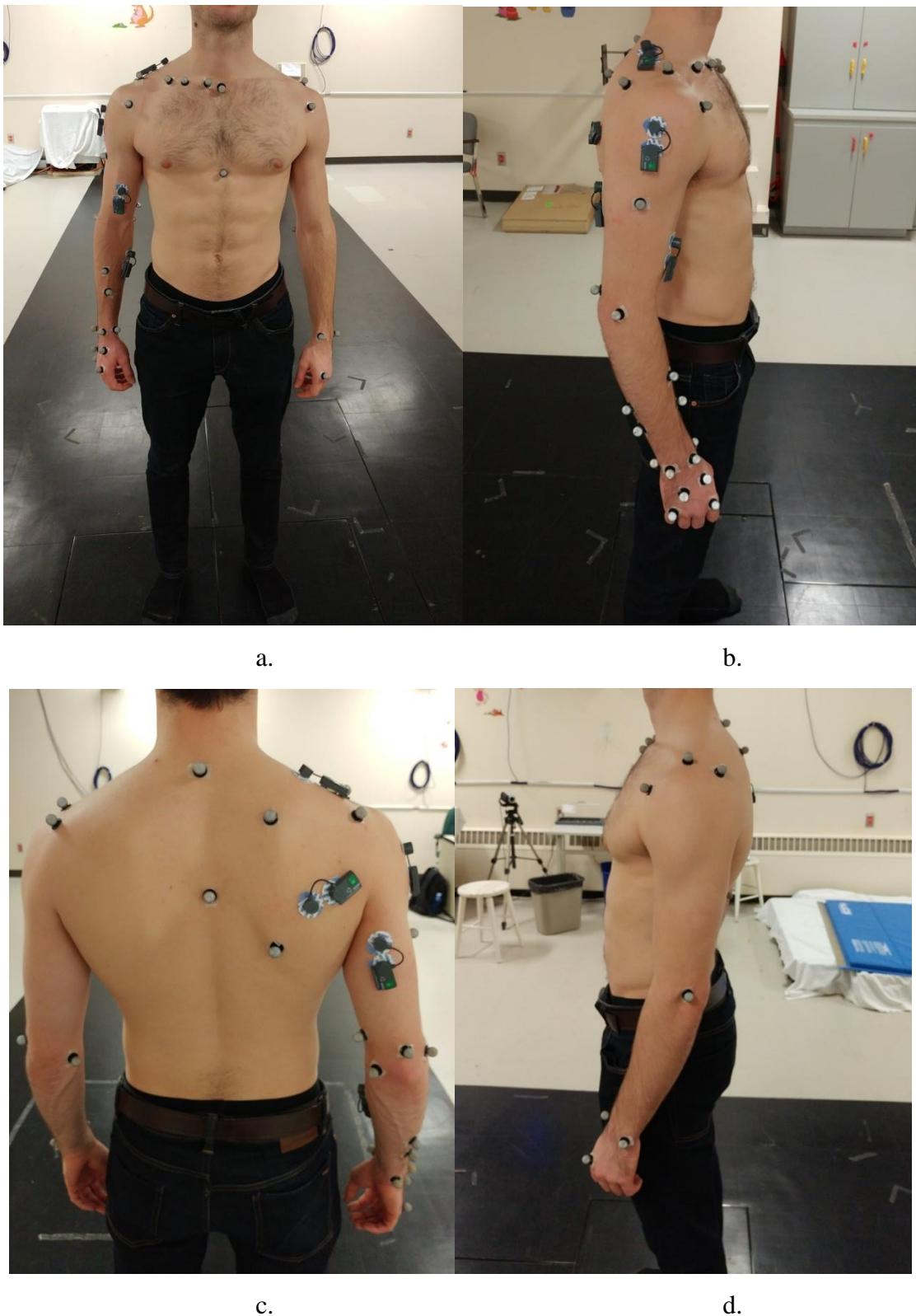


Figure 5.1 Positions des capteurs EMG et des marqueurs réfléchissants. a. Vue de devant, b. Vue de côté bras droit, c. Vue de dos, d. Vue de côté bras gauche

5.2 Traitement des données et classification

Cette section développe le traitement et la classification des données issues des mesures cinématiques et des mesures EMG.

Les données cinématiques obtenues des acquisitions sont les coordonnées 3D des marqueurs dans l'espace à chaque pas de temps. Avec Matlab®, il est possible de reproduire les mouvements faits en laboratoire, comme en témoigne la Figure 5.2, qui illustre un mouvement d'extension et de flexion, à la fois à l'épaule et au coude.

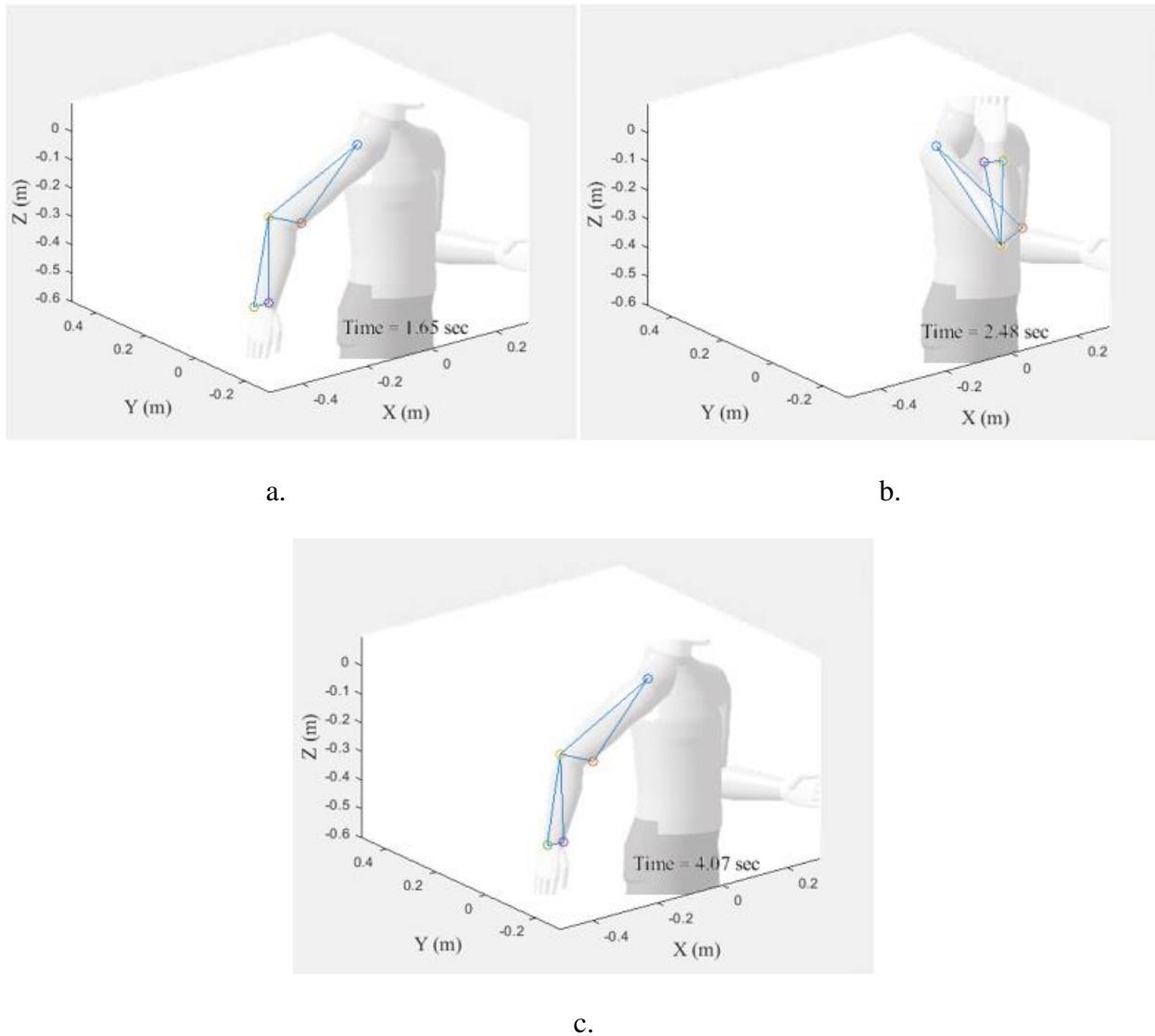


Figure 5.2 Mouvements de flexion et extension à l'épaule et au coude. a. Épaule et coude en extension à 1.65 secondes du début de la séquence, b. Épaule et coude en flexion à 2.48 secondes du début de la séquence, c. Épaule et coude en extension à la fin de la séquence

À partir de ces données, il est possible de retrouver, à chaque pas de temps, les angles de flexion ou extension à l'épaule et au coude, dans leurs plans respectifs. Les équations (3) et (4) donnent les relations géométriques obtenues du triangle illustré à la Figure 5.3, avec le coude comme exemple.

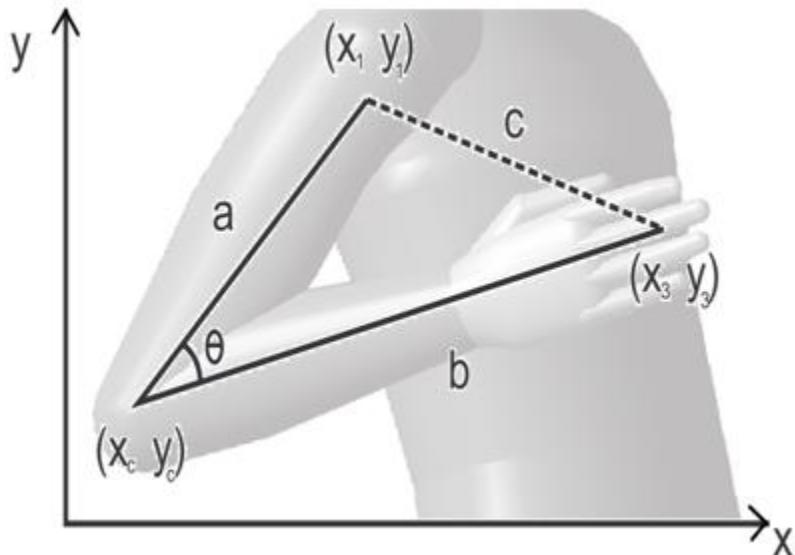


Figure 5.3 Relations géométriques d'un triangle

$$\theta = \arccos\left(\frac{a \cdot b}{\|a\| \cdot \|b\|}\right) \quad (3)$$

Où $a = (x_1 - x_c, y_1 - y_c)$

$$b = (x_3 - x_c, y_3 - y_c) \quad (4)$$

En analysant les acquisitions de données EMG, il est ressorti que leur répétabilité n'est pas bonne et que leur précision ne l'est pas non plus. Également, lors d'essais rapides avec des capteurs MyoWare⁶ à signaux EMG, les données étaient fortement bruitées simplement par le mouvement des câbles causé par les gestes du bras. La Figure 5.4 illustre ce phénomène alors que le bras est complètement au repos, mais que les câbles des capteurs sont bougés intentionnellement.

⁶ <https://www.sparkfun.com/products/13723>

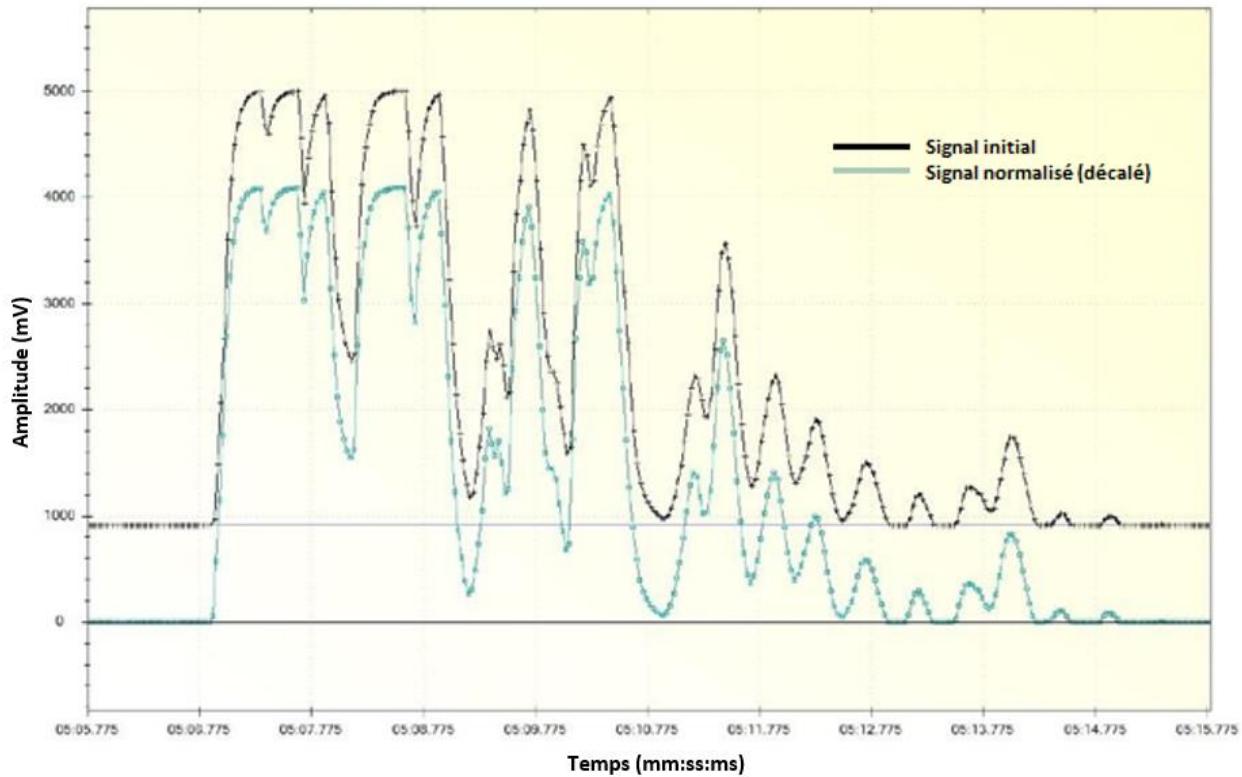


Figure 5.4 Effet des câbles touchés sur le signal

Par ces constats, la classification se fait donc selon le muscle sollicité et en fonction des seuils déterminés pour lecture d'une intention de mouvement ou non. Les signaux EMG dictent donc l'initiation du mouvement et l'amplitude en degré à atteindre pour le mouvement proportionnellement à l'amplitude maximum lue dans ces signaux EMG instigateurs. Les données cinématiques lues aux servomoteurs contrôlent ensuite la vitesse d'exécution dans la zone de transition du mouvement. Il est toutefois possible de diminuer considérablement le bruit des signaux EMG au moyen d'un filtre numérique.

Pour des mouvements de flexion et extension au coude, les signaux EMG ressemblent à ce qui est montré à la Figure 5.5.

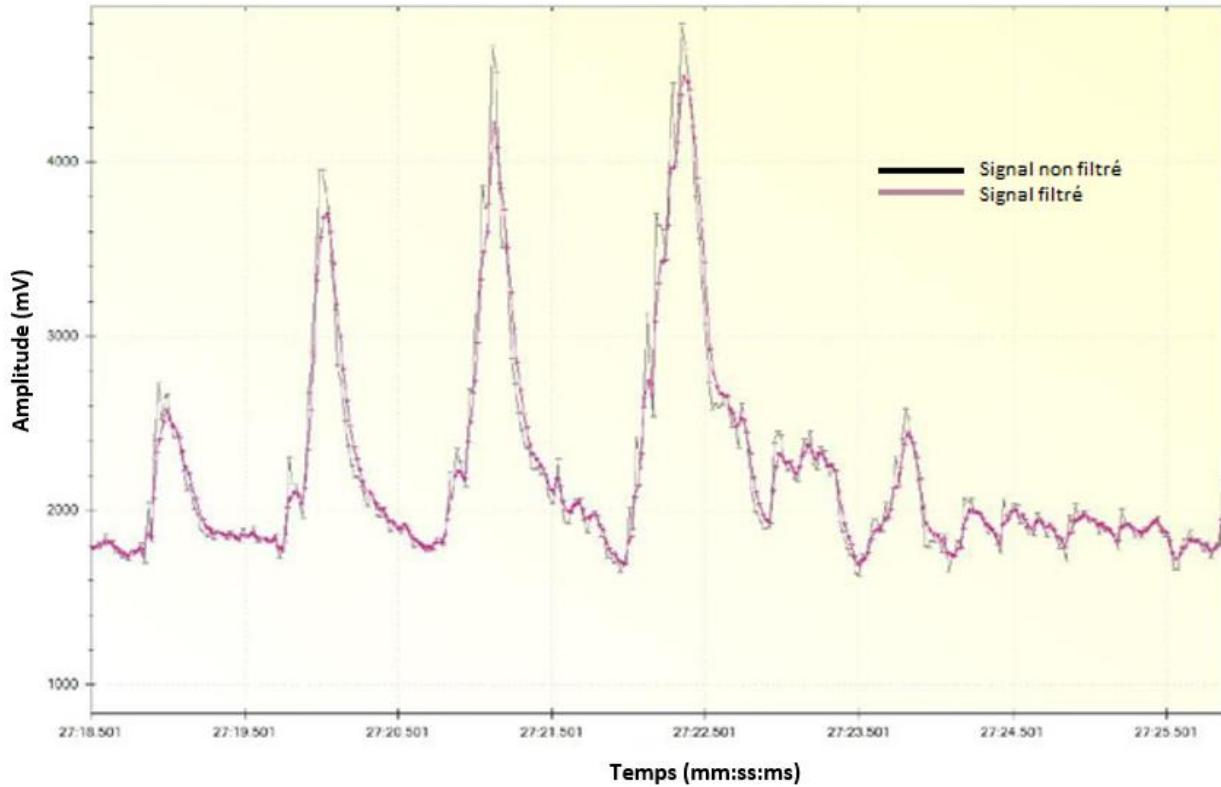


Figure 5.5 Signaux obtenus lors de contractions du Biceps

Avec ces acquisitions, on réalise que les signaux EMG filtrés peuvent donner l'information qu'un muscle s'est activé pour une intention de mouvement, et avec quelle intensité.

5.3 Développement du contrôleur

Comme il a été déterminé que les signaux EMG ne seront utilisés que pour détecter les intentions de mouvement, un correcteur standard de type PID sera donc seulement appliqué sur la vitesse angulaire aux moteurs. Pour simplifier, voici ce à quoi ressemblera la commande :

$$\text{Commande} = K_p \times \text{erreur} + K_i \times \text{somme(erreurs)} + K_d \times (\text{erreur} - \text{erreur précédente}) \quad (5)$$

Dans l'équation (5), l'erreur correspond à la différence entre la vitesse qui a été déterminée par la lecture des données EMG et la vitesse réelle à l'instant donné. Généralement les gains K d'un

contrôleur sont ajustés lors de tests contrôlés avec le système physique, mais ces gains pourront être approximés préalablement grâce aux simulations numériques de la dynamique de l'exosquelette. L'ajustement lors des tests physiques prendrait ainsi moins de temps.

5.4 Simulation multicorps dynamique du système

La simulation multicorps a été réalisée à l'aide du logiciel Robotran (UCL, Belgique) [53]. La Figure 5.6 illustre un membre supérieur avec tous ses DDL interfacé avec l'exosquelette développé incluant tous ses DDL également. Ce modèle inclut les dimensions et les paramètres inertiels de tous les corps présents. Robotran permet de modéliser un système dynamique et génère ensuite ses équations dynamiques sous forme symbolique. Ces équations peuvent être utilisées pour optimiser l'exosquelette par la suite. En connaissant l'espace de travail du système désiré, il est possible de réaliser une dynamique inverse pour obtenir les efforts à déployer aux moteurs de l'exosquelette, pour ensuite les optimiser.

Cette simulation numérique permet également, en dynamique directe, d'obtenir le dimensionnement idéal du ressort au mécanisme de flexion et extension à l'épaule : il est possible de lancer des simulations en dynamique directe jusqu'à l'atteinte de la stabilité du système en testant plusieurs combinaisons de longueur naturelle et de constante de rappel de ressort. Le ressort adéquat stabilise le système à l'angle de flexion à l'épaule désiré.

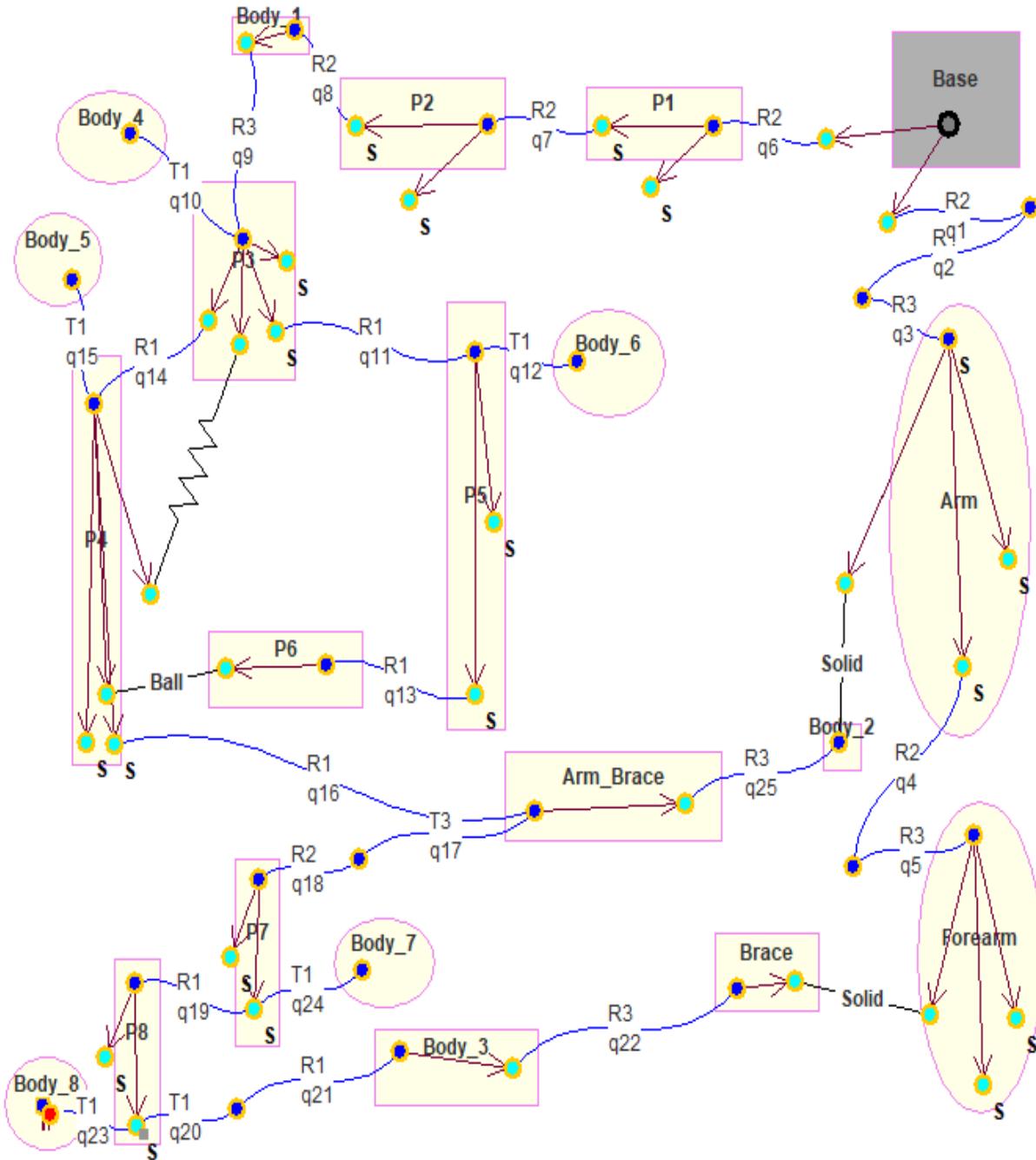


Figure 5.6 Modèle multicorps de l'exosquelette attaché à un membre supérieur

Ce modèle multicorps traduit donc l'exosquelette tel qu'il a été conçu, alors que les masses, inerties, centres de masse et dimensions attribués à chaque corps ont été obtenus du modèle CAO de l'exosquelette. Le modèle multicorps du membre supérieur est un modèle simplifié qui est fidèle

à un réel bras humain que par ses DDL. Les masses, inerties, centres de masse et dimensions sont obtenus de mesures prises selon le modèle de Yeadon sur l'utilisateur à qui sera destiné l'exosquelette. Donc ce modèle combiné permet de bien analyser l'interaction entre l'exosquelette et le membre supérieur de l'enfant, et permet d'adapter les dimensions de l'exosquelette dans le logiciel de CAO par la suite pour l'optimiser, avant de procéder à la fabrication.

CHAPITRE 6 FABRICATION ET INSTRUMENTATION DE L'EXOSQUELETTE

Une fois que la maquette numérique 3D de l'exosquelette a été réalisée et par la suite modifiée pour tenir compte des améliorations ressorties des simulations numériques au Chapitre 5, la fabrication par prototypage rapide peut avoir lieu.

6.1 Prototypage 3D

Une imprimante 3D est utilisée pour fabriquer les pièces qui composent l'exosquelette développé. L'imprimante en question utilise un procédé de fabrication additive. La conception de chaque pièce doit donc être repensée pour être imprimable. Il est également important de penser à l'orientation des couches dans la pièce, car cela jouera sur la solidité des pièces. Les figures suivantes montrent donc les différents plateaux d'impression et l'orientation désirée de chaque pièce. Toutes les pièces de la structure seront imprimées en PLA, un matériau qui offre une rigidité adéquate pour l'exosquelette développé, selon les tests réalisés avec les concepts préliminaires.

Les Figure 6.1, Figure 6.2 et Figure 6.3 illustrent les différents plateaux d'impression nécessaires pour obtenir une majorité des pièces de la structure de l'exosquelette. L'imprimante 3D utilisée doit avoir un volume d'impression de 25 cm par 20 cm, par 20 cm de hauteur, minimum. L'orientation de chaque pièce montrée est importante à respecter, car elles ont été conçues en conséquence.

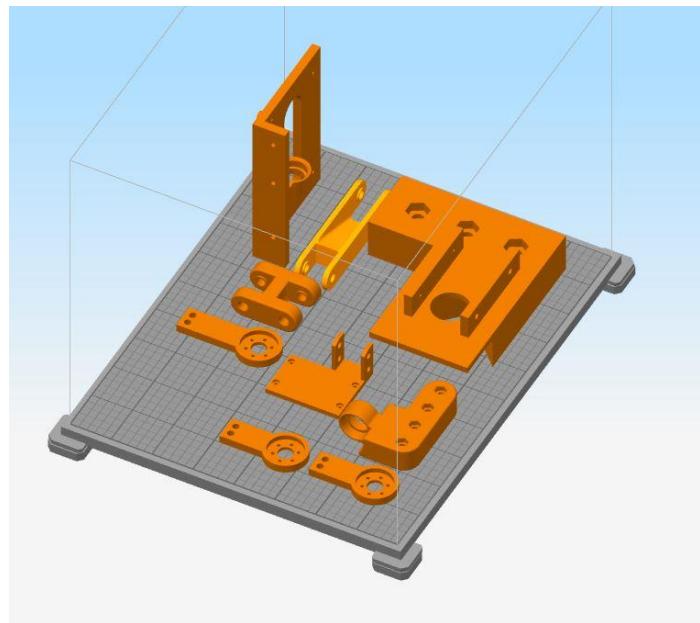


Figure 6.1 Plateau d'impression 3D #1

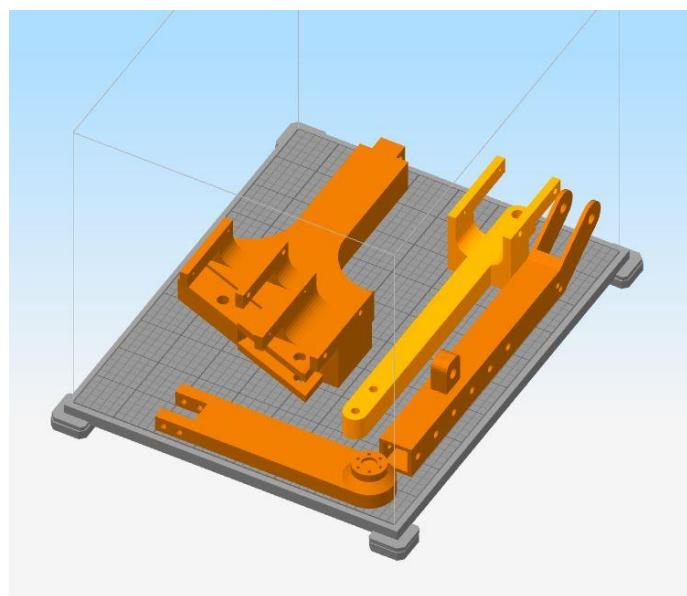


Figure 6.2 Plateau d'impression 3D #2

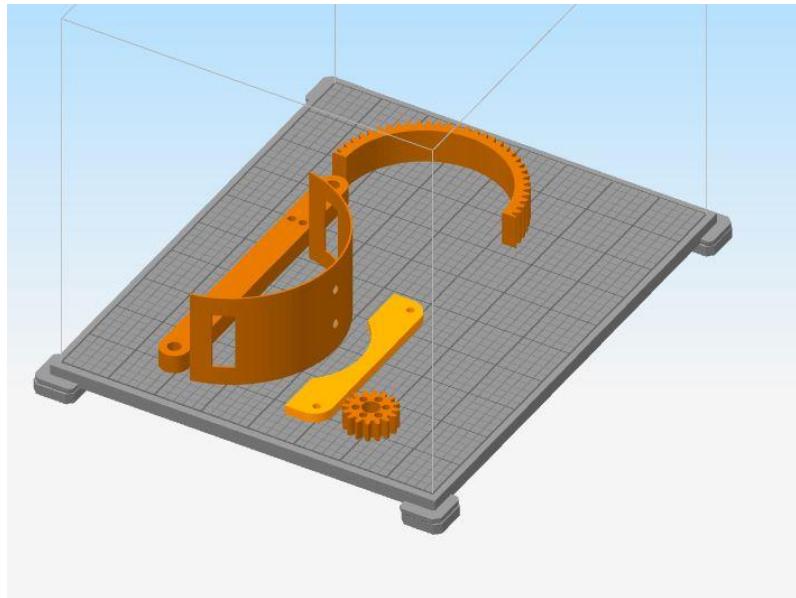
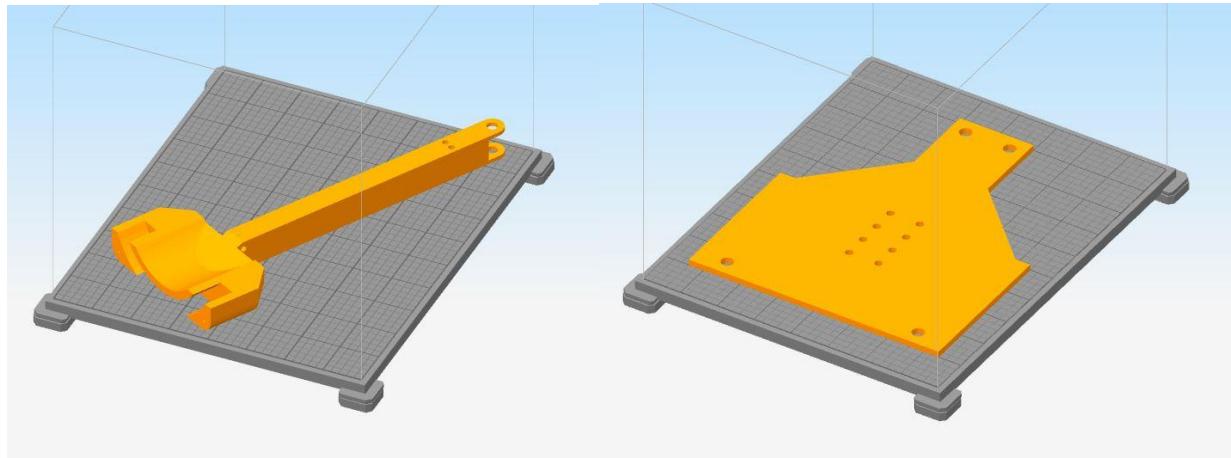


Figure 6.3 Plateau d'impression 3D #3



a.

b.

Figure 6.4 Plateaux d'impression 3D, a. #4 et b. #5

Pour les deux derniers plateaux d'impression illustrés à la Figure 6.4, il est important d'utiliser une imprimante 3D offrant un volume d'impression assez grand. La pièce à la Figure 6.4a a besoin d'être orientée selon la diagonale du plateau, qui fait 25 cm par 20 cm. Idéalement, cette dernière pièce ne doit pas être scindée en deux, ce qui pourrait fragiliser la structure et potentiellement

ajouter des jeux d'assemblage. La pièce à la Figure 6.4b occupe également presque la totalité d'un plateau de 25 cm par 20 cm.

6.2 Électronique et implémentation du contrôle

Les besoins en électronique sont un système à faible consommation énergétique et des signaux en entrée du microcontrôleur donnant les données EMG aux six muscles et les données cinématiques de chaque joint à chaque pas de temps. En sortie, le microcontrôleur doit pouvoir contrôler la position et la vitesse des moteurs à chaque joint selon les intentions de mouvement décelées.

6.2.1 Circuit électronique

Les composants électroniques sont donc sélectionnés de sorte à respecter les critères de conception préalablement établis. Le moteur doit pouvoir développer un maximum de 2.35 Nm en plus de pouvoir fournir des vitesses de rotation atteignant les 60 rotations par minute (RPM). Le moteur doit aussi pouvoir maintenir un couple en position statique. Les servomoteurs HerkuleX DRS-0201⁷ devenaient une bonne option, car ils peuvent fournir jusqu'à 2.35 Nm de couple avec une tension nominale de 7.4V, et cette tension peut aller jusqu'à 9V, permettant des couples encore plus élevés. Les HerkuleX DRS-0201 peuvent également atteindre des vitesses de rotation d'environ 60 RPM. Un servomoteur a aussi l'avantage d'avoir un asservissement en position intégrée. Cela veut donc dire qu'en position statique, le moteur fournira le couple nécessaire pour garder sa position angulaire. Les HerkuleX DRS-0201 ont également des butées mécaniques intégrées à leur boîte d'engrenages, limitant les amplitudes de mouvement angulaire entre -170° à 170°.

La source d'énergie sera, temporairement aux fins de l'élaboration d'une preuve de concept, une batterie au lithium polymère de 7.4V, qui pourra facilement être installée à la ceinture de l'enfant. Cette batterie est peu encombrante et légère. Or, la sécurité de la batterie n'a pas été évaluée, c'est pourquoi la source d'énergie pourrait être amenée à changer. Ensuite, le microcontrôleur doit fournir une grande vitesse de calcul et doit pouvoir récolter 10 canaux d'entrée pour communiquer avec quatre canaux de sortie. Le Arduino Due répondait aux critères. Finalement, les capteurs

⁷ <https://www.robotshop.com/ca/fr/servomoteur-robotique-herkulex-drs-0201.html>

MyoWare représentent l'une des meilleures solutions à bon prix pour obtenir des données EMG au moyen d'électrodes de surface. La Figure 6.5 présente le circuit électronique complet de l'exosquelette motorisé.

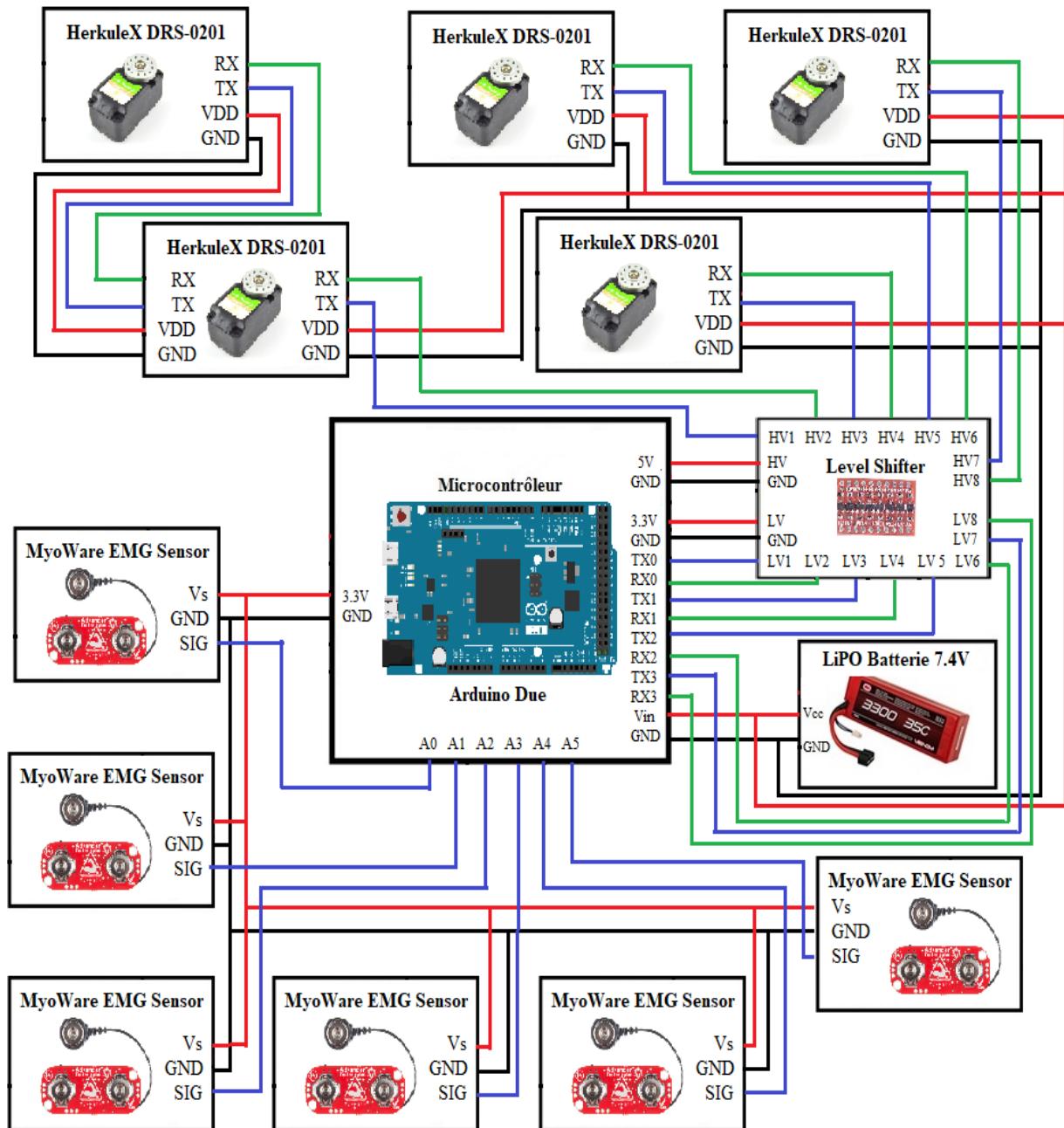


Figure 6.5 Circuit électrique de l'exosquelette

6.2.2 Implémentation du contrôle

On émet l'hypothèse que l'usager est en mesure d'amorcer un mouvement volontaire, même si très faible. Le système de commande doit être en mesure de recueillir des signaux EMG des muscles sélectionnés pour l'assistance de quatre DDL (deux à l'épaule et deux au coude) et de lire les orientations en temps réel de chaque moteur, pour actionner les servomoteurs (5) fixés aux différents joints, en fonction des paramètres EMG et d'orientations.

Le système prend en entrée deux éléments. Le premier correspond aux valeurs analogiques des six canaux EMG placés sur le biceps, le triceps, le pronator teres, le deltoïde, le muscle supraépineux et le muscle grand rond. Le système embarqué des capteurs MyoWare filtre une première fois les signaux analogiques, qui seront entre 0 et 3.3V aux entrées du microcontrôleur central Arduino Due. Ensuite, il y a les orientations des moteurs en degrés, valeurs lues directement par le microcontrôleur central aux ports de signaux de contrôle des servomoteurs. De ces orientations découlent également les vitesses et accélérations angulaires, pour obtenir les cinématiques de chaque DDL.

La sortie du système sera une position et vitesse cibles des servomoteurs, tout en respectant les limites physiologiques d'amplitudes de mouvement à chaque DDL, qui dépendent des amplitudes de mouvement permises par un membre supérieur données au Tableau 6.1 [12], ainsi que les limites des vitesses angulaires, vitesses qui ne devraient jamais dépasser les 60 RPM pendant des activités du quotidien [54].

Tableau 6.1 Limites d'amplitude par mouvement [12]

Mouvements	Amplitude de mouvement (°)
Adduction et abduction à l'épaule	230
Flexion et extension à l'épaule	230
Flexion et extension au coude	145
Pronation et supination au coude	175

L'exosquelette doit pouvoir maintenir des positions statiques, et pas seulement des mouvements dynamiques. Cela veut donc dire que les moteurs doivent pouvoir se bloquer à leur position pour supporter le bras. Par design de leur contrôleur interne, les servomoteurs HerkuleX résistent aux moments de force appliqués à l'arbre du moteur lorsqu'aucune nouvelle commande ne lui est envoyée pour bouger. Les HerkuleX DRS-0201 utilisés peuvent supporter l'équivalent de 2.35 Nm à une tension nominale de 7.4V.

Aussi, après une contraction des muscles pour induire un mouvement, il y a toujours une courte période de relaxation des muscles qui induit des lectures de voltage élevées même si l'intention est de garder le bras à la position obtenue. Pour éviter de provoquer un autre mouvement pendant cette période, le système pourra bloquer la position si une variation des signaux EMG est négative.

CHAPITRE 7 RÉSULTATS

Le résultat principal est un prototype physique d'un exosquelette motorisé portable des membres supérieurs pour un enfant atteint d'une maladie neuromusculaire. Son circuit électronique de commande a été conçu et son contrôleur a été pensé. Plusieurs outils ont également été développés pour optimiser et ajuster l'exosquelette aux dimensions et fonctions désirées de l'utilisateur.

7.1 Prototype électromécanique de l'exosquelette

La Figure 7.1 illustre le prototype physique de l'exosquelette fabriqué. Cette preuve de concept a été fabriquée sans roulements, car l'objectif poursuivi à cette étape était de tester le confort, la cinématique et le contrôle actif. L'exosquelette est également portable, alors que le harnais de corps peut être ajusté de manière serrée autour des épaules. Ainsi, la plaque de fixation de l'exosquelette au dos est stable.

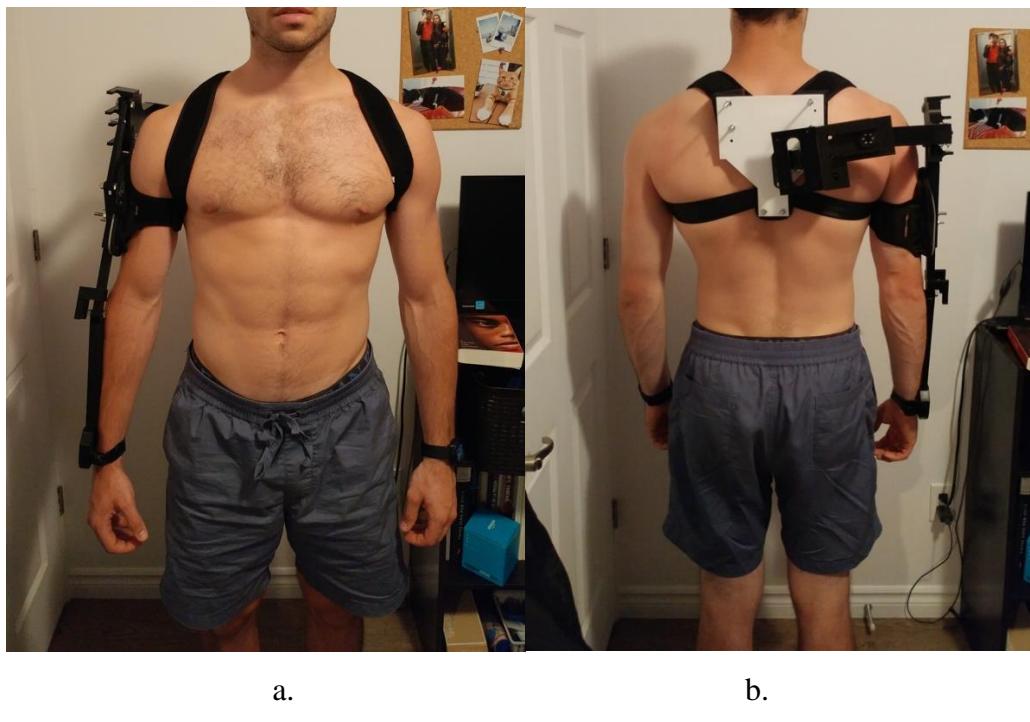
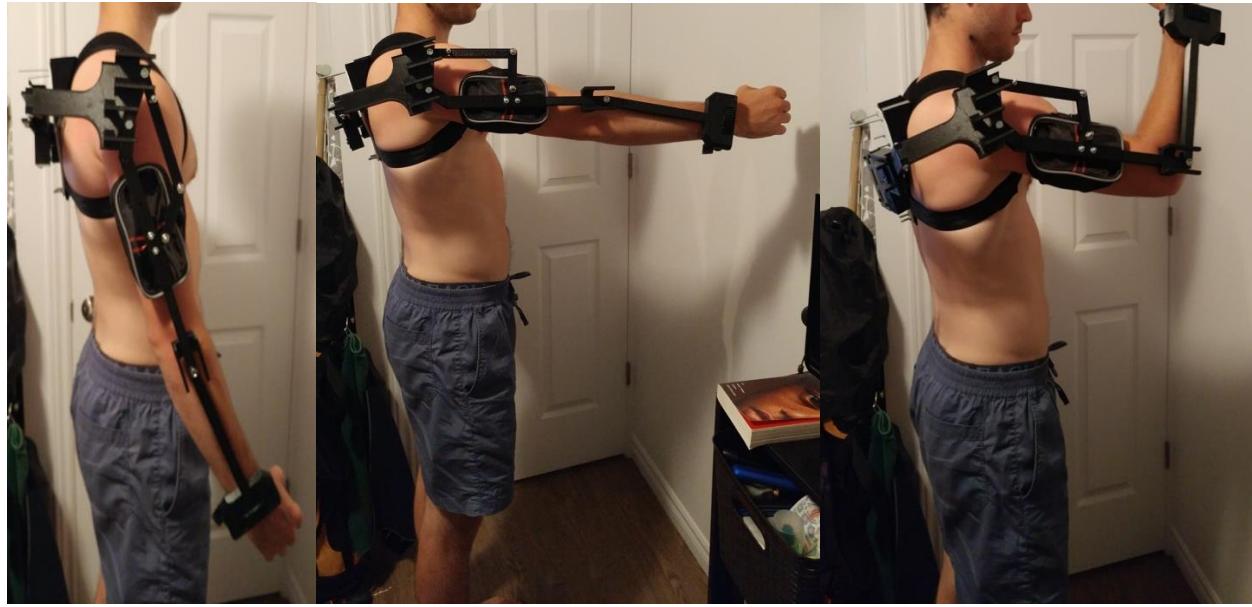


Figure 7.1 Vues de l'exosquelette porté, a. de devant et b. de derrière

Le Figure 7.2 illustre l'exosquelette qui suit un mouvement combiné de flexion à l'épaule et au coude.



a.

b.

c.

Figure 7.2 Vues de côté de l'exosquelette porté, a. en position verticale, b. en position horizontale et c. en position horizontale avec flexion du coude

Les deux rotations redondantes après la fixation de l'exosquelette à la plaque de dos facilitent beaucoup les mouvements de l'épaule. La Figure 7.3 illustre que ces rotations permettent à l'exosquelette de bien suivre les mouvements du membre supérieur malgré une translation de l'épaule vers l'avant.

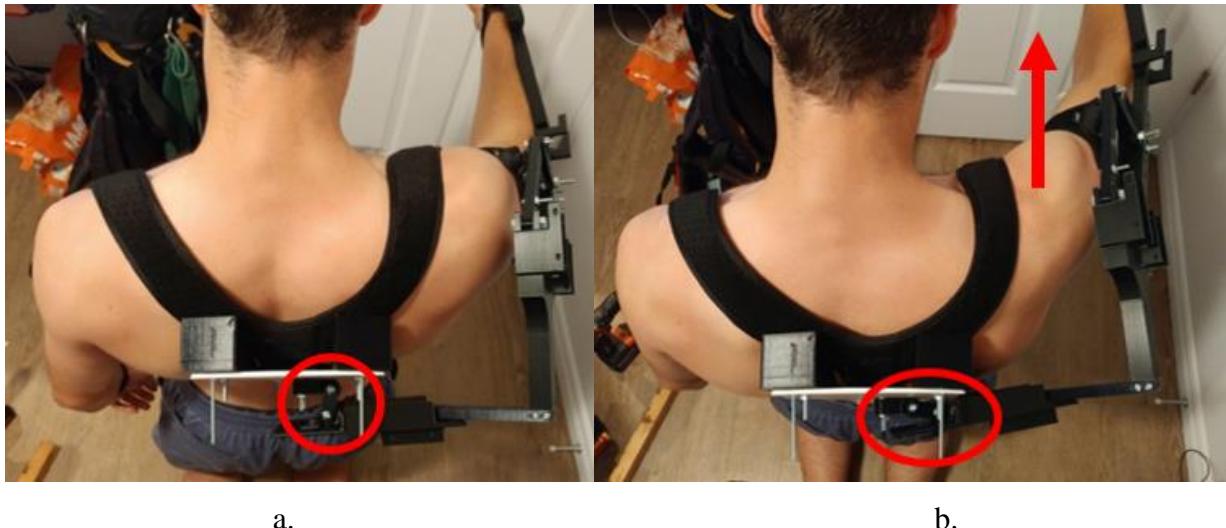


Figure 7.3 Rotations redondantes avant l'épaule, a. à amplitude maximale et b. à amplitude minimale

Le prototype incorpore un ressort de tension pour amener l'exosquelette dans une position neutre à l'horizontale. Le dimensionnement de ce ressort a été trouvé à l'aide de l'outil de simulation développé dans ce mémoire et présenté au Chapitre 5, qui consiste en un modèle numérique dynamique du système combiné de l'exosquelette et du membre supérieur dans le logiciel Robotran avec des scripts Matlab. Les simulations ont été faites pour un adulte, afin de tester physiquement l'efficacité du ressort. Ce ressort est dimensionné différemment à chaque utilisateur. Ensuite, autour de cette position neutre, les moteurs pour flexion et extension à l'épaule peuvent opérer à l'intérieur de leurs limites de couple, ici de 2.35 Nm, puisque le ressort reprend beaucoup de la charge dans toutes les positions de l'espace de travail ciblé de l'exosquelette.

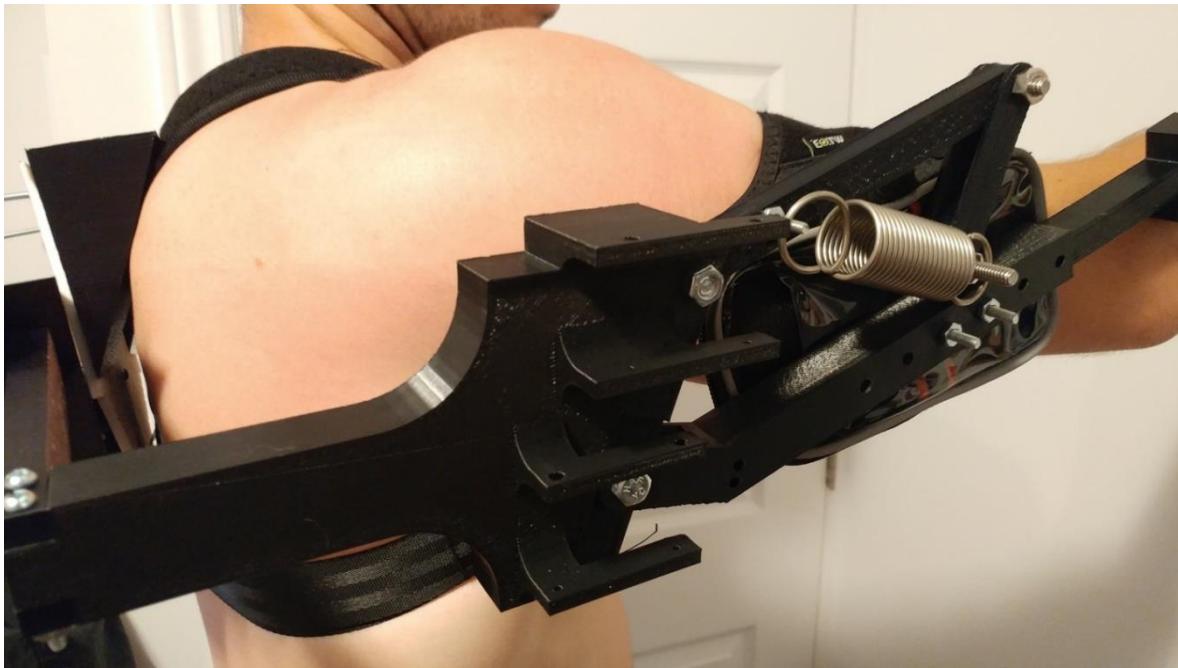


Figure 7.4 Photo du ressort à l'épaule

Ce prototype a été imprimé aux dimensions d'un adulte, pour faciliter les tests de confort et de cinématique, sans avoir besoin de trouver un enfant pour ces tests.

L'exosquelette conçu permet au membre supérieur de se mouvoir dans un espace de travail adéquat pour les tâches souhaitées. De plus, les limites d'amplitudes angulaires sont limitées par des butées physiques sur la structure, des mécanismes à même les moteurs électriques et par la programmation exécutée par le microcontrôleur. Il y a donc présence des trois types de sécurité conseillés sur un système robotisé pour tous les DDL.

Tableau 7.1 Limites d'amplitude induites par l'exosquelette selon chaque mouvement

Mouvement	Limite inférieure (°)	Limite supérieure (°)
Abduction et adduction à l'épaule	-45	45
Flexion et extension à l'épaule	-75	60
Flexion et extension au coude	0	120
Pronation et supination	-90	90

Sachant ces limites et les limites des mécanismes de l'exosquelette, il a été possible de déterminer l'espace de travail du membre supérieur qui porterait l'exosquelette motorisé portable, à partir de simulations numériques. Pour un membre supérieur sain sans contrainte et sans exosquelette, son espace de travail est celui illustré à la Figure 7.5. Tous les points correspondent à la position du centre du poignet dans l'espace, alors que le centre de l'épaule droite se trouve aux coordonnées (0,0,0). L'axe Z positif va dans le sens de la hauteur de la personne, l'axe Y positif pointe vers l'arrière de la personne et l'axe X positif pointe vers l'épaule gauche.

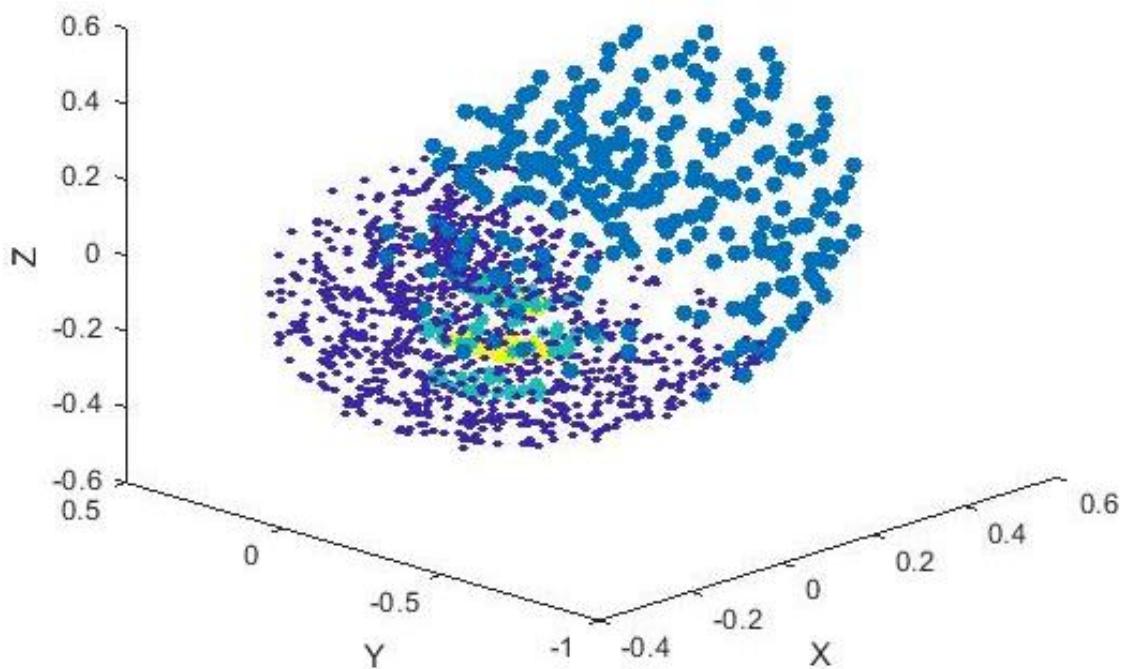


Figure 7.5 Espace de travail 3D d'un membre supérieur sain

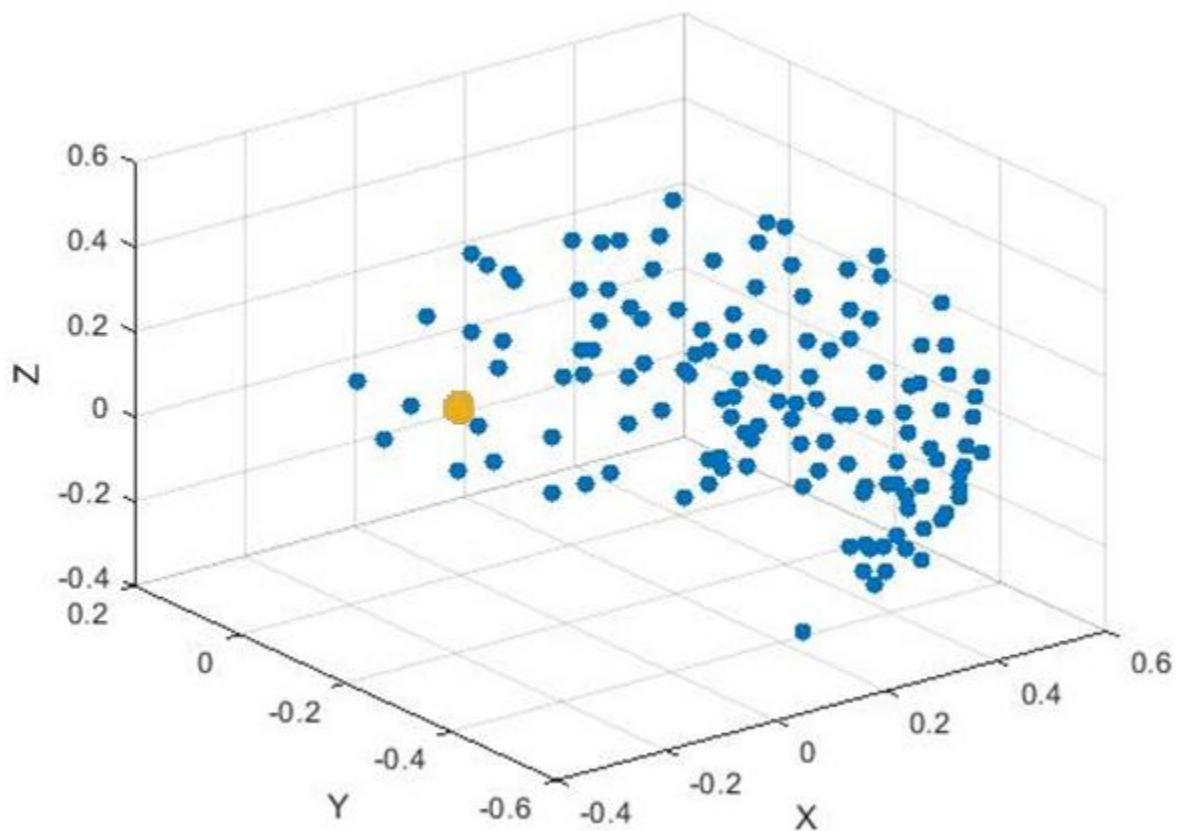


Figure 7.6 Espace de travail 3D du membre supérieur portant l'exosquelette

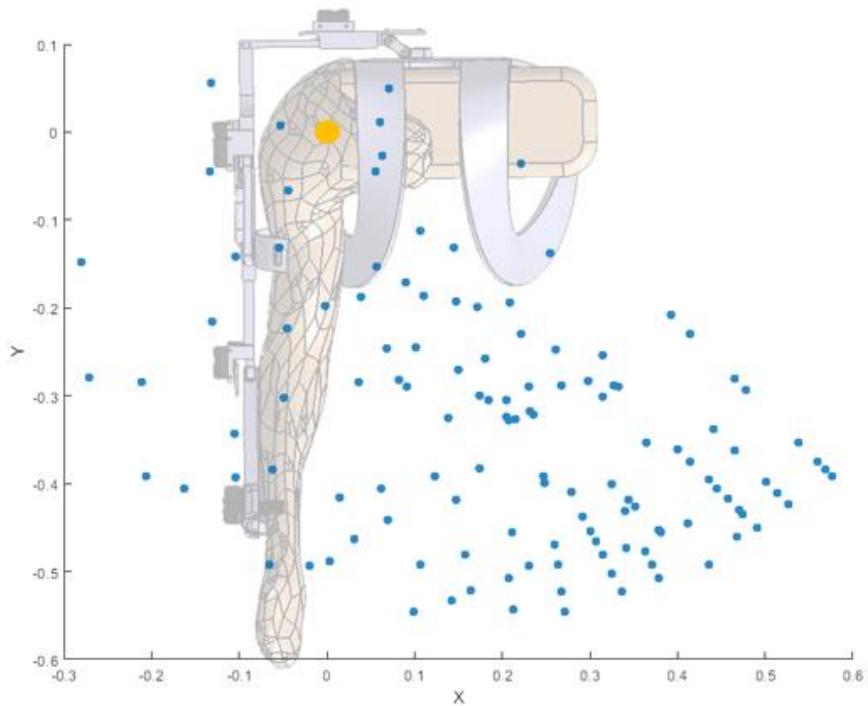


Figure 7.7 Vue de haut de l'espace de travail

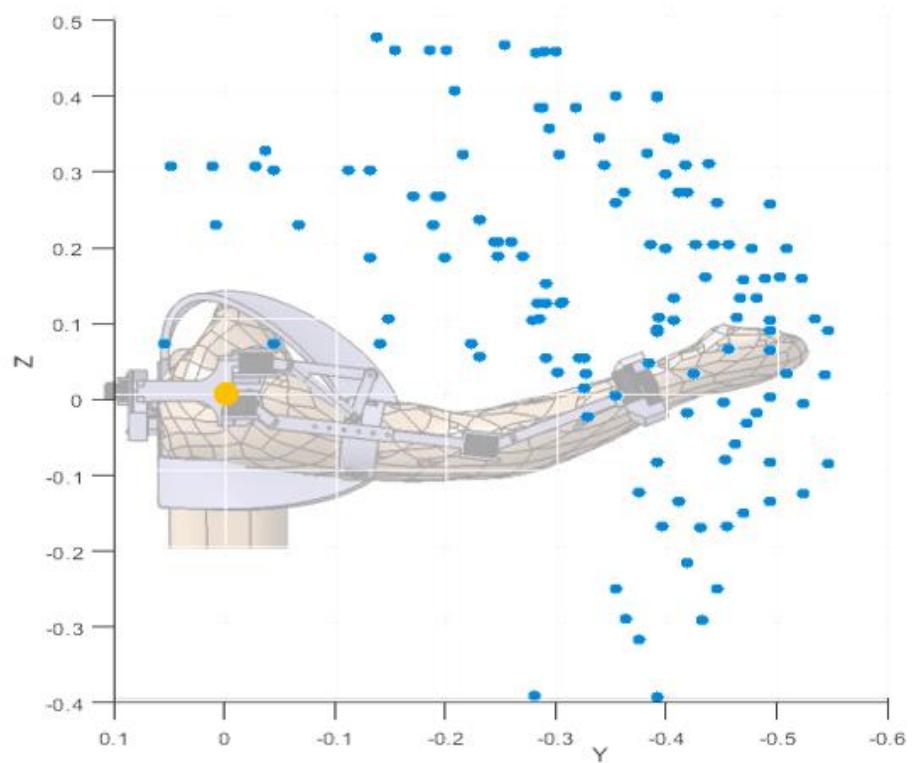


Figure 7.8 Vue de côté de l'espace de travail

La Figure 7.9 permet de mieux comprendre les axes.

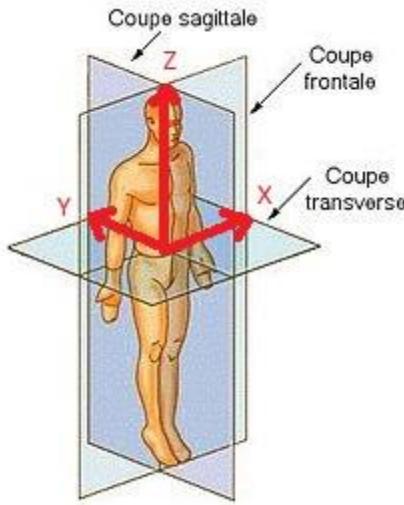


Figure 7.9 Orientation des axes du repère à l'épaule

L'espace de travail du membre supérieur lorsque celui-ci porte l'exosquelette est présenté à la Figure 7.6. L'espace de travail a été obtenu grâce à la simulation numérique qui a été développée, permettant l'analyse de l'interaction entre le membre supérieur et l'exosquelette conçu. Le point le plus imposant aux coordonnées (0,0,0) correspond au centre de l'épaule. Tous les autres points correspondent à la position dans l'espace du centre du poignet. Un membre supérieur portant l'exosquelette conçu peut donc principalement travailler dans un volume devant son tronc, à des hauteurs avoisinant celle de l'épaule. C'était d'ailleurs l'espace de travail ciblé par le développement de cet exosquelette. Encore une fois, l'axe Z positif va dans le sens de la hauteur de la personne, l'axe Y positif pointe vers l'arrière de la personne et l'axe X positif pointe vers l'épaule gauche.

La solution n'a également pas dépassé le budget imposé de 3000 \$CA pour les équipements de la preuve de concept. Évidemment, ce prix ne serait pas le prix de production, qui pourrait inclure l'utilisation de l'imprimante 3D, les heures de fabrication, assemblage, validation, etc., ou encore la certification. Le Tableau 7.2 présente le prix, incluant les taxes et frais d'importation au Canada.

Tableau 7.2 Liste des composants et prix

Composant	Quantité	Prix unitaire (\$CA)	Sous-total (\$CA)
Capteur MyoWare	6	75	450
Servomoteur Herkulex DRS-0201	5	200	1000
Microcontrôleur Arduino Due	1	60	60
Level shifter	1	8	8
1kg filament PLA	1	25	25
		Total	1543

En bref, l'exosquelette développé est adaptable et modulable pour s'ajuster à n'importe quel enfant et à sa croissance. Son électronique, avec le ressort qui compense beaucoup à l'épaule, permet de supporter 100% du membre supérieur de l'enfant, tant que celui-ci ne dépasse pas le 97^e percentile d'un enfant de 8 ans. Il supporte les mouvements selon deux DDL à l'épaule et deux DDL au coude, tel que désiré. Il répond également aux objectifs suivants :

- Une masse minimisée alors que l'exosquelette aux dimensions d'un enfant de moins de 8 ans pèserait environ 2kg, masse obtenue dans le logiciel de CAO Catia en attribuant la masse théorique à chaque composant de la solution, excluant la batterie qui serait installée à la ceinture de l'utilisateur;
- La production est simple et rapide, considérant que le produit est personnalisé à chaque utilisateur, grâce à une conception adéquate pour l'impression 3D en PLA;
- Le contrôleur est facilement programmable alors qu'il est « open-source », pour adapter le système de contrôle à plusieurs conditions différentes (Ex. : Réduire les spasmes);
- L'exosquelette est ergonomique en étant seulement à l'extérieur du membre supérieur;
- L'exosquelette est silencieux par l'utilisation de moteurs électriques seulement;
- L'exosquelette est fin et esthétique, comparativement à la majorité des exosquelettes existants.

7.2 Simulations de l'exosquelette

Les simulations numériques réalisées avec Matlab et Robotran permettent de dimensionner le ressort à incorporer à la solution. Elles permettent également d'analyser l'espace de travail et de confirmer le dimensionnement initial des moteurs à l'aide de l'exécution d'une dynamique directe. En somme, ces simulations permettent d'optimiser le système combinant ressort et moteurs à l'épaule.

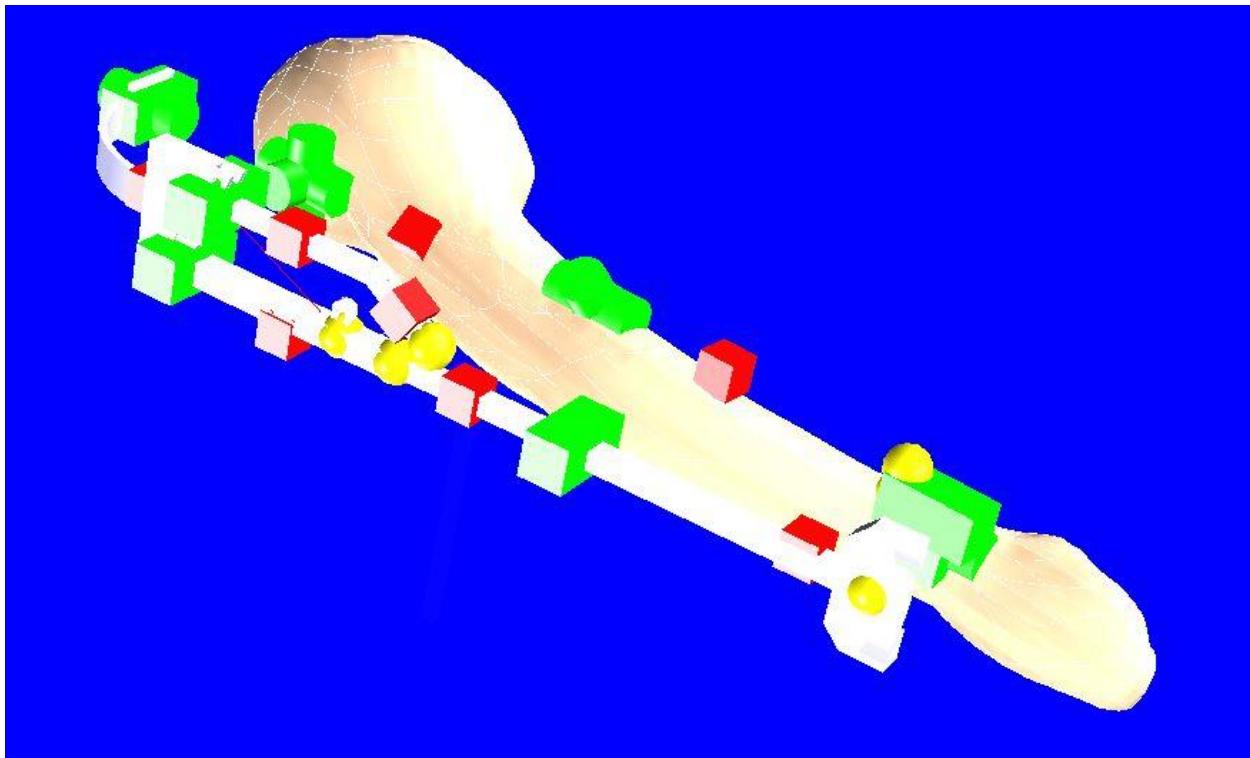


Figure 7.10 Affichage graphique des simulations numériques

Finalement, cet outil de simulations numériques développé permet également de tester et de régler le contrôleur du système robotisé, qu'est l'exosquelette. Il suffit d'appliquer une cinématique forcée aux joints des moteurs. Les résultats du système de contrôle développé et implémenté sur le prototype physique sont encore trop préliminaires, et se trouvent à l'Annexe A.

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le projet a permis de concevoir et fabriquer un exosquelette motorisé portable du membre supérieur pour enfant atteint d'une maladie neuromusculaire. Il a été conçu pour répondre le mieux que possible aux objectifs. Ce qui suit discute du degré d'atteinte de ces objectifs, et des perspectives futures pour ce projet.

8.1 Revue critique de la conception électromécanique

Pour guider la revue critique de l'exosquelette motorisé portable du membre supérieur, les mêmes critères utilisés à l'exploration de concepts au Chapitre 4 seront considérés.

Concernant le MIQ, c'est-à-dire le contrôle de l'exosquelette, celui-ci est plutôt simple. En effet, le contrôle se fait principalement en boucle ouverte alors que les signaux EMG sont principalement utilisés pour détecter les intentions d'initiation et d'arrêt de mouvement. Le fait que des servomoteurs et un microcontrôleur Arduino Due ont été choisis pour le circuit électronique rend la programmation aisée. En effet, les moteurs de ce prototype sont asservis en position et vitesse, sans prendre en considération la dynamique du système complexe, qui inclut un exosquelette connecté à un bras humain. Pour potentiellement avoir des mouvements plus fluides, il serait pertinent de développer un contrôle par couple pour prendre en compte la dynamique [55], les structures flexibles [56] et inévitablement les jeux d'assemblage.

La fiabilité est un critère important pour un exosquelette qui sera en interaction constante avec un membre humain. L'exosquelette conçu semble fiable, car premièrement son système électronique n'a besoin que d'une source à courant continu et ses composants électroniques ne sont pas énergivores. Ensuite, la structure a été conçue solide pour éviter d'avoir des bris pendant les tests. Or, la structure aurait intérêt à être étudiée pour optimiser ses épaisseurs. Il serait pertinent dans le futur de réaliser des analyses de résistance par éléments finis pour dimensionner adéquatement chaque pièce selon ses sollicitations. Il serait encore plus intéressant d'intégrer les équations de résistance des matériaux au modèle multicorps numérique, afin que les optimisations tiennent également compte de cette propriété. La conception a également été pensée pour procurer un assemblage aisément. La structure étant fabriquée par impression 3D, la fabrication peut s'effectuer aisément et à faible coût. Si une pièce vient à briser, elle peut rapidement être réimprimée. Évidemment, le point faible de ce procédé de fabrication est que la construction d'une pièce se fait

couche par couche. Chaque pièce de l'exosquelette a été réfléchie pour une orientation particulière sur le plateau d'impression. Or, des forces extérieures pourraient solliciter les pièces dans le plan des couches, et celles-ci seraient donc plus à risque de briser. Néanmoins, les plans numériques ont été conçus pour l'impression 3D, et d'autres matériaux, tel le nylon renforcé par fibres de carbone, peuvent être utilisés avec cette technologie. L'exosquelette pourra ainsi continuer à être personnalisé à chaque enfant et produit avec des matériaux résistants.

La cinématique de l'exosquelette est plutôt simple. L'exosquelette permet d'assister activement quatre DDL à l'épaule et au coude. Un mécanisme simple a été incorporé en amont des DDL à l'épaule pour assurer moins d'encombrement à l'épaule. Le fait d'avoir installé le mécanisme pour assister la pronation et la supination directement au poignet, plutôt qu'au coude, rend le système encore plus simple. Si ce mécanisme avait été plus anthropomorphique, sa conception aurait été plus complexe et son asservissement également. L'article [57] montre bien à quoi aurait ressemblé ce mécanisme et témoigne de sa complexité.

L'exosquelette est aussi flexible par sa modularité et ses plans numériques pour impression 3D qui sont facilement modifiables. L'exosquelette a été conçu de sorte à pouvoir s'ajuster et à pouvoir être optimisé aux dimensions du membre supérieur d'un enfant de 8 ans et moins. Idéalement, l'exosquelette aurait pu s'adapter pour des enfants dépassant les 8 ans, mais en cours de projet, il a été réalisé que l'exosquelette avait avantage à être personnalisé le plus possible aux dimensions de l'utilisateur, et que des enfants dépassant les 8 ans demanderaient en général une conception nouvelle basée sur les modèles existants.

Le coût de production de l'exosquelette est raisonnable. Le prix du prototype ne dépasse pas les 2000 \$CA (Prix des composants et matériel seulement). Évidemment, les roulements à billes n'ont pas été achetés, et ils sont généralement dispendieux, alors qu'on parle d'un total d'environ 200 \$CA pour tous les assemblages de roulements insérés dans la solution présentée dans ce mémoire. Or, ces roulements à billes se retrouvent dans les plans numériques 3D réalisés par CAO, pour une production future. Son prix de vente a donc le potentiel d'être raisonnable et remboursé en quasi-totalité par les assurances. À titre comparatif, des exosquelettes passifs, donc sans motorisation, du membre supérieur pour adultes se vendent 5000 \$CA et plus, alors que des exosquelettes motorisés du membre inférieur se vendent 50 000 \$CA et plus. La preuve de concept telle que fabriquée sans roulements sert donc essentiellement à constater la cinématique réelle du membre supérieur lorsque l'exosquelette est porté, mais son fonctionnement actif n'est pas vraiment représentatif.

Il ne faut également pas négliger la sécurité de l'exosquelette lorsque porté par un enfant, et il y a encore des développements à faire de ce côté. La batterie ne doit pas présenter un risque pour la vie de l'enfant. Les limites d'amplitudes de mouvement de chaque mécanisme actif ne doivent également pas dépasser les limites de mouvements de l'enfant qui porte l'exosquelette, ce qui pourrait causer des blessures graves.

8.2 Simulations

Les simulations numériques sont intéressantes pour un système dynamique complexe tel qu'un exosquelette en interaction avec un membre humain [58]. Le modèle du membre supérieur est simple et aurait intérêt à être développé dans le futur. Si les muscles étaient par exemple incorporés au modèle, il serait encore plus aisé de tester le contrôle à partir des signaux EMG lus aux muscles. Il reste néanmoins que le fait de pouvoir réaliser des analyses de cinématique, et de dynamiques directe et inverse, avec les simulations numériques réalisées dans ce projet, est un atout pour le dimensionnement des composants de l'exosquelette et son optimisation.

Les simulations permettent de trouver l'espace de travail, mais il serait intéressant d'en tirer les couples nécessaires aux moteurs de chaque joint pour arriver à chacun des points de l'espace. Cette information serait un atout pour le développement du système de contrôle.

De plus, le modèle numérique dynamique et ses codes de contrôle peuvent être convertis avec Robotran en code en langage C, qui pourra ensuite être utilisé directement dans la programmation du code de contrôle qui sera téléchargé dans le microcontrôleur.

Mais la fonction la plus intéressante des simulations est de pouvoir dimensionner le ressort et les deux moteurs au mécanisme à membrures parallèles à l'épaule. L'interaction entre le ressort et les moteurs permet d'optimiser l'exosquelette pour un espace de travail désiré.

8.3 Outils d'aide au design d'un exosquelette actif

Toute la méthodologie employée pour la réalisation de ce projet peut servir de guide pour la conception d'un autre exosquelette. L'objectif de ce mémoire était de concevoir le premier exosquelette motorisé portable du membre supérieur pour les enfants atteints de troubles neuromusculaires. Une méthodologie unique a donc été développée pour arriver à développer cette nouvelle technologie.

CHAPITRE 9 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Ce mémoire présente toutes les étapes de conception et la fabrication d'un exosquelette motorisé portable du membre supérieur pour enfants atteints de troubles neuromusculaires. Cet exosquelette devait être fin, portable, actif et également adaptable pour suivre la croissance de l'enfant. Ces objectifs ont été atteints presqu'en totalité, alors que la structure pourrait être moins encombrante. La méthodologie employée pour la prise de mesures du tronc et du membre supérieur de l'enfant permet d'obtenir un modèle numérique de l'enfant assez précis pour ensuite dimensionner le plus justement les différentes pièces de l'exosquelette. Cela permet d'offrir un exosquelette personnalisé très rapproché du corps et du membre supérieur, donc peu encombrant. L'exosquelette est également portable par la fixation aux épaules et au dos qui a été conçue. Les composants du système électronique ont été entièrement sélectionnés, permettant de contrôler activement chaque joint de l'exosquelette pour provoquer et assister les mouvements du membre supérieur. Le mécanisme d'assistance active pour les mouvements de flexion et extension à l'épaule est novateur, alors qu'un ressort interfacé à deux moteurs permet de réduire les couples de fonctionnement requis. Finalement, grâce à l'impression 3D et à une tige télescopique en amont du coude, l'exosquelette peut facilement et rapidement être ajusté pour s'adapter à la longueur du membre supérieur.

Ce mémoire présente également un modèle numérique de l'exosquelette conçu en interaction avec le membre supérieur, permettant de produire des analyses dynamiques et cinématiques de l'exosquelette. Ces simulations ont permis d'optimiser le dimensionnement des membrures de la structure de l'exosquelette, et ont permis de tester le système de contrôle des moteurs qui a été développé. Encore plus important, ces simulations ont permis d'optimiser le mécanisme à membrures parallèles avec ressort et moteurs, un mécanisme novateur, pour améliorer intentionnellement l'exosquelette pour un espace de travail ciblé.

La fabrication du prototype physique a permis d'analyser la cinématique de l'exosquelette et son interaction réelle avec un membre supérieur humain. Le confort et l'ergonomie sont des critères qui peuvent difficilement être analysés par simulations numériques, alors ces tests physiques apportent d'autres données importantes pour apporter les correctifs à la conception.

Or, le projet présente ses limites. Déjà, bien que l'impression 3D couche par couche ait l'avantage de pouvoir produire des pièces complexes rapidement, elle n'offre pas des pièces bien résistantes

aux efforts. Le frittage sélectif par laser, une autre méthode d'impression 3D, aurait avantage à être utilisée, car elle offre des propriétés mécaniques homogènes aux pièces produites. Le système de contrôle n'a également pas été testé en situation réelle, où un enfant atteint de troubles neuromusculaires porterait l'exosquelette. Donc il reste probablement encore beaucoup de développements à effectuer jusqu'à obtenir un système de contrôle qui remplisse en situation réelle les objectifs de performance désirés. Or, il est important de rappeler que le système de contrôle, de par sa conception, peut être adapté pour différentes conditions, telles que pour la réduction des spasmes.

Des travaux futurs permettraient certainement d'améliorer les performances d'un exosquelette motorisé portable qui serait destiné à un enfant particulier. Ce mémoire devrait pouvoir servir de guide de base pour la conception. Idéalement, le modèle numérique réalisé avec un logiciel de CAO devrait être entièrement paramétré au moyen d'une feuille Excel pour accélérer le redimensionnement des pièces. Le modèle numérique du membre supérieur pour les simulations dynamiques aurait avantage à inclure un modèle des muscles, pour améliorer les performances du contrôleur. Aussi, le modèle numérique de l'exosquelette aurait intérêt à inclure la résistance des matériaux, afin d'optimiser les dimensions des pièces pour obtenir les pièces les plus minces que possible en fonction des efforts qu'elles subiront. Il serait intéressant de faire des tests cliniques pour mesurer l'utilisation de l'exosquelette, qui permettraient de statuer sur plusieurs points de performance de l'exosquelette, tels que l'efficacité, la fiabilité ou encore l'efficience [59]. Finalement, les signaux EMG présentent un fort potentiel pour le contrôle d'un exosquelette, mais il importe de filtrer et de classifier les données adéquatement.

RÉFÉRENCES

- [1] A. E. Emery, « Population frequencies of inherited neuromuscular diseases—A world survey », *Neuromuscul. Disord.*, vol. 1, n° 1, p. 19-29, janv. 1991.
- [2] A. E. Emery, « The muscular dystrophies », *The Lancet*, vol. 359, n° 9307, p. 687-695, fév. 2002.
- [3] C. Bousquet-Jetté et al., « Fast scene analysis using vision and artificial intelligence for object prehension by an assistive robot », *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 63, p. 33-44, avr. 2017.
- [4] A. B. Zoss, H. Kazerooni, et A. Chu, « Biomechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) », *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 11, n°. 2, p. 128–138, avr. 2006.
- [5] Y. Sankai, « HAL : hybrid assistive limb based on cybernics », dans *Robotics Research*, Springer Tracts in Advanced Robotics vol. 66 éd., M. Kaneko et Y. Nakamura, édit., Allemagne : Springer, 2011, p.25-34.
- [6] H. S. Park, Y. Ren, et L.-Q. Zhang, « IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments », communication présentée à 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Arizona, États-Unis, 2008, p. 109-114.
- [7] T. Nef, M. Guidali, et R. Riener, « ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation », *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 6, n° 2, p. 127-142, juil. 2009.
- [8] E. Rocon et al., « Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, n° 3, p. 367-378, sept. 2007.
- [9] T. McCue, « Why This Little Two Year Old Girl Loves 3D Printed Magic Arms », *Forbes*, 14 août 2012. [En ligne]. Disponible : <https://www.forbes.com/sites/tjmccue/2012/08/14/why-this-little-two-year-old-girl-loves-3d-printed-magic-arms/#795167d64c85>.
- [10] W. T. Latt et al., « Towards an Upper-limb Exoskeleton System for Assistance in Activities of Daily Living (ADLs) », communication présentée à International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology, Kaki Bukit TechPark II,, Singapore, 2015, p. 12:1–12:4.
- [11] B. Delaney, « Muscles That Move the Arm », *ACE Fitness*, 23 février 2017 [En ligne]. Disponible à : <https://www.acefitness.org/blog/3535/muscles-that-move-the-arm>.
- [12] A. I. Kapandji, « Anatomie fonctionnelle : Membre supérieur », 6e éd. Paris, France: Maloine, 2005.
- [13] A. Sarcher, « Mouvements du membre supérieur chez les enfants hémiplégiques spastiques : analyse cinématique et électromyographique », mémoire de maîtrise, Génie mécanique, Polytechnique Montréal, Montréal, QC, 2014. [En ligne]. Disponible : <http://publications.polymtl.ca/1438/>
- [14] Dystrophie musculaire Canada. (2019) Qu'est-ce que la dystrophie musculaire? [En ligne]. Disponible : <http://muscle.ca/fr/>

- [15] H. Y. Wang, Y. H. Ju, S. M. Chen, S. K. Lo, et Y. J. Jong, « Joint range of motion limitations in children and young adults with spinal muscular atrophy », *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no 10, p. 1689-1693, oct. 2004.
- [16] Dystrophie musculaire Canada. (2017) Arthrogrypose. [En ligne]. Disponible : <http://www.muscle.ca/la-dystrophie-musculaire/les-maladies-neuromusculaires/arthrogrypose/>.
- [17] M. Gunn et al., « User Evaluation of a Dynamic Arm Orthosis for People With Neuromuscular Disorders », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, n° 12, p. 1277-1283, déc. 2016.
- [18] D. J. Magermans et al., « Requirements for upper extremity motions during activities of daily living », *Clin. Biomech.*, vol. 20, n° 6, p. 591-599, 2005
- [19] C. H. Jang et al., « A Survey on Activities of Daily Living and Occupations of Upper Extremity Amputees », *Ann. Rehabil. Med.*, vol. 35, n° 6, p. 907, 2011.
- [20] M. A. Lobo et al., « Grounding Early Intervention: Physical Therapy Cannot Just Be About Motor Skills Anymore », *Phys. Ther.*, vol. 93, n° 1, p. 94-103, 2013.
- [21] C.-J. Lai et al., « Pediatric aquatic therapy on motor function and enjoyment in children diagnosed with cerebral palsy of various motor severities », *J. Child Neurol.*, vol. 30, n° 2, p. 200-208, 2015.
- [22] P. A. Wright et al., « Neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy: a review », *Arch. Dis. Child.*, vol. 97, n° 4, p. 364-371, 2012.
- [23] M. T. Robert et al., « Motor learning in children with hemiplegic cerebral palsy and the role of sensation in short-term motor training of goal-directed reaching », *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 55, n° 12, p. 1121-1128, déc. 2013.
- [24] H. S. Lo et S. Q. Xie, « Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects », *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, n° 3, p. 261-268, avr. 2012.
- [25] R. W. Teasell et L. Kalra, « What's New in Stroke Rehabilitation », *Stroke*, vol. 35, n° 2, p. 383-385, févr. 2004.
- [26] R. C. Bowen et al., « Surface EMG and motor control of the upper extremity in muscular dystrophy: a pilot study », 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 2, 2001, p. 1220-1223.
- [27] B. Danneskiold-Samsøe et al., « Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender », *Acta Physiol.*, vol. 197, p. 1-68, oct. 2009.
- [28] B. Samadi et al., « Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy », *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, n° 14, p. 1519-1524, 2016.
- [29] B. Falk et al., « Child-adult differences in muscle strength and activation pattern during isometric elbow flexion and extension », *Appl. Physiol. Nutr. Metab. Physiol. Appl. Nutr. Metab.*, vol. 34, n° 4, p. 609-615, août 2009.
- [30] M. H. Rahman et al., « Development of a whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements », *Robotica*, vol. 33, n° 1, p. 19-39, janv. 2015.

- [31] R. A. R. C. Gopura et al., « Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review », *Robot. Auton. Syst.*, vol. 75, Partie B, p. 203-220, janv. 2016.
- [32] P. Agarwal et A. A. Deshpande, « Exoskeletons : State-of-the-Art, Design Challenges, and Future Directions », dans *Human Performance Optimization, The Science and Ethics of Enhancing Human Capabilities* éd., M. D. Matthews et D. M. Schnyer, édit. New York, États-Unis : Oxford University Press, 2019, p. 234-259. [En ligne]. Disponible : https://www.researchgate.net/publication/330631170_Exoskeletons_State-of-the-Art_Design_Challenges_and_Future_Directions.
- [33] B. Falk et al., « Child-adult differences in muscle strength and activation pattern during isometric elbow flexion and extension », *Appl. Physiol. Nutr. Metab. Physiol. Appl. Nutr. Metab.*, vol. 34, n° 4, p. 609-615, août 2009.
- [34] L. Cappello et al., « A series elastic composite actuator for soft arm exosuits », communication présentée à 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Singapour, 2015, p. 61-66.
- [35] R. C. V. Loureiro et al., « Upper limb tremor suppression in ADL via an orthosis incorporating a controllable double viscous beam actuator », communication présentée à Proc. 9th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics ICORR, 2005, Chicago, Illinois, p. 119-122.
- [36] H. J. Hermens et al., « European recommendations for surface electromyography. Enschede », The Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999.
- [37] S. Huet, « Classification de signaux electromyographiques en vue de la commande automatique d'une main artificielle », communication présentée à 3^e Conférence pour l'essor des technologies d'assistance, Paris, France, 2004. [En ligne]. Disponible : <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02021371/document>
- [38] G. Gaudet, M. Raison et S. Achiche. « Classification of upper limb phantom movements in transhumeral amputees using electromyographic and kinematic features », *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 68, p. 153-164, oct. 2017.
- [39] L. Zhou, Y. Li, et S. Bai, « A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation », *Robot. Auton. Syst.*, vol. 91, p. 337-347, mai 2017.
- [40] F. Ferrati, R. Bortolotto, et E. Pagello, « Virtual Modelling of a Real Exoskeleton Constrained to a Human Musculoskeletal Model », dans *Biomimetic and Biohybrid Systems, Living Machines 2013* vol. 8064 éd., N. F. Lepora et al., édit. Berlin, Allemagne : Springer, 2013, p. 96-107.
- [41] D. Galinski, J. Sapin, et B. Dehez, « Optimal design of an alignment-free two-DOF rehabilitation robot for the shoulder complex », communication présentée à 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013, p. 1-7.
- [42] M. S. John, N. Thomas, et V. P. R. Sivakumar, « Design and development of cable driven upper limb exoskeleton for arm rehabilitation », *Int. J. Sci. Eng. Res.*, vol. 7, n° 3, p. 1432-1440, 2016.
- [43] AFNOR (2013). Management par la valeur - Expression fonctionnelle du besoin et cahier des charges fonctionnel - Exigences pour l'expression et la validation du besoin à satisfaire dans le processus d'acquisition ou d'obtention d'un produit. Norme NF EN 16271-(2013). Tiré de <https://www.boutique.afnor.org/norme/nf-en-16271/>

- [44] A. Mohebbi, S. Achiche et L. Baron, « Mechatronic multicriteria profile (MMP) for conceptual design of a robotic visual servoing system », communication présentée à ASME 2014 12th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis, 2014.
- [45] A. Mohebbi et al., « Trends in concurrent, multi-criteria and optimal design of mechatronic systems: A review », communication présentée à International Conference on Innovative Design and Manufacturing (ICIDM 2014), Montréal, Québec, p. 88-93, 2014.
- [46] A. Mohebbi, S. Achiche et L. Baron, « Integrated and concurrent detailed design of a mechatronic quadrotor system using a fuzzy-based particle swarm optimization ». *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 82, p. 192-206, 2019.
- [47] A. Mohebbi, S. Achiche et L. Baron, « Multi-criteria fuzzy decision support for conceptual evaluation in design of mechatronic systems: a quadrotor design case study ». *Research in Engineering Design*, vol. 29, n° 3, p. 329-349, 2018.
- [48] A. Mohebbi, S. Achiche et L. Baron, « Integrated design of a vision-guided quadrotor UAV: A mechatronics approach », communication présentée à CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics Symposium (M3 2015), Ottawa, Ont., Canada, 2015.
- [49] L. Zhou et al., « A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation », *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 91, p. 337-347, 2017.
- [50] M. R. Yeadon, « The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertiamodel of the human body ». *J. Biomech.*, vol. 23, p. 67-74, 1990.
- [51] Normes de croissance de l'OMS pour le Canada. 2014. [En ligne]. Disponible à: https://www.dietitians.ca/Downloads/Public/HFA-WFA_2-19_BOYS_SET-2_FR.aspx
- [52] M. Laitenberger et al., « Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model ». *Multibody System Dynamics*, vol. 33, n° 4, p. 413-438, 2015.
- [53] M. Larouche Guilbert et al., « Development of a multibody model to assess efforts along the spine for the rehabilitation of adolescents with idiopathic scoliosis ». *Journal of Musculoskelet and Neuronal Interact*, vol. 19, n° 1, p.4-12, mar. 2019.
- [54] J. Rosen et al., « The Human Arm Kinematics and Dynamics During Daily Activities - Toward a 7 DOF Upper Limb Exoskeleton », communication présentée à 12th International Conference on Advanced Robotics, Seattle, États-Unis, p. 532-539, 2005.
- [55] P. Geoffroy et al., « From inverse kinematics to optimal control. The advances in robot kinematics », p. 409-418, 2014.
- [56] S. Achiche et al., « Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System Models for Force Prediction of a Mechatronic Flexible Structure ». *Journal of Integrated Design & Process Science*, p. 77-94, 2016.
- [57] M. Ramananarivo et al., « Biofidelic design of the forearm of a Myoelectric prosthesis with maximum functional volume », communication présentée à 21st International Conference on Engineering Design (ICED 2017), Vancouver, BC, Canada, p. 479-488, 2017.
- [58] S. Hernandez et al., « Refinement of exoskeleton design using multibody modeling: an overview », communication présentée à CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics (M3) Symposium, 2015.

- [59] K. Hornbaek, « Current practice in measuring usability : Challenges to usability studies and research ». *International Journal of Human-Computer Studies*, vol. 64, n° 2, p. 79-102, 2006.
- [60] I. Autti-Ramo et al., « Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: an overview of review articles », *Am. J. Phys. Med. Rehabil. Assoc. Acad. Physiatr.*, vol. 85, n° 1, p. 89- 103, 2006.
- [61] R. Vertechy et al., « Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation », communication présentée à 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2009, p. 188-193.
- [62] D. G. Caldwell et al., « “soft” exoskeletons for upper and lower body rehabilitation — design, control and testing », *Int. J. Humanoid Robot.*, vol. 04, n° 03, p. 549-573, sept. 2007.
- [63] T. Rahman et al., « Development and Testing of a Modular Upper Extremity Exoskeleton for Infants », communication présentée à International Conference on Biomedical Electronics and Devices, 2014, p. 316-319.
- [64] T. Haumont et al., « Wilmington robotic exoskeleton: a novel device to maintain arm improvement in muscular disease », *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 31, no 5, p. 44-49, août 2011.
- [65] M. N. Eek, A.-K. Kroksmark, et E. Beckung, « Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data », *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, n° 8, p. 1091-1099, août 2006.
- [66] L. Peternel et al., « Adaptive Control of Exoskeleton Robots for Periodic Assistive Behaviours Based on EMG Feedback Minimisation », *PLoS ONE*, vol. 11, n° 2, p. e0148942, févr. 2016.
- [67] J. M. P. Gunasekara et al., « Control methodologies for upper limb exoskeleton robots », communication présentée à 2012 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), 2012, p. 19-24.
- [68] T. Lenzi et al., « Intention-Based EMG Control for Powered Exoskeletons », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no 8, p. 2180-2190, août 2012.
- [69] H. S. Lo et S. S. Q. Xie, « Optimization of a redundant 4R robot for a shoulder exoskeleton », communication présentée à IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Wollongong, Australie, juil. 2013, p.798-803.
- [70] J. C. Perry, J. Rosen et S. Burns, « Upper-Limb powered exoskeleton design », *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics.*, vol. 12, n° 4, p.408-417, 2007.
- [71] K. Anam et A. A. Al-Jumaily, « Active exoskeleton control systems: state of the Art », communication présentée à International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors 2012, vol. 4, p. 988-994, 2012.
- [72] M. Rahman et al., « EMG based control of a robotic exoskeleton for shoulder and elbow motion assist », *Journal of Automation and Control Engineering*, vol. 3, n° 4, p. 270-276, Août 2015.
- [73] C. Zizoua et al., « Development of a Bracelet With Strain-Gauge Matrix for Movement Intention Identification in Traumatic Amputees », *IEEE Sensors Journal*, vol. 17, n° 8, p. 2464-2471, 2017.
- [74] B. Samadi et al., « Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy », *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 19, n° 14, p. 1519-1524, 2016.

- [75] M. Raison, « On the quantification of joint and muscle efforts in the human body during motion », Université catholique de Louvain (UCL), 2019.
- [76] A. Sarcher *et al.*, « Pathological and physiological muscle co-activation during active elbow extension in children with unilateral cerebral palsy », Clinical Neurophysiology, vol. 128, n° 1, p. 4-13, 2017.
- [77] J. Wen, M. Raison, S. Achiche, « Using a cost function based on kinematics and electromyographic data to quantify muscle forces », Journal of biomechanics, vol. 80, p. 151-158, 2018.

ANNEXE A – SYSTÈME DE CONTRÔLE

Fonctions principales de l'algorithme de contrôle

- Acquisition de signaux EMG à une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz;
- Filtrage numérique des données EMG à l'aide d'un filtre de type exponentiel, où le poids « w », pourra être trouvé précisément à l'aide des simulations numériques. Ce filtre permet de lisser la courbe et d'éviter des lectures aberrantes :

$$y[n] = w * x[n] + (1 - w) * y[n - 1] \quad (6)$$

- Extraction des paramètres EMG du mouvement – paramètres qui serviront de seuils pour débuter un mouvement ou non. Cette fonction recueille également la variation des signaux EMG, dont le signe détermine si le muscle est en relaxation ou en contraction;
- Acquisition des données cinématiques – via des lectures aux servomoteurs et dérivées discrètes pour obtenir les vitesses et accélérations ;
- Détermination de l'intention de mouvement – Cette fonction recueille les paramètres EMG et cinématiques du mouvement afin de déterminer les intentions de mouvement selon les DDL;
- Activation des servomoteurs.

PID conçu et testé avec les simulations numériques

```

 $P_{\theta d} = 2$ 
 $I_{\theta d} = 0.02$ 
 $D_{\theta d} = 0.04$ 
 $\varepsilon = \theta - \theta_d$ 
 $\sum \varepsilon = \sum \varepsilon_{prec} + \varepsilon$ 

% PID theta

 $\theta_d = P_{\theta d} * \varepsilon + I_{\theta d} * \sum \varepsilon + D_{\theta d} * (\varepsilon - \varepsilon_{prec})$ 
 $\sum \varepsilon_{prec} = \sum \varepsilon$ 
 $\varepsilon_{prec} = \varepsilon$ 

```

Figure A.1 Code du contrôleur PID intégré à la simulation numérique

Ce contrôleur PID a été simulé uniquement avec les deux moteurs fonctionnant de manière synchronisée à l'épaule pour assister les mouvements de flexion et extension. La simulation consistait à seulement asservir ces 2 moteurs avec le contrôleur PID préliminairement conçu pour amener le membre supérieur dans une position horizontale. Cette simulation servait uniquement à valider que le modèle numérique et les scripts Matlab du système de contrôle simulé fonctionnaient sans erreur. Cet outil de simulation du système de contrôle pourra être utilisé et amélioré dans le futur.

Discussion sur le système de contrôle

Il reste encore beaucoup à effectuer au niveau du contrôle. Une conception préliminaire du contrôle a été réalisée, mais il n'y a eu aucune analyse ou optimisation réalisées. Les outils de simulations développés permettront, dans une perspective future, de régler le contrôleur et ses gains.

Présentement, le signal obtenu des capteurs à signaux EMG demeure le plus grand défi. Malgré l'application de filtres dans le but d'obtenir des signaux plus fidèles, ceux-ci demeurent sensibles

aux perturbations extérieures, tel qu'un simple touché des câbles électriques qui sont connectés au capteur. C'est entre autres pour cette raison que l'implication des signaux EMG dans le système de contrôle a été diminuée, par rapport aux intentions initiales. Effectivement, les intentions initiales étaient d'asservir la position et la vitesse des moteurs en fonction des données EMG uniquement. Bref, le potentiel des signaux EMG demeure pour le contrôle actif d'un exosquelette, mais il reste du travail à faire dans le filtrage et la classification des données pour obtenir des signaux EMG fiables. Les capteurs MyoWare ont été choisis lors de la phase de conception pour leur bon rapport qualité et prix, mais de meilleurs capteurs EMG seraient peut-être nécessaires.