

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

MINISTRY OF HIGHER EDUCATION  
AND SCIENTIFIC RESEARCH

HIGHER SCHOOL IN APPLIED SCIENCES  
--T L E M C E N--



المدرسة العليا في العلوم التطبيقية  
École Supérieure en  
Sciences Appliquées

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

المدرسة العليا في العلوم التطبيقية  
-تلمسان-

Mémoire de fin d'étude

Pour l'obtention du diplôme d'Ingénieur

Filière : Automatique  
Spécialité : Automatique

Présenté par : YADI Khalil  
KHELIL Ghizlène

Thème

**Conception et réalisation d'un  
exosquelette pour la réhabilitation  
médicale**

Soutenu publiquement, le 02/07/2023, devant le jury composé de :

M L.Merad	Professeur	ESSA. Tlemcen	Président
M B.Charki	Professeur	ESSA. Tlemcen	Directeur de mémoire
M SM.Abdi	MCB	ESSA. Tlemcen	Examinateur 1
Mme A.Ghouali	MCA	ESSA. Tlemcen	Examinateur 2
M R.A.Adjim	Ingénieur de laboratoire	ESSA. Tlemcen	Invité 1

Année universitaire : 2022 /2023

# DÉDICACE

Je me permets d'écrire ces quelques mots pour exprimer mon sentiment en cette fin de parcours académique dont je suis très fier. Ça a été de loin les années les plus enrichissantes de ma vie, mais je pense particulièrement à cette année et à ce projet de fin d'études que je suis heureux de dédier aux personnes les plus importantes de mon existence :

À mon binôme, ma cousine et mon amie de toujours **Ghizlène KHELIL** avec qui je partage ce travail sans qui, ce projet n'aurait jamais vu le jour. Je voudrais te remercier pour ton travail, ta présence, ton soutien et ta bonne humeur. Je suis très content d'avoir partagé cette aventure avec toi.

Je dédie ce travail à mes parents, pour leurs soutien inébranlable et pour leur amour inconditionnel, et à qui je dois tout simplement la vie. Je vous remercie du fond du coeur pour tous ces sacrifices ainsi que pour l'éducation que vous m'avez apportée faisant de moi l'homme que je suis actuellement. Je vous aime.

À mes frères, Salih et Faïz qui ont dû endurer mon absence une bonne partie de l'année, surtout quand il s'agissait de me remplacer dans les tâches ménagères.

Je dédie aussi particulièrement ce travail à mes deux grands-pères qui ne sont plus de ce monde, et à qui je souhaite exprimer mon éternelle reconnaissance, eux qui ont changé ma vie par leur présence bienveillante et leurs valeurs inspirantes et qui m'ont transmis à travers leur sagesse la passion et le savoir vivre.

À mes deux grands-mères également et à ma famille à qui je dédie ce modeste travail. Je vous aime.

À mes amis proches, Hadi, Mahfoud, Mahieddine, Linda, Yasmin, Imene, Fadia, Souhila et Hanane pour leur présence et soutien durant les moments de joie, mais aussi lors de moments de doutes et de stress et qui ont rendu ces dernières années et ces derniers mois plus agréables. Je suis très content de vous avoir autour de moi. Merci.

À mes collègues présents dans le laboratoire durant ces six derniers mois, avec qui l'atmosphère a été conviviale, et avec qui j'ai partagé des moments de collaboration et de discussions stimulantes.

Et enfin j'aimerais remercier tout ceux qui ont contribué de près ou de loin au bon déroulement de ce projet et de toutes ces années.

**Khalil YADI**



---

*"Whatever you do in this life,  
it's not legendary unless your  
friends are there to see it."*

**- Barney Stinson, "The Bro Code" *How I Met Your Mother***

Penser à tout ce chemin que j'ai parcouru pour en arriver ici me rend fière et un peu nostalgique. Il y a eu des regrets, des obstacles, des moments rudes, mais les personnes qui m'ont entourées sont parvenues à diluer ces pensées sombres ; rien n'aurait été pareil sans leur aide et soutien , je leur dédie ce travail :

À mon meilleur ami, mon cousin, mon binôme **Khalil**, pour son dévouement, sa motivation, ses blagues et son soutien incommensurable malgré mes sautes d'humeur et ma paresse, ton amitié m'est tellement chère, je suis heureuse de ce qu'on a accompli ensemble.

Je dédie ce travail à mes parents, merci d'avoir foi en moi, de votre patience. Merci Maman, pour tes sacrifices, ton amour, tes encouragements et ton appui dans mon travail, même si tu ne comprends pas tout à fait ce que je fais.

À mon frère et ma soeur, ma petite *Sofia* et mon petit *Ramzi* (plus si petit), merci de me soutenir, de m'aimer, et de ne jamais me laisser me reposer en paix, je vous souhaite un parcours encore plus fructueux que le mien.

À mon grand-père, mon papi qui repose en paix, qui a fait de moi la femme que je suis aujourd'hui et qui aurait aimé être présent parmi nous, tu as mon affection et ma reconnaissance éternelles pour tout ce que tu m'as appris, j'espère te rendre fier.

À ma famille, mes grand-mères, pour leur soutien.

À mes amies de toujours, Linda et Yasmin, vous êtes mon baume au coeur, je ne vous remercierai jamais assez pour votre présence, vos rires et vos idées atypiques, vous êtes extraordinaires.

À El-Hadi, Mahieddine, Nadir, Meryem, Salim, Zyad, Kamar, qui prennent toujours un peu de temps pour m'écouter me plaindre et m'éclairer dans mes moments d'égarements (aussi nombreux soient-ils).

A Souha, Tadjou et Amen, dont la présence , l'amitié et le soutien restent indéfectibles depuis tellement longtemps.

À Mahfoud, merci d'avoir toujours cru en moi et d'avoir vu en moi ce potentiel que je refusais de voir. Tu m'as aidé à aller au bout de moi-même.

À Réda, merci pour tes précieux conseils, tes encouragements, et ton aide sans limites.

À Monsieur **SM.Khefif**, qui m'a aidé à garder la tête sur les épaules, aussi lourde de doutes fût-elle. Merci pour votre sagesse, la machine est lancée.

À tous les enseignants qui ont embelli mon parcours académique : M. Chiali, M. Benallal, M. Mokhtari, M.Ladjeroud, M.Maliki, M.Houbad, M.Habchi, M.Belaroussi, M.Kerboua. Vous m'avez transmis l'amour du savoir, merci.

Enfin, je dédie ce travail à toute personne ayant contribué de près ou de loin à ce projet, Merci à vous.

**Ghizlène KHELIL**

# REMERCIEMENTS

Nous tenons tout d'abord à exprimer notre profonde gratitude à notre encadrant, **M. CHERKI Brahim**, pour avoir accepté de nous diriger dans notre travail de recherche ; ses efforts incessants ainsi que ses précieux conseils nous ont permis de mener à bien la réussite de ce projet.

Nous tenons également à remercier tout particulièrement **M. ADJIM Ramz-Eddine Abderrezak**, responsable du FabLab, pour ses conseils, son aide constante et sa bonne humeur qui ont été source de motivation lors de ces six mois de travail.

Nous souhaitons de même remercier **M. MERAD Lotfi**, pour avoir accepté de présider l'honorable jury. Que **M. ABDI Sidi-Mohammed** et **Mme GHOUALI Amel** soient aussi remerciés d'avoir accepté d'évaluer notre travail en tant qu'examineurs.

Nous tenons enfin à exprimer nos remerciements à **M. ROUISSAT Boucherit**, directeur de l'ESSAT, ainsi qu'à **M. KHEFIF Sidi-Mohammed** pour nous avoir accordé sa confiance en nous permettant d'avoir accès au FabLab.

*Les aspirations antérieures ne percent pas les murs de la destinée.*

- Aphorismes d'Ibn Ata Allah -

# TABLE DES MATIÈRES

<b>Remerciements</b>	<b>iii</b>
<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>1 État de l’art</b>	<b>3</b>
1.1 Introduction aux exosquelettes . . . . .	3
1.1.1 Généralités . . . . .	3
1.1.2 Historique . . . . .	4
1.2 La main humaine . . . . .	7
1.2.1 Conventions . . . . .	7
1.2.2 Anatomie de la main humaine . . . . .	9
1.2.3 Mouvements de la main . . . . .	13
1.3 La rééducation de la main . . . . .	17
1.3.1 Généralités . . . . .	17
1.3.2 La rééducation fonctionnelle de la main . . . . .	17
1.4 Conclusion . . . . .	18
<b>2 Prototypage et conception</b>	<b>19</b>
2.1 Introduction . . . . .	19
2.2 Partie mécanique . . . . .	19
2.2.1 Les doigts . . . . .	20
2.2.2 La main . . . . .	21
2.2.3 Le support du bras . . . . .	21
2.2.4 Le boîtier . . . . .	22
2.3 Partie électrique . . . . .	22
2.3.1 Servomoteurs . . . . .	22
2.3.2 Capteurs de flexion . . . . .	28
2.3.3 Microcontrôleur . . . . .	30

---

2.4	Impression et montage . . . . .	31
2.5	Conclusion . . . . .	36
<b>3</b>	<b>Modélisation et identification</b>	<b>37</b>
3.1	Introduction . . . . .	37
3.2	Modèle géométrique direct . . . . .	37
3.3	Identification et modélisation des servomoteurs . . . . .	42
3.4	Identification et modélisation de la charge . . . . .	50
3.5	Conclusion . . . . .	53
<b>4</b>	<b>Application d'une commande P.I</b>	<b>54</b>
4.1	Introduction . . . . .	54
4.2	Généralités sur les correcteurs P.I.D . . . . .	54
4.2.1	Action proportionnelle . . . . .	55
4.2.2	Action intégrale . . . . .	56
4.2.3	Action Proportionnelle-Intégrale . . . . .	57
4.3	Conception de la commande . . . . .	58
4.4	Interprétation des résultats . . . . .	61
4.5	Conclusion . . . . .	66
	<b>Conclusion générale</b>	<b>67</b>
<b>A</b>	<b>Programme Arduino</b>	<b>69</b>
<b>B</b>	<b>Programme MATLAB</b>	<b>73</b>
<b>C</b>	<b>Croquis</b>	<b>76</b>

# TABLE DES FIGURES

0.1	L'enroulement des doigts longs obéit à la série numérique de Fibonacci (dessin de JW Littler New-York 1974) et s'intègre également dans la spirale logarithmique illustrée par le nautilus [17] . . . . .	1
1.1	Couverture du roman de science fiction " <i>The Steam Man of the Prairies</i> ", (Edward S.ELLIS), 1868 . . . . .	4
1.2	Croquis du "PEDOMOTOR" (1917) : Dispositif fonctionnant à la vapeur - <i>Leslie C.KELLEY</i> . . . . .	5
1.3	<b><i>De gauche à droite</i></b> : Croquis du <b>Hardiman</b> de General Electric [16]; Hardiman GE (1967). . . . .	6
1.4	<b><i>Exosquelette du Mihailo Pupin Institut de Belgrade [25]</i></b> . . . . .	7
1.5	Qualificatifs d'orientation [2] . . . . .	8
1.6	Face palmaire de la main humaine. . . . .	8
1.7	Face dorsale de la main humaine. . . . .	9
1.8	Face palmaire de la main. . . . .	10
1.9	Squelette de la main humaine. . . . .	10
1.10	Articulations de la main vue palmaire. . . . .	11
1.11	Vue palmaire des ligaments présents dans les articulations des carpes et métacarpes. . . . .	12
1.12	Articulation carpo-métacarpienne du pouce. . . . .	13
1.13	Articulations métacarpo-phalangiennes de la main humaine . . . . .	13
1.14	Mouvements d'abduction, d'adduction, d'extension et de flexion de la main. . . . .	14
1.15	Anatomie fonctionnelle du pouce. . . . .	14
1.16	Anatomie fonctionnelle de la base des doigts sur le plan sagittal. . . . .	15
1.17	Convergence des doigts vers le point scaphoïdien. . . . .	15
1.18	Flexion et extension des articulations inter-phalangiennes. . . . .	16
1.19	Classification des postures manuelles de la main selon G.Schlesinger [15] . . . . .	16

---

1.20	Distinction entre prise de précision et prise de force. Illustrations de (Freivalds, (2004) à gauche et photographies de Napier, (1956), à droite [15]	17
1.21	Schéma d'exercices de la main avec une balle	18
2.1	Pièces de l'index séparées et assemblées	20
2.2	Pièces du pouce séparées et assemblées	20
2.3	Pièce de la main	21
2.4	Pièce du support du bras	21
2.5	Boîtier	22
2.6	Poulies pour servomoteurs	22
2.7	Boucle d'asservissement d'un servomoteur	23
2.8	Servomoteur TowerPro SG90	23
2.9	Câbles de connexion du SG90	24
2.10	Commande MLI du servomoteur	24
2.11	Secteur d'alimentation 5V 2A pour servomoteurs	25
2.12	Système en boucle ouverte	25
2.13	Système en boucle fermée	26
2.14	Système interne du moteur en boucle fermée mais en boucle ouverte avec le MCU	26
2.15	Bouclage du système avec le microcontrôleur	27
2.16	Servomoteur avec feedback intégré	27
2.17	Ajout du câble du feedback au servomoteur (vert)	28
2.18	Capteur de flexion 2.2" de chez Spectra Symbol	28
2.19	Caractéristiques du capteur de flexion	29
2.20	Composants d'un capteur de flexion	29
2.21	Pont diviseur de tension	30
2.22	Cartes Arduino	31
2.23	L'attache des doigts avec le support de la main	32
2.24	Emplacement des servomoteurs au sein du boîtier	32
2.25	Poulies assemblées aux servomoteurs	33
2.26	Sens de rotation des servomoteurs	33
2.27	L'attache des ressorts entre les phalanges des doigts	34
2.28	Gant de contrôle	35
2.29	Montage final de l'exosquelette	35
2.30	Branchements électriques	36
3.1	Représentations conventionnelles des articulations P et R	38
3.2	Schéma des articulations du doigt	38
3.3	Convention et paramètres de Denavit-Hartenberg	39
3.4	Paramètres D-H doigt	40
3.5	Schéma bloc Simulink du système en boucle fermée	43
3.6	Schéma bloc Simulink du sous-système "Servomoteur"	43
3.7	$tension = \frac{5}{1023} \times valeur\ analogique$	44
3.8	$angle = \frac{180}{547}(valeur\ analogique - 89)$	44
3.9	Réponse indicielle du système bouclé	45

---

---

3.10	Sous-système après l'ajout du filtre . . . . .	45
3.11	Réponse indicielle du système bouclé avec filtre . . . . .	46
3.12	Schéma Simulink du modèle . . . . .	49
3.13	Réponse du modèle calculé . . . . .	49
3.14	Comparaison entre la réponse du modèle et la réponse réelle . . . . .	50
3.15	Modèle représentatif d'un doigt à 3 phalanges . . . . .	51
3.16	Schéma du système global (servomoteur + charge) . . . . .	52
3.17	Réponse du système global (servomoteur + charge) . . . . .	53
4.1	Asservissement avec régulateur PID. . . . .	55
4.2	Action proportionnelle. . . . .	55
4.3	Effet de l'action proportionnelle . . . . .	56
4.4	Effet de l'action intégrale . . . . .	57
4.5	Effet de l'action Proportionnelle/Intégrale . . . . .	57
4.6	Action Proportionnelle/Intégrale . . . . .	58
4.7	Réponse du système à la limite de stabilité pour un gain critique $K_{cr} = 4.9$ . . . . .	59
4.8	Schéma de régulation PI . . . . .	60
4.9	Réponse du système réelle après correction . . . . .	60
4.10	Allure de la sortie du capteur de flexion lors de pliage/dépliage . . . . .	62
4.11	Schémas Simulink de la lecture et conversion des données du capteur de flexion d'un doigt . . . . .	62
4.12	Schéma Simulink avec entrée Capteur . . . . .	63
4.13	Programme Simulink final de l'exosquelette . . . . .	63
4.14	Réponse des 5 doigts . . . . .	64
4.15	Position des 5 servomoteurs . . . . .	65
C.1	Croquis boîtier . . . . .	76
C.2	Croquis support main . . . . .	77
C.3	Croquis dispositif global . . . . .	77

# LISTE DES TABLEAUX

2.1	Caractéristiques du Servomoteur TowerPro SG90[23]. . . . .	24
2.2	Caractéristiques des capteurs de flexion. . . . .	29
3.1	Paramètres de Denavit-Hartenberg . . . . .	39
3.2	Paramètres de Denavit-Hartenberg du modèle du doigt . . . . .	40
3.3	Les paramètres $a_i$ de DH des différents doigts . . . . .	42
3.4	Contraintes matérielles des angles de pliage . . . . .	42
4.1	Paramètres PID obtenus à partir de la méthode du point critique . . . . .	59



# INTRODUCTION GÉNÉRALE

La glorification de la main par l'homme s'est faite par les anatomistes, poètes, écrivains, sculpteurs, philosophes, peintres, et même les mathématiciens <sup>1</sup> (voir Fig.0.1). Elle apparaît dès le paléolithique (20 000 av. J.C.) sous la forme d'empreintes retrouvées dans les grottes rupestres. Puis, c'est au moment de la Grèce antique, que l'idée d'aborder plus minutieusement ce membre, a pris de l'importance, avec l'apparition des premières études anatomiques qu'on doit à Claude Galien (130-210 ap. J.C.).

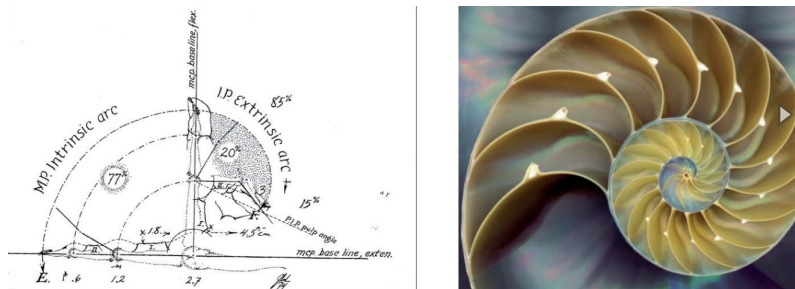


FIGURE 0.1 – L'enroulement des doigts longs obéit à la série numérique de Fibonacci (dessin de JW Littler New-York 1974) et s'intègre également dans la spirale logarithmique illustrée par le nautilus [17]

Les études au fil du temps révèlent l'extraordinaire complexité de cet organe, l'homme est fasciné par cet outil hérité de la nature : Aristote soutient que les 28 degrés de liberté de ce membre rendent l'humain supérieur aux autres espèces, il dit d'ailleurs : “La main semble bien être, non pas un seul instrument, mais plusieurs, car c'est comme si elle était un instrument pour des instruments. C'est donc à celui qui est capable d'être le dépositaire du plus grand nombre d'arts que la nature a donné celui des instruments qui est le plus largement utile, la main.” [1]. Mais cet organe

1. Ils découvrent que la fermeture de la main repose sur la série numérique de *Fibonacci* (1175-1250)

---

n'est pas à l'abri de pathologies, ou d'accidents qui peuvent faire perdre à l'humain la dextérité qu'il possédait.

Les méthodes conventionnelles orientent le patient, atteint d'un trouble réversible, vers la rééducation. La guérison du patient dépendra fortement de cette phase : le type de rééducation employé, le nombre de séances de rééducation, le type d'exercices effectués par le patient. Néanmoins, la disponibilité restreinte du personnel médical qualifié pour assurer ces interventions, combinée à leur charge de travail souvent excessive, pose un défi majeur. De plus, les séances de rééducation sont coûteuses pour les systèmes de santé nationaux. Dans ce contexte, la contrainte du nombre limité de séances thérapeutiques par patient compromet la qualité globale de la rééducation.

Dans l'optique d'augmenter la qualité des soins, le domaine de la robotique s'est allié à la réhabilitation médicale, afin de mettre en place des soins sous assistance robotisée. En se référant aux dernières études faites, le dispositif le plus adapté à résoudre cette problématique est **L'exosquelette**. [9]

En effet, le fait qu'il s'agisse d'un dispositif qui épouse la forme du membre atteint, fait qu'il permet un meilleur ciblage de la zone souhaitée. En outre les mécanismes de retour d'informations offrent la possibilité d'instrumentaliser les exercices réalisés par le patient, ce qui permet d'obtenir une évaluation plus objective de sa progression. Il est important de prendre en compte tous les facteurs qui peuvent atteindre de près ou de loin au bon fonctionnement du dispositif, les travaux de ce mémoire s'inscrivent donc dans le contexte d'établissement d'un bon asservissement de l'exosquelette après la mise en place d'une boucle de régulation. Ce manuscrit présentera quatre chapitres, suivis d'une conclusion générale.

Le premier chapitre présentera une revue de l'historique des exosquelettes, mettant en lumière les progrès réalisés au fil du temps dans ce domaine en constante évolution. Une étude anatomique détaillée de la main sera également abordée, permettant une meilleure compréhension des différentes structures et articulations qui la composent. Cette connaissance approfondie de l'anatomie de la main jouera un rôle essentiel dans la conception d'un exosquelette adapté aux besoins spécifiques. Par la suite, l'importance de la rééducation de la main dans le processus de rétablissement des fonctions motrices suite à une blessure ou une pathologie sera examinée.

Le chapitre deux de ce mémoire se concentrera sur la conception de l'exosquelette, en exploitant la puissance de la conception 3D à l'aide du logiciel Solidworks et de l'impression 3D pour donner vie à la vision. Le fonctionnement détaillé de l'exosquelette sera également expliqué, en mettant l'accent sur les types de moteurs, capteur, et microcontrôleur utilisés.

Le troisième chapitre sera dédié à la génération du modèle géométrique direct. Cette étape permettra de simuler le dispositif à l'aide de Matlab, offrant ainsi la possibilité d'observer les réponses générées par l'asservissement des servomoteurs aux capteurs de flexion, tout en prenant en considération les différentes contraintes extérieures.

Le quatrième et dernier chapitre présentera l'application d'un correcteur P.I au système asservi, afin de permettre au mieux l'amélioration des performances du système, et plus particulièrement, l'atteinte de la consigne ainsi que son temps de réponse.

La fin de ce manuscrit s'achèvera par une conclusion générale, qui mettra en lumière les objectifs atteints, ainsi que les perspectives à explorer pour les enjeux futurs.

# CHAPITRE

## 1

# ÉTAT DE L'ART

## 1.1 Introduction aux exosquelettes

### 1.1.1 Généralités

Un exosquelette, passif ou motorisé, est une structure mécanique, articulée, appliquée à un sujet humain. Il n'est pas partie intégrante du sujet, mais intensifie les mouvements en utilisant une force mécanique. Il est, dans la plupart des cas, utilisé afin de compenser une fonction déficitaire : il peut être utilisé pour multiplier la force d'un individu, ou apporter plus de précision lors de la réalisation de certaines tâches dans le milieu industriel par exemple.

À partir de là, nous pouvons présenter 3 types d'exosquelettes, catégorisés selon les tâches auxquelles ils s'apparentent. :

- ***Les exosquelettes d'assistance :***
  - peuvent être utilisés dans le milieu militaire, sur un sujet sain, dans le but de préserver ce dernier, ou augmenter ses capacités physiques,
  - peuvent être utilisés dans un but de suppléance, afin d'aider un sujet en situation de handicap.
- ***Les exosquelettes de rééducation :*** dans le but de réaliser une réhabilitation médicale pour des sujets victimes de fractures ou d'autres maladies leur faisant perdre de manière réversible des fonctions motrices.
- ***Les exosquelettes de téléopération :*** dans le but de contrôler des machines à distance (dans le milieu industriel par exemple).

On en conclut que, comme pour tout dispositif de robotique, l'aspect d'un exosquelette est conditionné par la spécificité ou le type de tâche à laquelle il est associé.

## 1.1.2 Historique

La toute première mention d'un dispositif s'apparentant à un exosquelette vit le jour dans la science fiction littéraire, dans le roman de l'auteur américain *Edward S. ELLIS* en 1868, intitulé "The Steam Man of the Prairies" [7] (voir Fig.1.1), où le protagoniste a inventé un humanoïde géant fonctionnant à la vapeur, qui lui permettait de dupliquer sa vitesse en atteignant les 95 km/h.



FIGURE 1.1 – Couverture du roman de science fiction "The Steam Man of the Prairies", (Edward S.ELLIS), 1868

Cette idée, pour l'époque, était inconcevable pour l'esprit humain. C'est bien pour cela qu'il a fallu qu'au moins 20 ans ne s'écoulent, pour voir enfin la considération sérieuse de la conception d'un exosquelette moderne. C'est en 1890, que l'ingénieur russe *Nicholas Yagin* a breveté une douzaine de croquis d'exosquelettes [19] (cependant, on ne trouve aucune trace d'un réel prototype). Ses projets ont été définis comme étant des dispositifs ayant pour objectif de faciliter la marche, le saut et la course, et ont pour alimentation un réservoir pneumatique porté, ou sont encore actionnés par des éléments ressorts-amortisseurs . Yagin est considéré aujourd'hui, comme l'initiateur principal de cette technologie, pour ne pas dire le père des exosquelettes. [4]

Une telle innovation n'est évidemment pas tombée dans l'oreille d'un sourd. Les scientifiques et ingénieurs de cette époque y ont vu l'opportunité de créer une technologie qui leur permettrait d'avoir des "super-pouvoirs" et parvenir à concevoir le prochain *Iron man*<sup>1</sup>.

Peu de temps s'écoule avant l'apparition du "Pedomotor", un exosquelette imaginé et breveté par l'américain *Leslie C. Kelley* en 1917 [11]. Comme présenté dans la figure 1.2, il s'agit d'un exosquelette motorisé qui faciliterait l'opération de marche ou de course à pieds en minimisant la fatigue ou en augmentant la vitesse de déplacement. Fonctionnant à la vapeur, il exploite une architecture de ligaments artificiels, agissant parallèlement aux mouvements du porteur.[4]

1. Super-héros évoluant dans l'univers Marvel, de la maison d'édition Marvel Comics

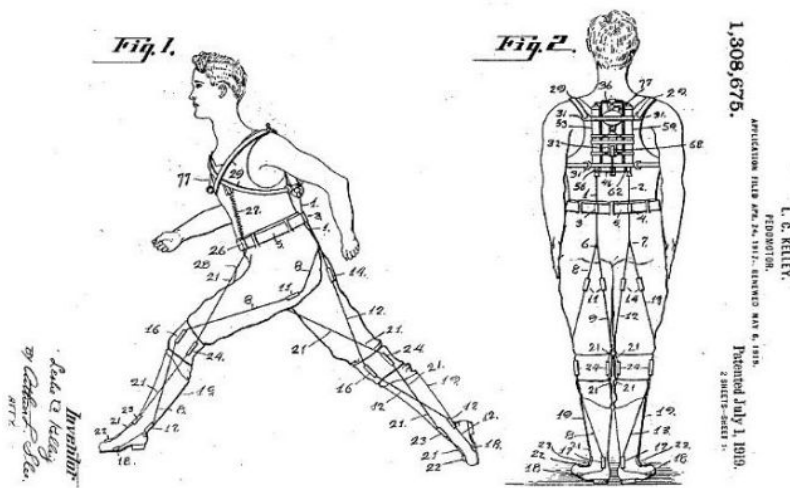


FIGURE 1.2 – Croquis du "PEDOMOTOR" (1917) : Dispositif fonctionnant à la vapeur - *Leslie C. KELLEY*

### 1.1.2.1 Premiers prototypes

Malgré ces avancées, tous ces croquis n'ont jamais quitté le papier et ont toujours été considérés comme des concepts. Il est communément admis que les premiers vrais prototypes datent de la seconde moitié du XX<sup>e</sup> siècle.

En 1963, *Serge J. Zarodny*, du laboratoire de recherche américain **U.S. Army Exterior Ballistics Laboratory**, a publié un rapport détaillé, intitulé "powered orthopedic supplement" (équipement orthopédique motorisé) qu'il avait débuté en 1951 [26, 4]. L'objectif de cet exosquelette était d'améliorer la capacité de port de charge d'un individu, tel qu'un soldat. Zarodny a identifié un bon nombre d'aspects qui représentent un réel obstacle quant à la mise en oeuvre d'un tel dispositif, comme le problème d'alimentation électrique portable à cette époque, l'interface physique avec l'humain, le contrôle, ainsi que les problèmes de biomécanique de la locomotion (incidence de la biomécanique sur le corps humain).

La fin du document est marquée par la description de résultats obtenus à partir d'une évaluation informelle d'un prototype de dispositif pneumatique : il s'agit, très probablement, du premier exosquelette jamais créé. Il consistait en un grand cylindre pneumatique, rattaché à une selle (via un pivot à la hanche), et prenant fin au niveau des orteils, à la semelle d'une chaussure, spécialement conçue à cet effet [10]. Bien que l'ingénieur n'ait malheureusement pas pu obtenir le financement nécessaire pour poursuivre ce projet, on peut essentiellement conclure que le rapport de Zarodny nous permet d'avoir conscience de toutes les difficultés inhérentes à la réalisation d'un tel dispositif.

Par la suite, à la fin des années 1960, la division de recherche et développement de General Electric : **General Electric Research** (Schenectady, NY), en coopération avec les chercheurs à *l'université Cornell* (Ithaca, NY), est parvenue à construire un exosquelette motorisé qui s'adapte au corps entier de l'humain (**full-body powered exoskeleton prototype**). Il fut baptisé "Hardiman", (abréviation de : "*Human*

*Augmentation Research and Development Investigation*”)[16].

Impressionnant par sa structure de 680 kg (voir Fig.1.3), le Hardiman est un exosquelette d’assistance, actionné par des servomoteurs électrohydrauliques qui avaient pour but d’amplifier drastiquement la force de son opérateur avec un facteur de 25 par le biais d’une approche de téléopération maître-esclave. Cependant, ce dispositif n’a jamais réellement pu être mis en œuvre concrètement. Même si des résultats satisfaisants ont pu être obtenus en ce qui concerne le bras, beaucoup de problèmes d’instabilité demeurèrent au niveau inférieur du dispositif, ce qui n’a jamais permis un avancement pratique concret[10].

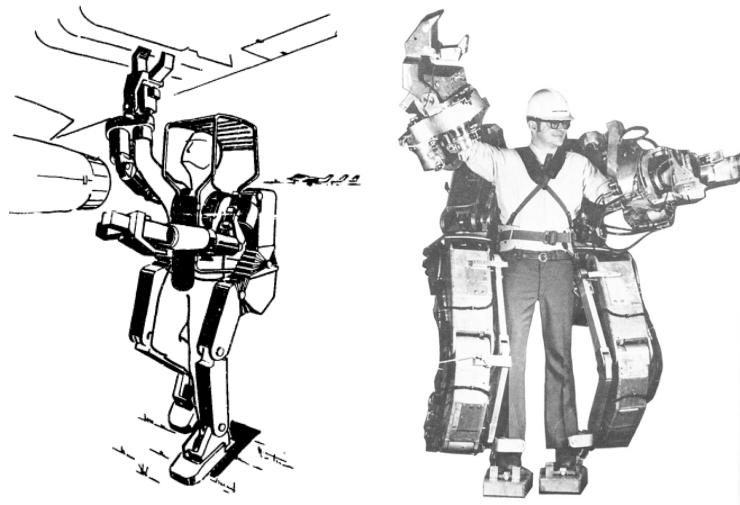


FIGURE 1.3 – *De gauche à droite* : Croquis du **Hardiman** de General Electric [16] ; Hardiman GE (1967).

À la suite de ces premiers développements, beaucoup de recherches ont été menées, dans le volet des dispositifs de suppléance, dans l’objectif de mettre en oeuvre des exosquelettes d’assistance aux personnes paraplégiques [10]. C’est l’équipe du professeur Vukobratovic du Mihailo Pupin Institute (à Belgrade, Yougoslavie à l’époque), pionnière dans la recherche sur la robotique humanoïde, qui a ouvert le bal dans ces types d’exosquelettes avec un dispositif pneumatique contrôlé électroniquement (voir Fig.1.4), et testé en 1972 dans la clinique orthopédique de Belgrade, pour de la suppléance ainsi que de la rééducation [25].

Un bon nombre de travaux concrets et plus raffinés dans ce volet ont suivi le mouvement ; on peut notamment citer le bras à motorisation électrique, le “Active Arm Orthosis”, qui est considéré comme le premier exosquelette actif d’un bras, contrôlé par joystick, et développé par la même équipe du professeur Vukobratovic (1982) [10].

Les années 1990, vont connaître une évolution assez impressionnante, puisqu’il s’agit de la période où les efforts des centres de recherches vont se focaliser sur les problématiques courantes rencontrées lors de la mise en place des dispositifs précédent, notamment le rapport poids/puissance, l’optimisation des capacités de force et de mouvement. Ces recherches permettront à établir des prototypes bien plus performant ; On peut notamment citer le programme de financement de la recherche « Exoske-



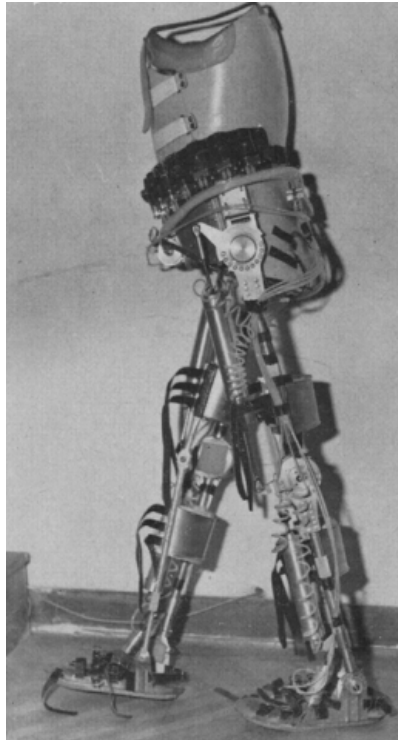


FIGURE 1.4 – *Exosquelette du Mihailo Pupin Institut de Belgrade [25]*

letons for Human Performance Augmentation » (EHPA), qui visait principalement l’augmentation des capacités humaines [10].

Les années 2000, quant à elles, ont enregistré un développement important, principalement avec l’apparition de projets tels que les robots de type *manipulandum* (qui n’interagissent qu’avec la main de la personne), on peut mentionner le MIT-Manus [13], qui a fait ses preuves en tant qu’exosquelette permettant aux patients de retrouver leurs capacités neuromotrices tout comme une kinésithérapie conventionnelle. Un tel exploit représentait une avancée majeure pour l’utilisation de la robotique en médecine, et une excellente motivation pour les enjeux futurs.

## 1.2 La main humaine

La main humaine représente l’organe de préhension, situé à l’extrémité de l’avant-bras du corps humain ; elle est, sauf cas exceptionnel, constituée d’une partie proximale (la paume), à laquelle sont raccordées cinq structures cylindriques : les doigts. Elle est constituée d’un nombre défini et fixe (sauf anomalie) d’os, de tendons, de muscles, de ligaments et de nerfs, qui lui permettent d’exercer ses fonctions primitives (prendre/tenir/saisir /manipuler un objet).

### 1.2.1 Conventions

Avant de s’engager dans la présentation de la structure de la main humaine et afin d’éviter toute méprise, il est nécessaire de spécifier et de mettre à la portée du lecteur les conventions internationales mises en place par les académies de médecine. La position anatomique de référence ([2]), est résumée dans la figure 1.5 :

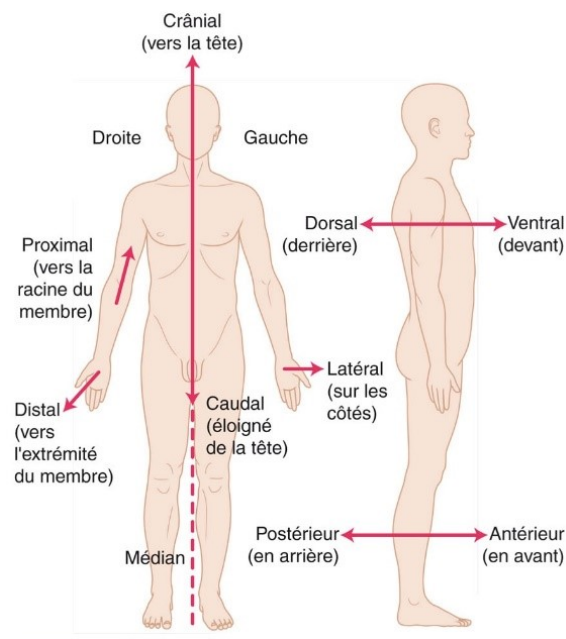


FIGURE 1.5 – Qualificatifs d'orientation [2]

Certaines définitions sont également à l'ordre du jour :

**Face palmaire (ou antérieure)** : représente la face de la main où se trouve la paume [2].



FIGURE 1.6 – Face palmaire de la main humaine.

**Face dorsale (ou postérieure)** : représente la face de la main où se trouvent les ongles au bout de chaque doigt (opposée donc à la face palmaire) [2].





FIGURE 1.7 – Face dorsale de la main humaine.

## 1.2.2 Anatomie de la main humaine

La complexité à laquelle s'apparente cet organe nous mène, pour notre projet, à donner une présentation assez détaillée de son anatomie. En effet, une bonne exploration de l'architecture de chaque composant représente la pierre angulaire de la réussite de ce projet.

### 1.2.2.1 Généralités sur la main humaine

Comme expliqué précédemment, la main humaine, en excluant les cas particuliers, se compose de cinq doigts, numérotés du plus latéral au plus médial (voir Fig. 1.8 )

- Le pouce (D1)
- L'index (D2)
- Le majeur (D3)
- L'annulaire (D4)
- L'auriculaire (D5)

Bien évidemment, les noms ci-dessus ne sont pas des noms utilisés au niveau international, mais spécifiques aux académies de médecine françaises.

Chaque doigt se compose de deux plis de flexion sur la face palmaire, à l'exception du pouce qui n'en présente qu'un seul :

- Pli de flexion de l'articulation interphalangienne proximale, **IPP**.
- Pli de flexion de l'articulation interphalangienne distale, **IPD**.

Les plis présents au niveau de la paume de la main sont répertoriés comme suit :

- Pli de flexion palmaire distal (ou *la courbe distale de la paume*).
- Pli de flexion palmaire proximal.
- Pli de l'opposition du pouce : qui commence à partir du bord externe (*radial*) de la paume, simultanément avec le pli de flexion proximal de la paume.
- Ligne principale, ou ligne **T** .

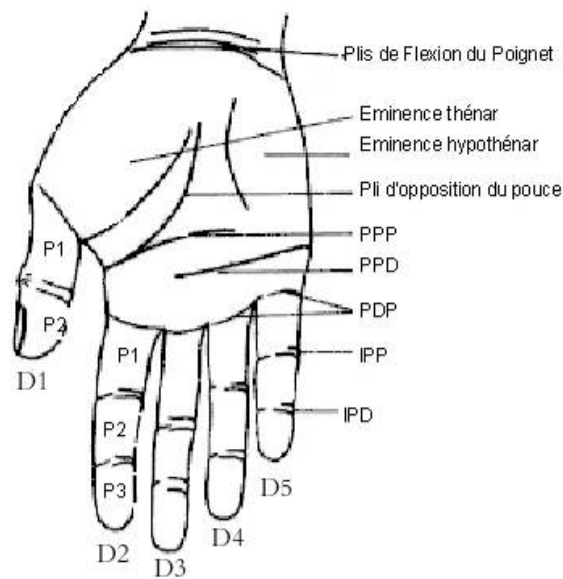


FIGURE 1.8 – Face palmaire de la main.

### 1.2.2.2 Les os

La main humaine est composée de 27 os en tout :

- Huit os carpiens
- Cinq os métacarpiens
- Quatorze os formant les doigts (ce qu'on appelle communément **phalanges**)

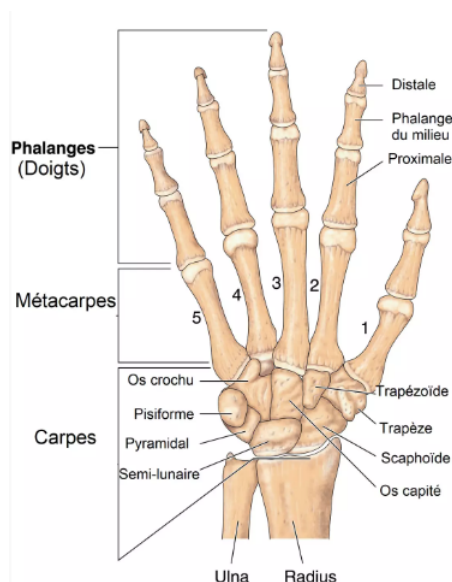


FIGURE 1.9 – Squelette de la main humaine.

D'après la figure 1.9, la région que l'on appelle "poignet", est formée par les 8 os du carpe, situés dans le même plan frontal, et disposés en deux rangées de 4 os chacune [5]. La rangée proximale se compose du :

- scaphoïde
- lunatum (ou *semi-lunaire*)
- triquetrum (ou *os pyramidal*)

- pisiforme

La rangée distale comporte :

- Le trapèze
- Le trapézoïde
- Le capitatum (ou *grand os*)
- L'hamatum (ou *os crochu*)

Quant aux métacarpiens, ils sont situés sur le plan frontal de la main et forment la paume de la main. Ils sont numérotés de I à V, du pouce vers l'auriculaire [5]. Lorsque l'être humain effectue un mouvement, tel que serrer le poing, on peut observer les têtes osseuses des métacarpiens qui ressortent.

Les os présents dans les doigts, les phalanges, sont au nombre de 14 :

- Chaque doigt comporte trois phalanges : proximale, intermédiaire, distale, comme spécifiées dans la figure 1.9, notées dans l'ordre P1, P2, P3.
- Le pouce fait exception en n'en possédant que deux : proximale et distale.

Les articulations seront spécifiées et expliquées dans les sous-paragraphe suivants.

### 1.2.2.3 Articulations de la main humaine

Les articulations (ou *jointures*) représentent les zones de jonction entre les extrémités osseuses. Elles peuvent être :

- mobiles : permettent de nombreux mouvements
- semi-mobiles : permettent peu de mouvements
- immobiles : ne permettent aucun mouvement

Les articulations de la main sont divisées en 5 types comme spécifié dans la figure 1.10 ([20]) :

- l'articulation médio-carpienne,
- les articulations inter-carpiennes,
- les articulations carpo-métacarpiennes,
- les articulations métacarpo-phalangiennes,
- les articulations inter-phalangiennes .

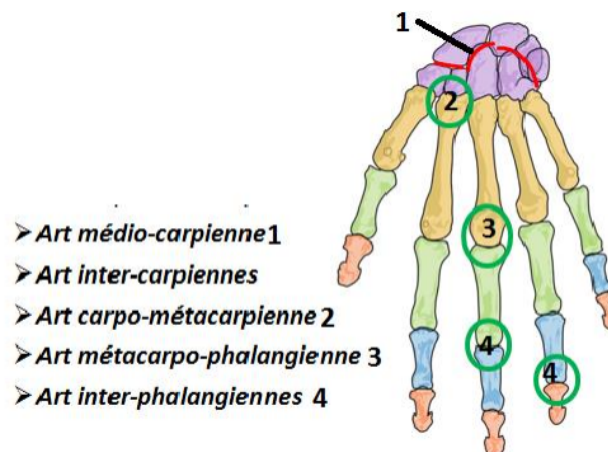


FIGURE 1.10 – Articulations de la main vue palmaire.

*NB : Les articulations médio-carpienne et inter-carpienne ne figurant pas dans le cas de notre étude, il est donc inutile de les détailler dans ce qui suit.*

Les éléments constitutifs d'une articulation mobile ou semi-mobile sont :

- les capsules articulaires
- les ligaments

Les **ligaments** sont des bandes de tissus très résistants, qui font la liaison entre les os lorsqu'une articulation est présente (voir Fig. 1.11). Ils stabilisent cette dernière, et limitent les mouvements afin de garder une bonne amplitude d'articulation : par exemple, si le mouvement est trop brusque ou trop important, le ligament peut se rompre [5].

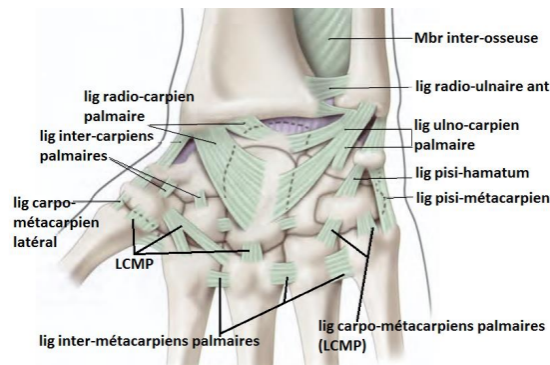


FIGURE 1.11 – Vue palmaire des ligaments présents dans les articulations des carpes et métacarpes.

Une **capsule articulaire** est une enveloppe qui, comme les ligaments, lie les extrémités osseuses ; elle contient deux couches :

- une couche externe fibreuse qui, avec l'aide des ligaments, solidifie et stabilise l'articulation,
- une couche interne, contenant du liquide synovial <sup>2</sup>.

**1.2.2.3.1 Articulations carpo-métacarpiennes** Ces articulations peuvent également paraître s'apparenter au carpe uniquement, mais elles permettent le mouvement du pouce principalement et une mobilité, certes moins importante que celle du pouce, pour le reste doigts [20].

**Pour le pouce :** cette articulation unit le trapèze (voir Fig.1.9, Sous-paragraphe 1.2.2.2 et Fig. 1.12), au premier métacarpien. La conformation de ce dernier est à la base du mouvement du pouce : son opposition aux autres doigts.

2. Liquide visqueux et transparent, ayant comme rôle de lubrifier les articulations et permettre le glissement entre les extrémités osseuses..



FIGURE 1.12 – Articulation carpo-métacarpienne du pouce.

Ces articulations sont bien évidemment liées par des ligaments présents dans la figure 1.11. ([5])

**1.2.2.3.2 Articulations métacarpo-phalangiennes** Ces articulations sont situées à la base des doigts au niveau de la paume de la main, et raccordent la tête du métacarpien à la base de chaque phalange proximale. Elles sont spécifiées en rouge, dans la figure 1.13 :

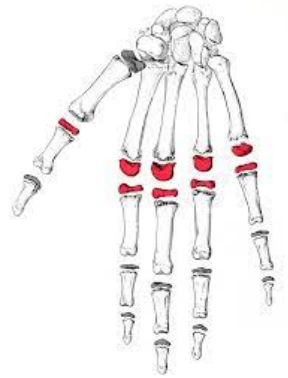


FIGURE 1.13 – Articulations métacarpo-phalangiennes de la main humaine

Des ligaments sont présents entre les extrémités osseuses. (voir [5] afin de les situer)

**1.2.2.3.3 Articulations inter-phalangiennes** Ces articulations permettent l'union entre les phalanges de chaque doigt[20].

- Les quatre derniers doigts en possèdent **deux** :
  - Articulation inter-phalangienne proximale, entre la phalange proximale et la phalange intermédiaire.
  - Articulation inter-phalangienne distale, entre la phalange intermédiaire et la phalange distale.
- Le pouce n'en possède qu'une seule, située entre la phalange proximale et la phalange distale.

Ces articulations sont également maintenues par des ligaments et capsules articulaires. (voir [5])

## 1.2.3 Mouvements de la main

D'après cette étude anatomique, il est clair que la main humaine possède la capacité d'effectuer des mouvements délicats et complexes.

Nous avons pu, tout au long de cette présentation, déceler quelques types de mouvements qui sont essentiels au processus de conception de notre dispositif : l'extension et la flexion, en plus de l'abduction et l'adduction.

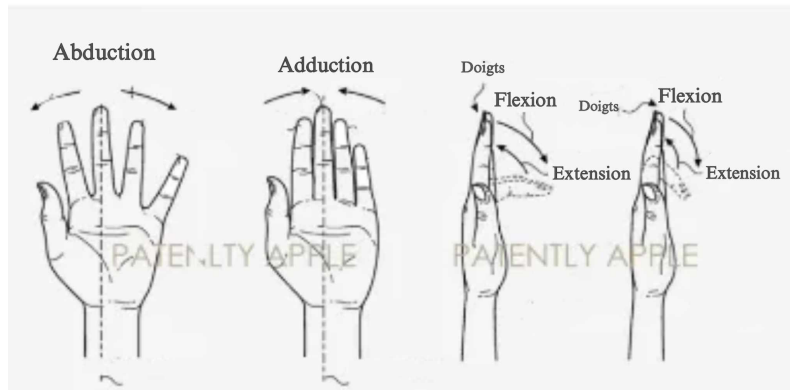


FIGURE 1.14 – Mouvements d'abduction, d'adduction, d'extension et de flexion de la main.

L'articulation carpo-métacarpienne (CMC) offre au pouce une mobilité impressionnante. Il est intéressant de spécifier qu'une absence de ligament entre le pouce et l'index permet une très grande liberté de mouvement comparativement aux autres doigts. [21] Cet assemblage d'articulations et de ligaments permet donc au pouce d'avoir une anatomie fonctionnelle exceptionnelle (voir Fig.1.15).

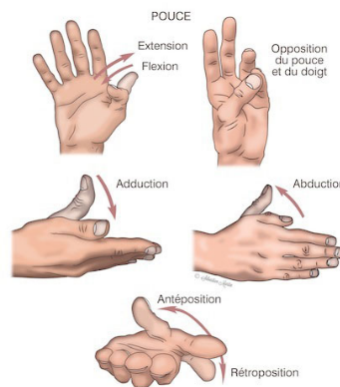


FIGURE 1.15 – Anatomie fonctionnelle du pouce.

Il possède une anatomie fonctionnelle à 2 degrés de liberté :

- **Flexion** : présente une amplitude de  $50^\circ$  sur l'axe transversal.
- **Extension** : cette action permet au pouce de se placer dans le plan de la paume.
- **Abduction et adduction** : présente une amplitude de  $60^\circ$  sur l'axe sagittal.
- **Opposition** : il s'agit du mouvement par lequel la pulpe du pouce se met en contact avec la pulpe de D2, D3, D4 et D5.

Les articulations métacarpo-phalangiennes (MCP) permettent les mouvements de flexion et d'extension (rapprochent ou éloignent les doigts de la paume), ainsi que les mouvements d'adduction et d'abduction [21]. Ces articulations possèdent deux

degrés de liberté. En effet, grâce à elles, la main peut effectuer, sur le plan sagittal (voir Fig.1.16), des mouvements :

- **de flexion** : avec un angle de  $90^\circ$ ,
- **d’extension** : avec un angle de  $30^\circ$ ,

et, sur le plan frontal, des mouvements :

- **d’adduction** : avec un angle de  $30^\circ$ ,
- **d’abduction** : avec un angle de  $30^\circ$ .

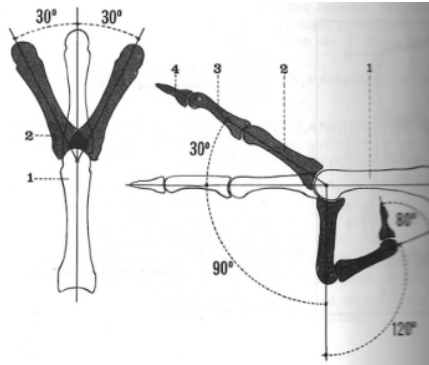


FIGURE 1.16 – Anatomie fonctionnelle de la base des doigts sur le plan sagittal.

Lors de la sollicitation des MCP de chacun des doigts, ces derniers viennent converger vers la base de l’éminence thénar, en un point qui correspond approximativement au tubercule du scaphoïde(voir Fig.1.17). [21]



FIGURE 1.17 – Convergence des doigts vers le point scaphoïdien.

Pour ce qui est des articulations inter-phalangiennes (IP), elles ne possèdent qu’un seul degré de liberté, en effectuant les mouvements de flexion et d’extension [21]. La flexion de ces articulations permet d’assurer plusieurs types de prises, et la convergence vers le point scaphoïdien (voir Fig.1.18).

Cette “décortication” nous amène à nous focaliser sur la reconnaissance des mouvements de la main, nécessitant de la précision et de la finesse. Un seul de ces mouvements attire cependant notre attention dans notre projet : celui de la *préhension*.

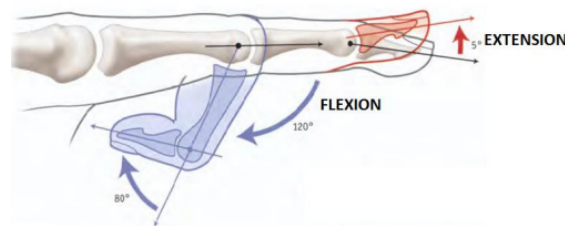


FIGURE 1.18 – Flexion et extension des articulations inter-phalangiennes.

### 1.2.3.1 La préhension

La préhension représente l'action qu'effectue la main humaine afin de saisir et de manipuler un objet dans l'espace. Il s'agit d'application de forces par la main sur le dit objet, et cela, sous diverses contraintes, dans le but de le stabiliser.

Les types de prises peuvent être multiples. Les toutes premières études, dans le but de réaliser une simple taxonomie de ces prises, privilégient la tâche effectuée avec l'objet, selon sa forme ou sa masse (G.Schlesinger, 1919 [22]) :

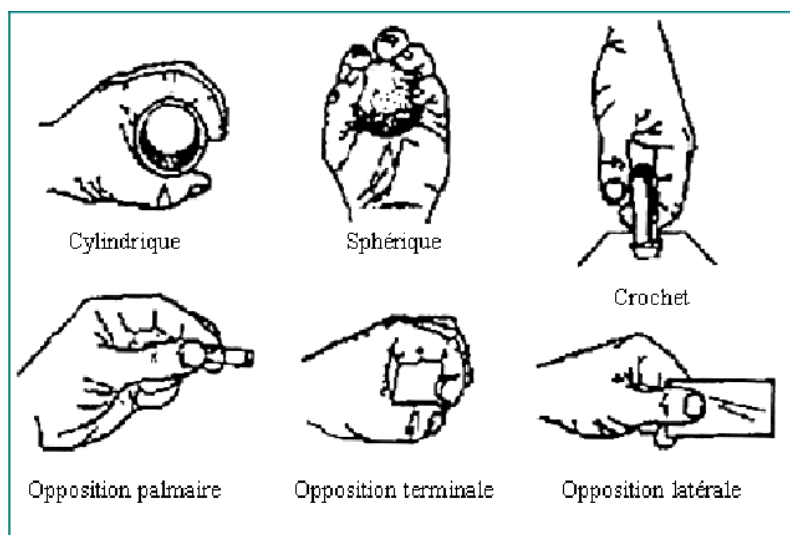


FIGURE 1.19 – Classification des postures manuelles de la main selon G.Schlesinger [15]

Les prises proposées sont les suivantes (voir Fig.1.19) :

- Digitale.
- Palmaire.
- Latérale.
- Cylindrique.
- Sphérique.
- En crochet.

C'est à partir de cette classification, que d'autres études ont vu le jour, en divisant les types de prises en deux catégories principales de postures (voir Fig.1.20) : *prise de force* et *prise de précision* ([15]).



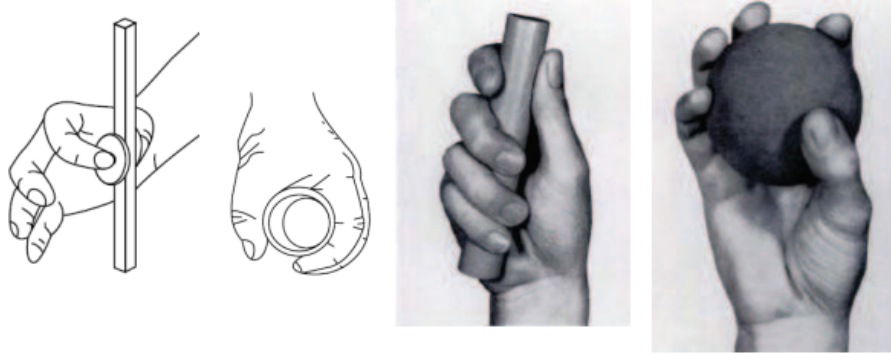


FIGURE 1.20 – Distinction entre prise de précision et prise de force. Illustrations de (Freivalds, (2004) à gauche et photographies de Napier, (1956), à droite [15]

## 1.3 La rééducation de la main

### 1.3.1 Généralités

Les différentes pathologies que peut subir la main peuvent entraîner une dégradation des mouvements dont elle est capable, voire un handicap fonctionnel. Parmi ces pathologies, on peut citer :

- différents types de fractures,
- différents types d'arthroses,
- des entorses et luxations des doigts,
- SDRC<sup>3</sup>
- PR<sup>4</sup>

La rééducation représente le moyen le plus sûr qui offre au patient atteint de ces différents traumatismes, la garantie de retrouver une autonomie partielle ou complète des capacités fonctionnelles de la main. Elle intervient pour au moins 50 % du résultat après une éventuelle chirurgie [14].

Le moyen d'appliquer la rééducation à un patient est appelé *Kinésithérapie*, et varie d'un patient à l'autre. L'objectif de cette pratique est de mettre en place un programme spécifique aux atteintes du patients : ceci est appelé rééducation analytique [8]. Le programme consistera en un ensemble d'exercices d'entretien des amplitudes articulaires et d'amélioration de la force musculaire [6] qui est appelé rééducation fonctionnelle [8].

### 1.3.2 La rééducation fonctionnelle de la main

Plusieurs types de rééducation fonctionnelle existent et ont pour but de prévenir, voire ralentir les déformations qui résultent de l'atteinte traumatique [8]. On peut citer par exemple les différents types de massage, les stimulations électriques, l'ergothérapie.

Ces deux derniers types sont les plus pertinentes à cette étude qui représente notre projet. Elles sont, pour ainsi dire, indispensables en rééducation de la main. Les orthèses se divisent en deux types : **les orthèses statiques**, qui s'apparentent à des

3. Syndrome Dououreux Régional Complexe

4. Polyarthrite rhumatoïde

attelles, et **les orthèses dynamiques**, qui permettent par leur effet l'amélioration de posture (en extension ou en flexion). [8]

Pour l'ergothérapie, il s'agit de faire faire au patient différents mouvements en utilisant des balles, des billes, des élastiques, et tout ce qui entraîne la main à effectuer des mouvements élémentaires (voir Fig.1.21).

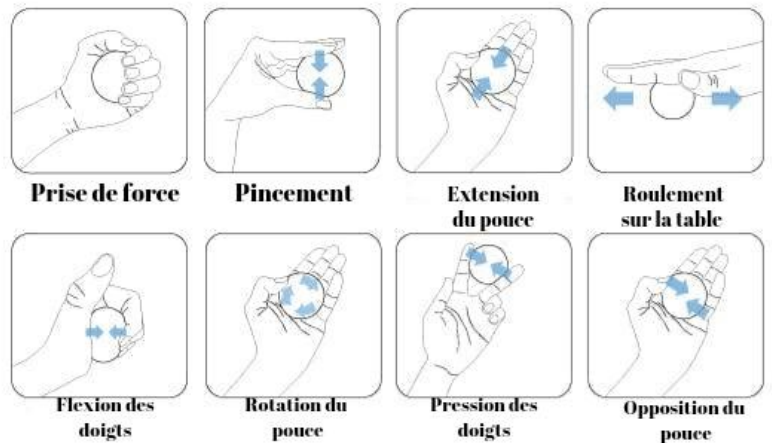


FIGURE 1.21 – Schéma d'exercices de la main avec une balle

La conclusion essentielle à tirer de la figure 1.21 est que pour que le patient parvienne à effectuer des mouvements tels que le *Power grip* ou *Finger flexion*, il serait intéressant d'ajouter une rééducation intermédiaire, qui se concentrerait sur les mouvements de flexion et d'extension de la main en combinant les orthèses et l'ergothérapie.

Le futur dispositif d'exosquelette qui découlera de cette étude peut être considéré comme étant une orthèse dynamique qui permettra au patient d'effectuer des mouvements de flexion et d'extension.

## 1.4 Conclusion

La main reste l'un des membres les plus extraordinaires sur le plan fonctionnel, avec ses 28 degrés de liberté, mais aussi délicat à traiter.

Il est nécessaire de prendre également en compte le défi qui s'offre à nous, nous avons pu voir tout au long du chapitre que beaucoup de travaux ont failli à proposer un dispositif qui fonctionne, dû à beaucoup de facteurs tels que : l'optimisation du mouvement, le rapport poids/puissance, la portabilité du dispositif, le problème de batterie, etc.

Nous tenterons au mieux de proposer des solutions acceptables, en adéquation avec la disponibilité des ressources mises en place pour la réalisation d'un tel projet.

## CHAPITRE

# 2

# PROTOTYPAGE ET CONCEPTION

## 2.1 Introduction

La tâche de rééducation par utilisation d'exosquelettes a été de tout temps un véritable défi pour les ingénieurs du monde. Le caractère très médiatisé de ces dispositifs a fait occulter au grand public la complexité de leur réalisation. En effet, beaucoup d'obstacles ont été rencontrés lors de la réalisation d'un prototype (problème d'instabilité, alimentation portative, de précision...).

La plupart des dispositifs réalisés utilisent un système pneumatique ou hydraulique. Nous avons décidé de tenter une approche différente, en réalisant un appareil suivant le modèle maître-esclave : il s'agira d'un exosquelette sous-actionné à base de servomoteurs, contrôlé par des capteurs de flexion.

L'objectif de ce chapitre est d'expliquer la réalisation en 3D de l'exosquelette de la main humaine, tout en commentant certains choix mécaniques, et de décortiquer le fonctionnement électronique du futur dispositif.

Nous décomposerons ce chapitre en deux parties : une partie mécanique et une partie électrique.

## 2.2 Partie mécanique

La partie mécanique regroupe la conception de toutes les pièces ainsi que les mécanismes qui permettent le mouvement. Chaque pièce a été conçue, dimensionnée et modélisée par nos soins sur le logiciel de modélisation 3D *SolidWorks*. Nous pouvons décomposer le dispositif en quatre parties principales :

— Les doigts,

- La main,
- Le support du bras,
- Le boîtier.

### 2.2.1 Les doigts

Étant les seules pièces en mouvement, le dimensionnement et la conception des doigts ont été très compliqués. Les doigts sont conçus sous forme d'anneaux, chaque doigt se composant de 3 anneaux (2 pour le pouce) (voir Fig.2.1 et Fig.2.2) munis d'un mécanisme d'articulation au niveau de chaque phalange pour permettre le mouvement dont nous reparlerons dans le paragraphe 2.4.

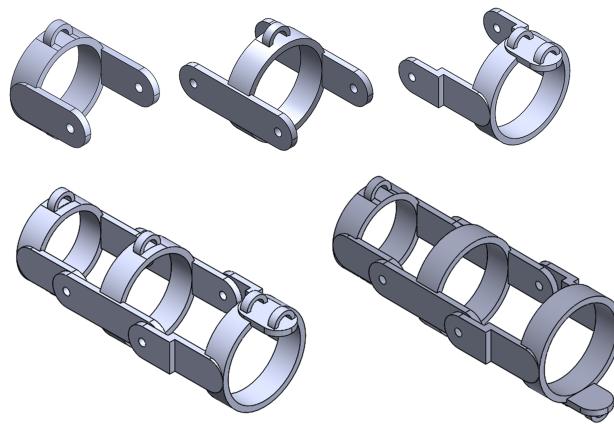


FIGURE 2.1 – Pièces de l'index séparées et assemblées

La différence entre les pièces des différents doigts réside uniquement dans les dimensions.

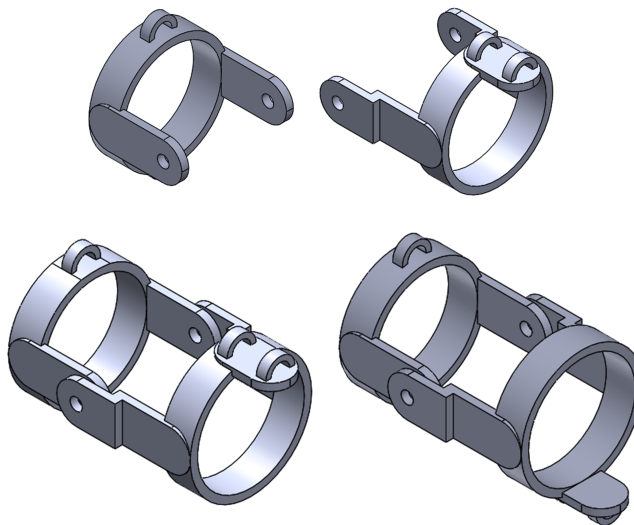


FIGURE 2.2 – Pièces du pouce séparées et assemblées

### 2.2.2 La main

Une pièce de soutien (Fig.2.3) est mise au niveau de la face dorsale de la main et à laquelle les doigts seront reliés, servant à stabiliser le dispositif en main et à acheminer les câbles.

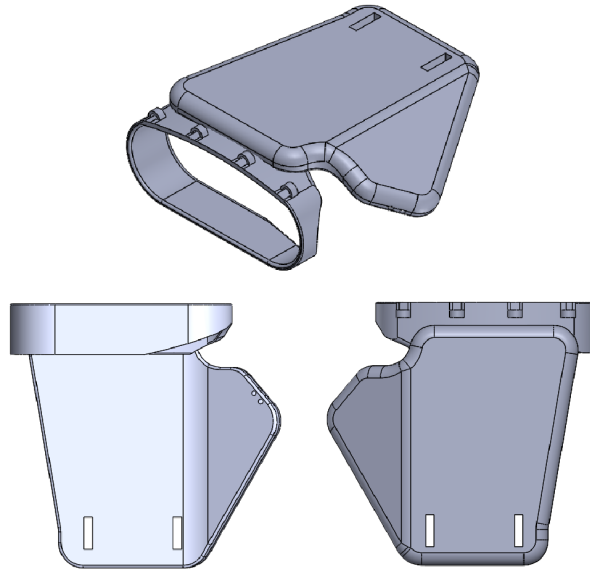


FIGURE 2.3 – Pièce de la main

### 2.2.3 Le support du bras

La pièce qui accueille le bras se décompose en 2 parties, comme représenté dans (Fig.2.4) : la plaque inférieure et l’anneau sur lequel sera fixé le boîtier contenant les servomoteurs et par lequel passe la face postérieure de l’avant bras.

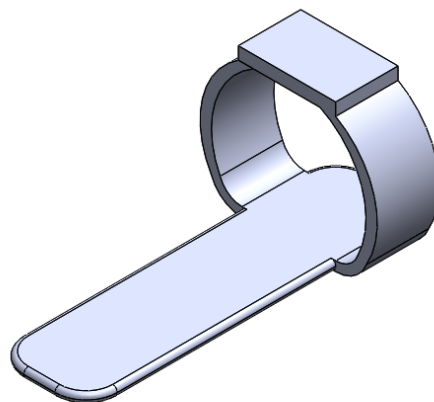


FIGURE 2.4 – Pièce du support du bras

### 2.2.4 Le boîtier

Le boîtier (Fig.2.5) est dimensionné et optimisé pour abriter les 5 servomoteurs sur lesquels des poulies (Fig.2.6) seront fixées. Une des faces du boîtier abritera des trous pour le passage des câbles. À l'intérieur du boîtier se trouvent 2 rails où une plaque sera insérée pour aider le guidage des câbles. Deux des cinq servomoteurs seront surélevés pour des raisons techniques et d'optimisation de la taille du boîtier.

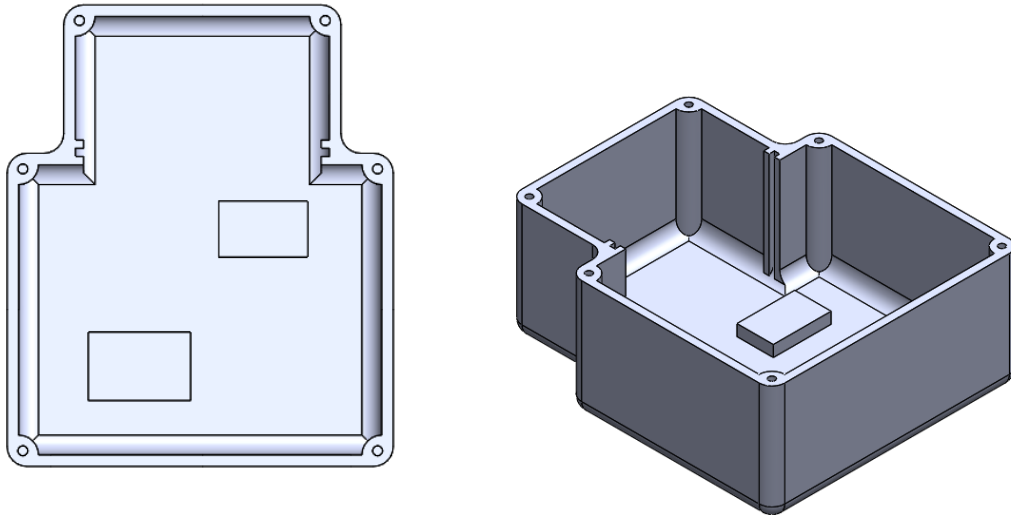


FIGURE 2.5 – Boîtier

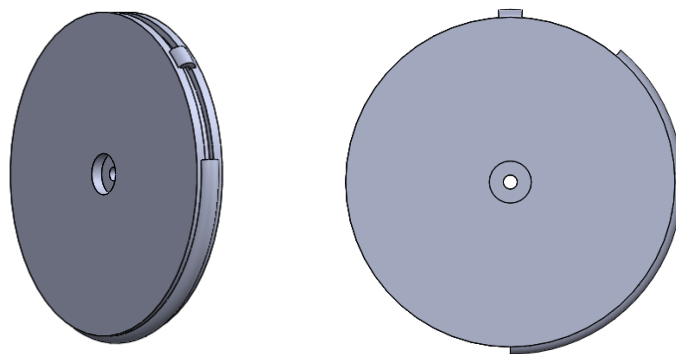


FIGURE 2.6 – Poulies pour servomoteurs

## 2.3 Partie électrique

### 2.3.1 Servomoteurs

Un servomoteur est un moteur capable de maintenir une position donnée et dont l'erreur est vérifiée en continu et corrigée en fonction de la mesure. C'est donc un

système asservi (voir Fig.2.7). C'est un ensemble mécanique et électronique comprenant :

- un moteur à courant continu ;
- un réducteur mécanique à engrenage qui réduit la vitesse mais augmente le couple ;
- un potentiomètre qui génère une tension variable, proportionnelle à l'angle de l'axe de sortie ;
- un dispositif électronique d'asservissement.

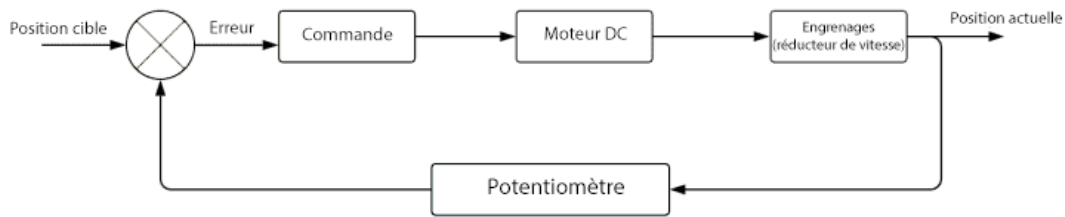


FIGURE 2.7 – Boucle d'asservissement d'un servomoteur

Pour créer le mouvement, nous avons utilisé dans notre projet 5 servomoteurs **TowerPro SG90** (voir Fig.2.8), un pour chaque doigt. Nous avons choisi ce modèle de servomoteur parce qu'il est répandu dans le marché et très utilisé dans des projets de robotique à travers le monde de part sa simplicité de compréhension et d'utilisation en terme de programmation.

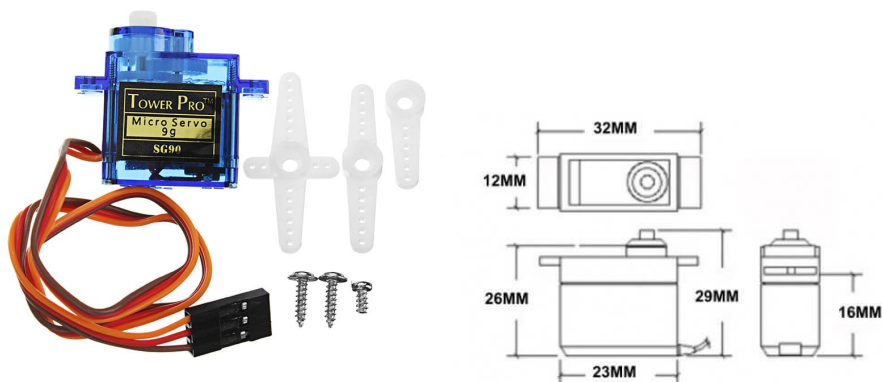


FIGURE 2.8 – Servomoteur TowerPro SG90

Les caractéristiques du Servomoteur TowerPro SG90 sont représentées dans le tableau 2.1

Poids	9g
Vitesse	0.12s/60degrés
Dimension	23mm x 12.2mm x 29mm
Couple de décrochage	1.8kg/cm
Tension	4.8V ( 5V)
Courant (nominal/décrochage)	200mA/600mA

TABLE 2.1 – Caractéristiques du Servomoteur TowerPro SG90[23].

Le SG90 est un servomoteur peu coûteux, léger et très performant. Il présente un connecteur à 3 câbles : VCC/tension d'entrée (rouge), GND/la masse (marron), et le signal de commande (orange) (Fig.2.9). Il est contrôlé par Modulation de Largeur d'Impulsion (MLI ou PWM pour Pulse Width Modulation).



FIGURE 2.9 – Câbles de connexion du SG90

La position “0°” du servomoteur est maintenue par une impulsion de 1ms, la “90°” par une impulsion de 1.5ms, et la “180°” par une impulsion d'environ 2ms comme représenté dans le schéma 2.10.

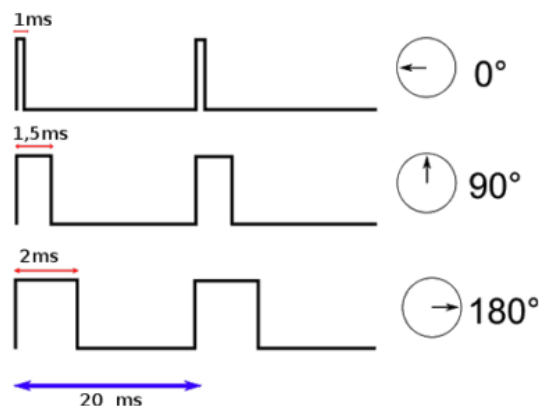


FIGURE 2.10 – Commande MLI du servomoteur

Chacun des servomoteurs à besoin d'au moins 200mA pour bien fonctionner. Les sorties du microcontrôleur ne délivrant que très peu (20mA pour un Arduino) nous



avons été contraints d'utiliser une alimentation externe pour les servomoteurs. Ils demandent donc  $5 \times 200 = 1A$  au minimum à eux cinq. Pour un couple plus important il est nécessaire donc d'utiliser une alimentation externe de  $5V$  d'au moins  $2A$  (Fig.2.11).



FIGURE 2.11 – Secteur d'alimentation 5V 2A pour servomoteurs

Pour élaborer un asservissement et contrôler un servomoteur, il faut savoir qu'il existe 2 types de bouclage : la boucle fermée et la boucle ouverte :

Un système en “boucle ouverte” (Fig.2.12) n'a pas de rétroaction (feedback) ; il n'y a donc aucun moyen de vérifier qu'il fonctionne comme prévu. Une expression courante que nous entendons dans le domaine de l'ingénierie et de la commande dit “You can't control what you can't measure” (vous ne pouvez pas contrôler ce que vous ne pouvez pas mesurer).

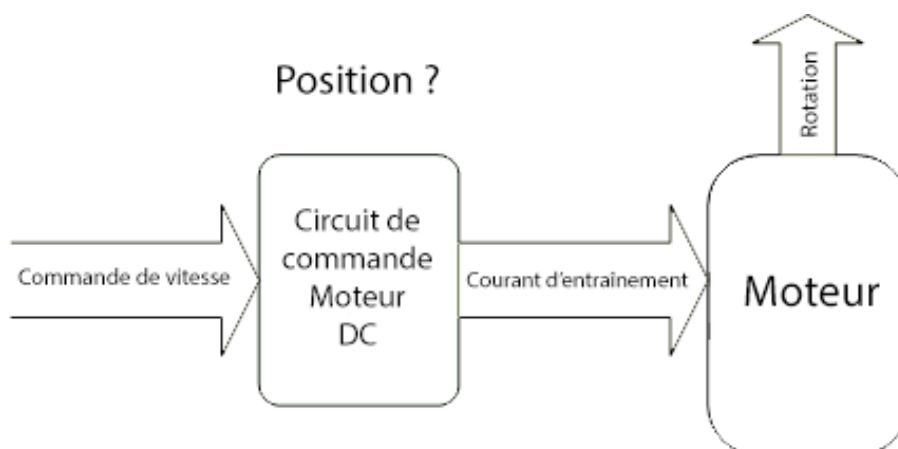


FIGURE 2.12 – Système en boucle ouverte

Un système en “boucle fermée” (Fig.2.13) peut utiliser le signal de retour feedback pour ajuster la vitesse, la direction ou la position afin d'obtenir le résultat sou-

haité. Dans le cas d'un servomoteur, le feedback se présente sous la forme d'un potentiomètre relié à l'arbre de sortie du moteur. La sortie du potentiomètre, qui représente une tension, est proportionnelle à la position de l'arbre du servomoteur.

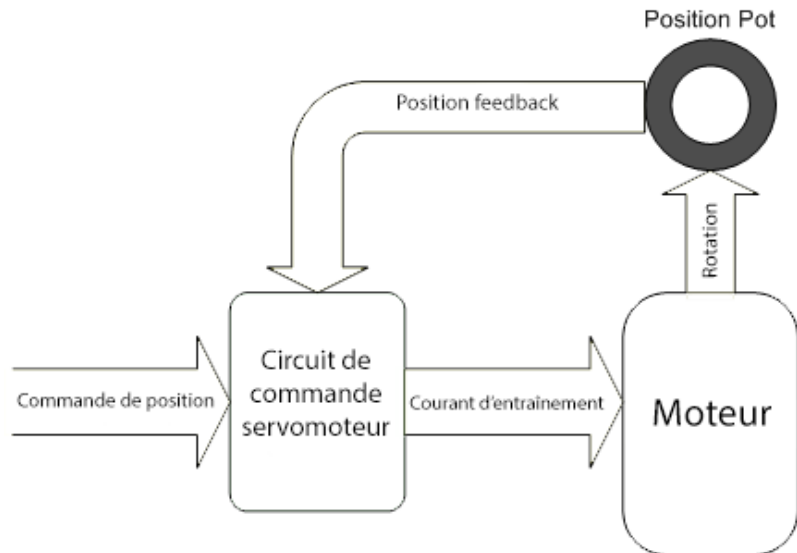


FIGURE 2.13 – Système en boucle fermée

Le problème avec le contrôle d'un servomoteur DC standard à partir d'un microcontrôleur est qu'il s'agit d'une boucle fermée à l'intérieur du boîtier du servomoteur, mais d'une boucle ouverte par rapport à notre microcontrôleur (voir Fig.2.14). Nous pouvons appliquer une commande sur le contrôleur interne du servomoteur, mais nous n'avons aucun moyen de confirmer si ou quand cela se produit réellement.

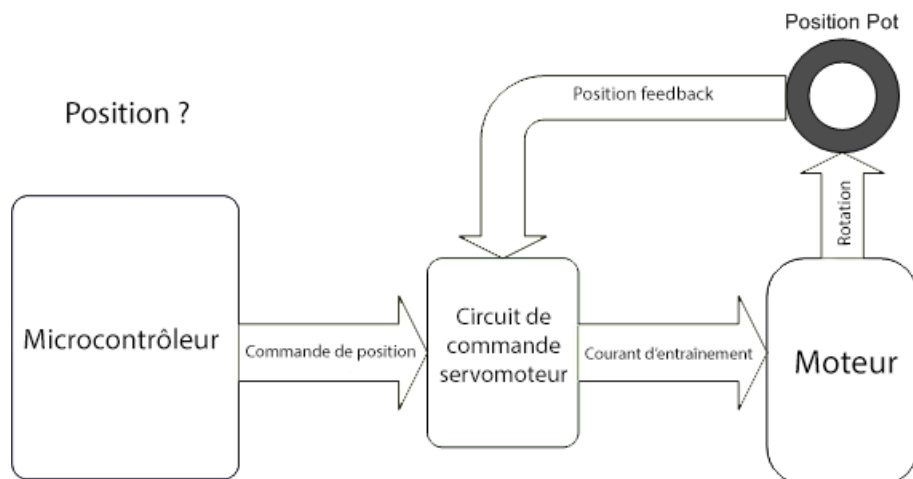


FIGURE 2.14 – Système interne du moteur en boucle fermée mais en boucle ouverte avec le MCU

Dans la plupart des cas, cette configuration fonctionne plutôt bien, cependant, quelques problèmes peuvent survenir :

- La précision du positionnement est déterminée à la fois par la tolérance du potentiomètre et la résolution du contrôleur interne.
- Si les composants du servomoteur dysfonctionnent en raison de la température ou d'autres facteurs, le servo peut se trouver entre deux points de référence. Cela peut causer des comportements indésirables.
- Nous n'avons aucun moyen de mesurer dynamiquement la position actuelle de l'arbre du moteur. Si une force externe déplace le moteur, nous ne pouvons pas en être totalement sûr.

La solution à cela est de relier le feedback du circuit interne directement au microcontrôleur (voir Fig.2.15). Cela nous permettra une lecture dynamique et en temps réel de la position de l'arbre du moteur.

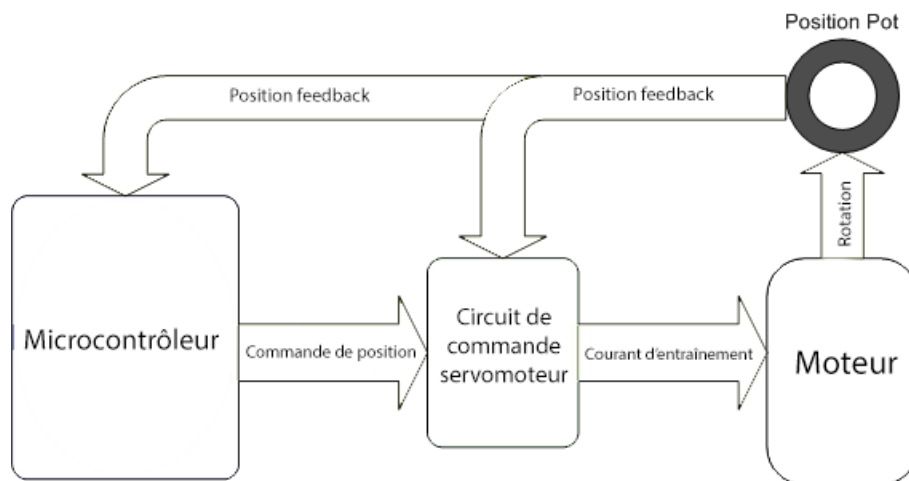


FIGURE 2.15 – Bouclage du système avec le microcontôleur

Il existe des dispositifs qu'on appelle "Analog Feedback Servomotor" (Fig.2.16) ; leur particularité est qu'ils sont munis d'un 4<sup>e</sup> câble (blanc) qui représente le câble du feedback.



FIGURE 2.16 – Servomoteur avec feedback intégré

Les servomoteurs SG90 que nous utilisons ne présentent pas de câbles de retour, pour cela nous avons été contraints à l'ajouter nous même en soudant un câble à

la broche centrale du potentiomètre interne du servomoteur qui délivre une tension proportionnelle à la position de l'arbre du servomoteur (Fig.2.17).

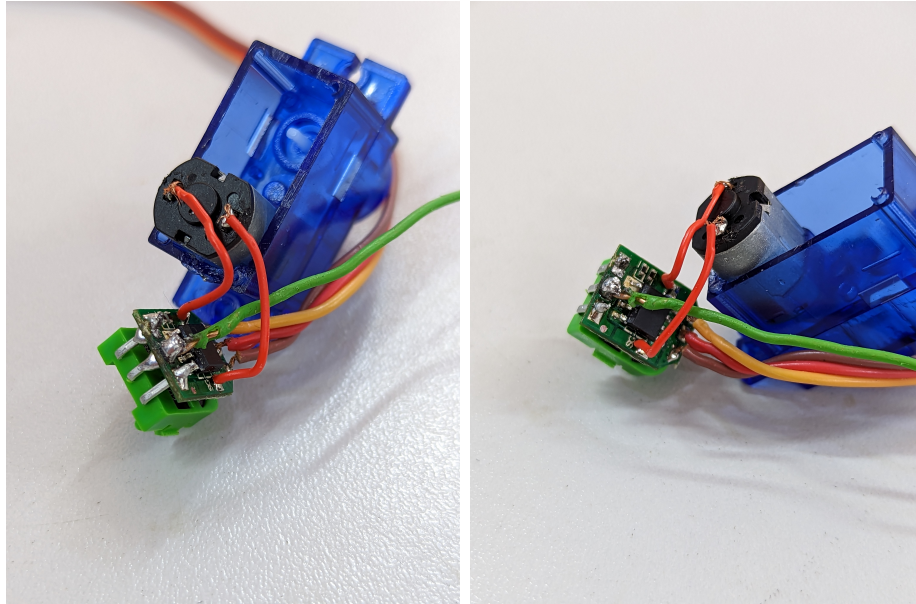


FIGURE 2.17 – Ajout du câble du feedback au servomoteur (vert)

### 2.3.2 Capteurs de flexion

Les capteurs de flexion sont simplement des résistances variables, dont la résistance varie lorsqu'ils sont pliés. Étant donné que la résistance est directement proportionnelle aux degrés de flexion, ils sont souvent appelés potentiomètres flexibles. Dans notre projet, nous avons utilisé 5 capteurs de flexion de chez Spectra Symbol de 2.2" (5.588cm) [24], un, associé à chaque doigt (Figs.2.18, 2.19).

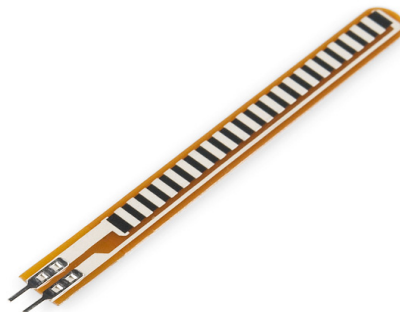


FIGURE 2.18 – Capteur de flexion 2.2" de chez Spectra Symbol

Le capteur contient une encre polymère contenant des particules conductrices appliquées sur un substrat de résine phénolique (voir Fig.2.20). Lorsque le capteur est

Résistance à plat	25kOhm +/-30pourcent (entre 17500 et 32500)
Résistance plié	Au minimum 2 fois plus que la résistance à plat pour 180° de flexion

TABLE 2.2 – Caractéristiques des capteurs de flexion.

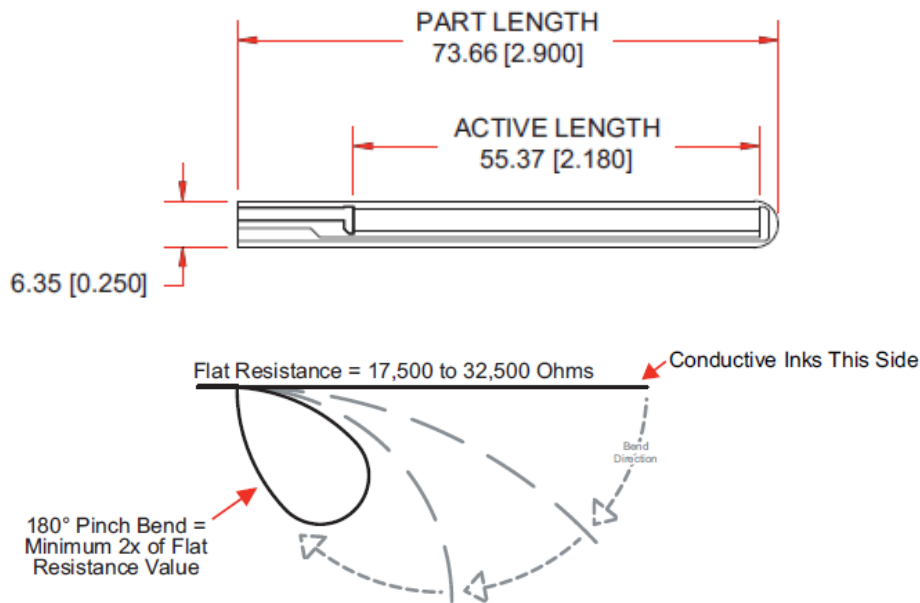


FIGURE 2.19 – Caractéristiques du capteur de flexion

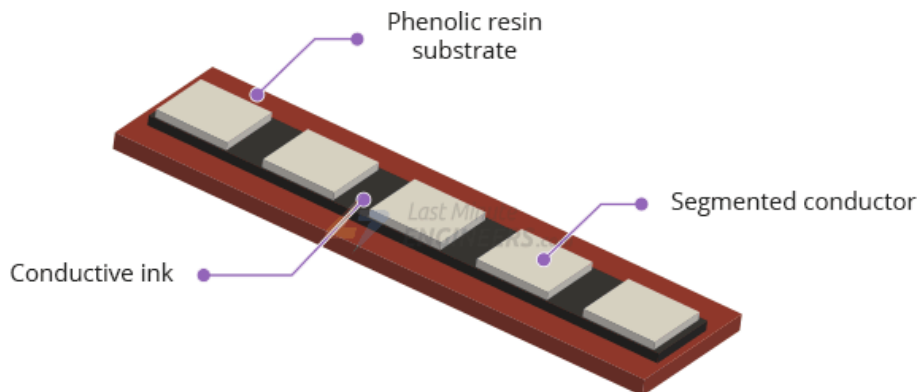


FIGURE 2.20 – Composants d'un capteur de flexion

plié, les zones s'éloignent, réduisant la conductivité et augmentant ainsi la résistance.

Pour lire et insérer un capteur de flexion dans un montage électrique, les datasheets officiels [24] du constructeur conseillent d'utiliser un amplificateur opérationnel (AOP) mais la façon la plus simple est de le combiner à une résistance statique pour former un diviseur de tension (Fig.2.21), qui produit une tension variable qui peut être lue par le convertisseur analogique/numérique du microcontrôleur.

Il est important de noter que la tension de sortie que nous mesurons représente la

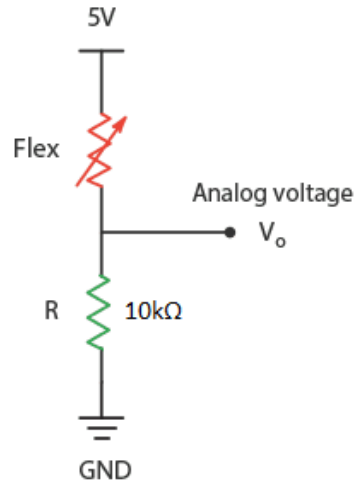


FIGURE 2.21 – Pont diviseur de tension

chute de tension à travers la résistance pull-down, et non la chute de tension à travers le capteur.

Pour calculer la tension de sortie ( $V_0$ ) d'un diviseur de tension nous pouvons utiliser la formule

$$V_0 = V_{cc} \frac{R}{R + R_{flex}}. \quad (2.1)$$

Dans cette configuration, la sortie diminue à mesure que le rayon de courbure augmente.

Dans notre montage, nous utilisons des résistances pull-down de  $10k\Omega$ . Avec une alimentation de  $5V$ , quand le capteur est à plat (0), la résistance est relativement faible (autour de  $10k\Omega$ ). Ce qui, en remplaçant dans (2.1), nous donne la tension de sortie

$$V_0 = 5V \frac{10k\Omega}{10k\Omega + 25k\Omega} = 1.4285V.$$

Lorsque le capteur est plié au maximum, la résistance augmente jusqu'à approximativement  $100k\Omega$ . La tension de sortie devient alors

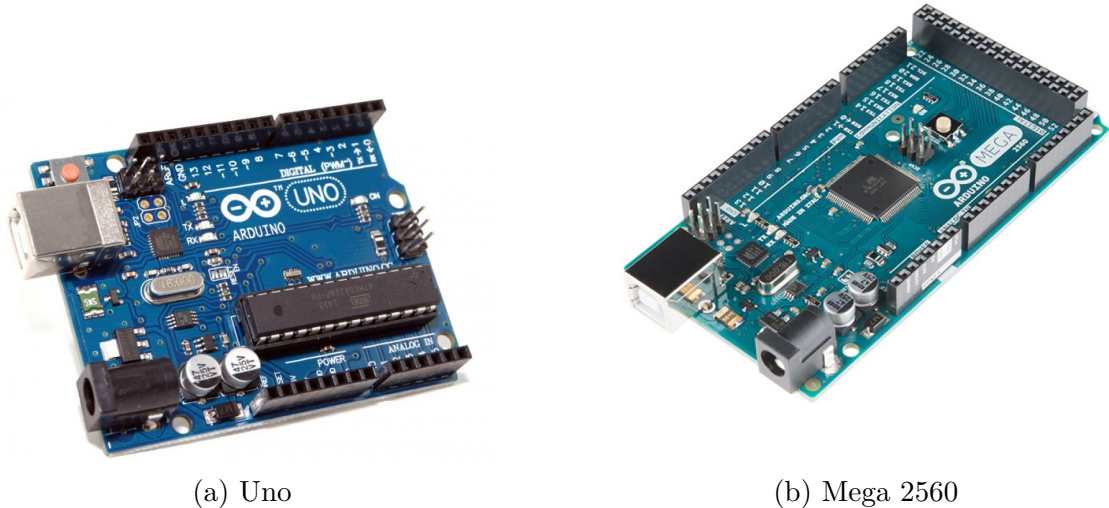
$$V_0 = 5V \frac{10k\Omega}{10k\Omega + 100k\Omega} = 0.4545V.$$

Ces valeurs Min et Max de la tension représenteront par la suite la position Min et Max du servomoteur.

### 2.3.3 Microcontrôleur

Pour contrôler le tout, nous avons utilisé une carte Arduino pour sa simplicité et pour sa bibliothèque facilitant le contrôle des servomoteurs. Durant les phases de

test nous avons utilisé un Arduino UNO que nous avons remplacé par la suite dans le montage final par un Arduino Mega (Fig.2.22) pour ses meilleures performances et son plus grand nombre de pins analogiques. En termes de programmation, dans un premier temps, nous avons utilisé l'IDE Arduino pour tester nos programmes primaires avant de nous tourner vers le logiciel MATLAB/SIMULINK qui comprend des packages pour Arduino.



(a) Uno

(b) Mega 2560

FIGURE 2.22 – Cartes Arduino

## 2.4 Impression et montage

Une fois toutes les pièces du dispositif bien définies, testées et modélisées, nous les avons imprimées à l'aide d'imprimantes 3D présentes au sein du laboratoire. Pour l'impression nous avons utilisé les 2 CREALITY CR-10, les 2 CREALITY ENDER et la FLASHFORGE. La matière utilisée en impression est le PLA (polylactic acid, "acide polylactique") qui est un polymère biodégradable.

Pour les liaisons entre les phalanges, au niveau des trous aux extrémités des pièces, nous avons inséré et chauffé un bout de fil de PLA qui, une fois fondu, a fait office d'axe de rotation.

Les doigts sont attachés au support de la main à l'aide de ressorts dont l'élasticité permettra de faciliter le mouvement et de le rendre plus fidèle aux mouvements d'une vraie main humaine (voir Fig.2.23).



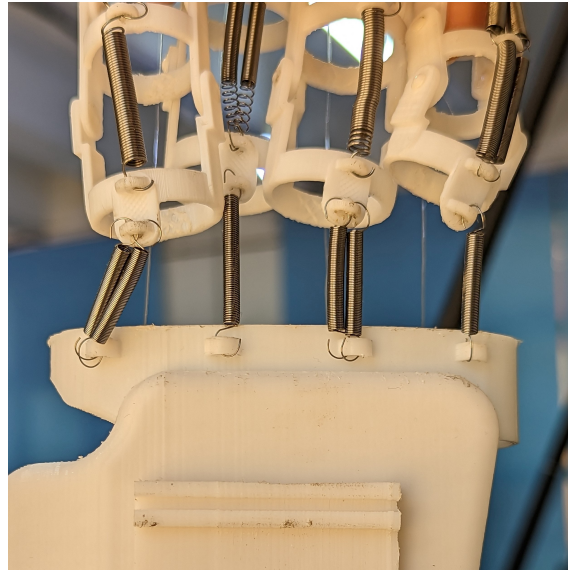


FIGURE 2.23 – L'attache des doigts avec le support de la main

Le support de la main est relié au support du bras. Un anneau est rattaché à ce dernier, pour nous permettre d'y placer le boîtier.

Une fois le dispositifs assemblé, nous avons mis en place les servomoteurs dans le boîtier comme montré dans la figure 2.24.

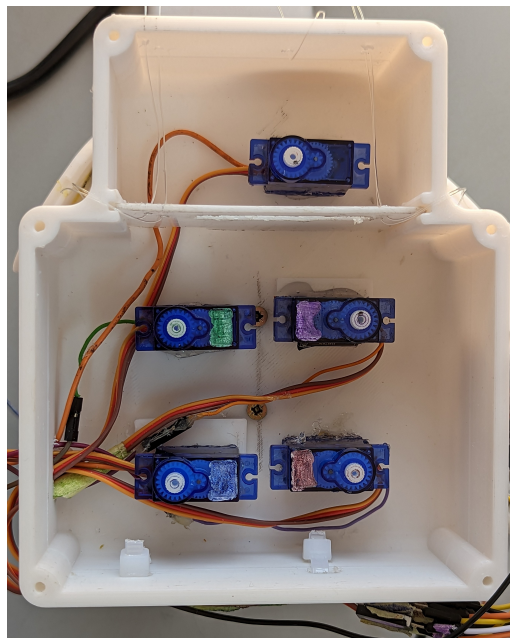


FIGURE 2.24 – Emplacement des servomoteurs au sein du boîtier

Sur l'arbre de chaque servomoteur sont attachées des poulies (voir Fig.2.25) dimensionnées spécifiquement pour chaque doigt et qui ont pour but de tirer une longueur de câble adéquate en fonction de paramètres auxquels nous reviendrons plus tard dans le sous-paragraphe 3.2.





FIGURE 2.25 – Poulies assemblées aux servomoteurs

Pour pallier les contraintes de gestion de collisions des câbles entre eux, nous avons défini les sens de rotation des servomoteurs comme dans la figure 2.26.



FIGURE 2.26 – Sens de rotation des servomoteurs

Les liaisons que nous utilisons sont des fils en nylon résistants à des charges allant jusqu'à une quinzaine de kilogrammes ce qui est bien supérieur aux charges qu'ils sont amenés à subir dans notre dispositif. Les fils de nylon sont en plus de cela très lisses provoquant très peu de frottements aux contacts. Ils sont attachés d'un côté aux poulies fixées sur les servomoteurs, et de l'autre, à la 3<sup>e</sup> phalange de chaque doigt à travers des encoches conçues et dédiées à cela.

Ces câbles assurent le pliage des doigts mais, pour le retour des doigts à leurs positions initiales de repos, nous avons testé plusieurs techniques : un retour par d'autres

câbles et un retour mécanique (ressorts).

Concernant le retour par câbles, le support de la main et celui du bras devront abriter le passage et l'acheminement des câbles de retour. Par conséquent, d'autres petites pièces ont dû être imprimées pour guider les câbles jusqu'aux servomoteurs, passant par l'anneau auquel est collé le boîtier. Nous avons observé que le chemin des câbles de retour est sinueux et très contraignant techniquement. Plus le chemin est long et compliqué, plus les câbles sont soumis à des frottements importants. Avec 5 câbles de pliage et 5 de retour, nous nous sommes retrouvés avec beaucoup de câbles et la gestion de ces derniers est vite devenue complexe. Beaucoup de points négatifs nous ont poussé à mettre cette méthode de côté.

Le retour mécanique par ressort a, quant à lui, possède moins de points négatifs. Les ressorts sont attachés entre chaque pièces des phalanges (voir Fig.2.27). Le pliage des doigts causera la flexion du ressort qui remettra directement les doigts en place quand aucune force ne leur est appliquée. Cependant, ce système de retour mécanique augmente la résistance du mouvement, ce qui fait demander aux servomoteurs un plus grand couple, c'est-à-dire une intensité électrique plus grande.



FIGURE 2.27 – L'attache des ressorts entre les phalanges des doigts

Pour la 2<sup>e</sup> partie du dispositif qui représente la partie contrôle, les capteurs de flexion sont attachés et cousus sur les doigts du gant de sorte que les capteurs fléchissent avec le pliage des doigts (voir Fig.2.28).

Une fois tout le dispositif monté (voir Fig.2.29), nous avons effectué le montage électrique comme illustré dans la figure 2.30.

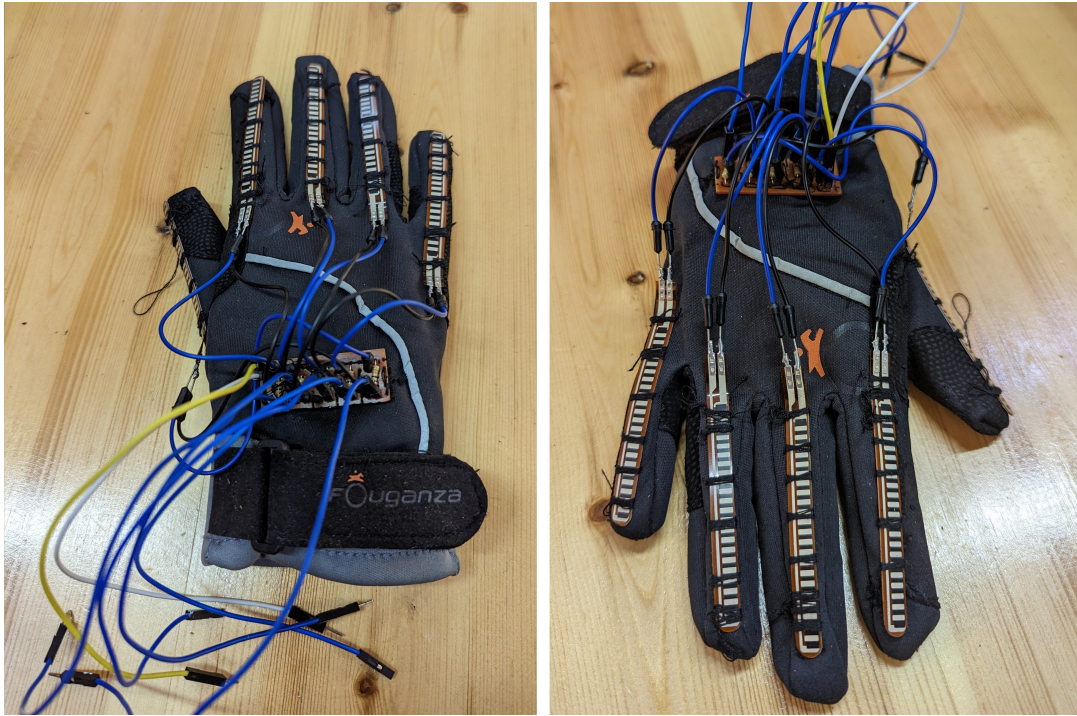


FIGURE 2.28 – Gant de contrôle

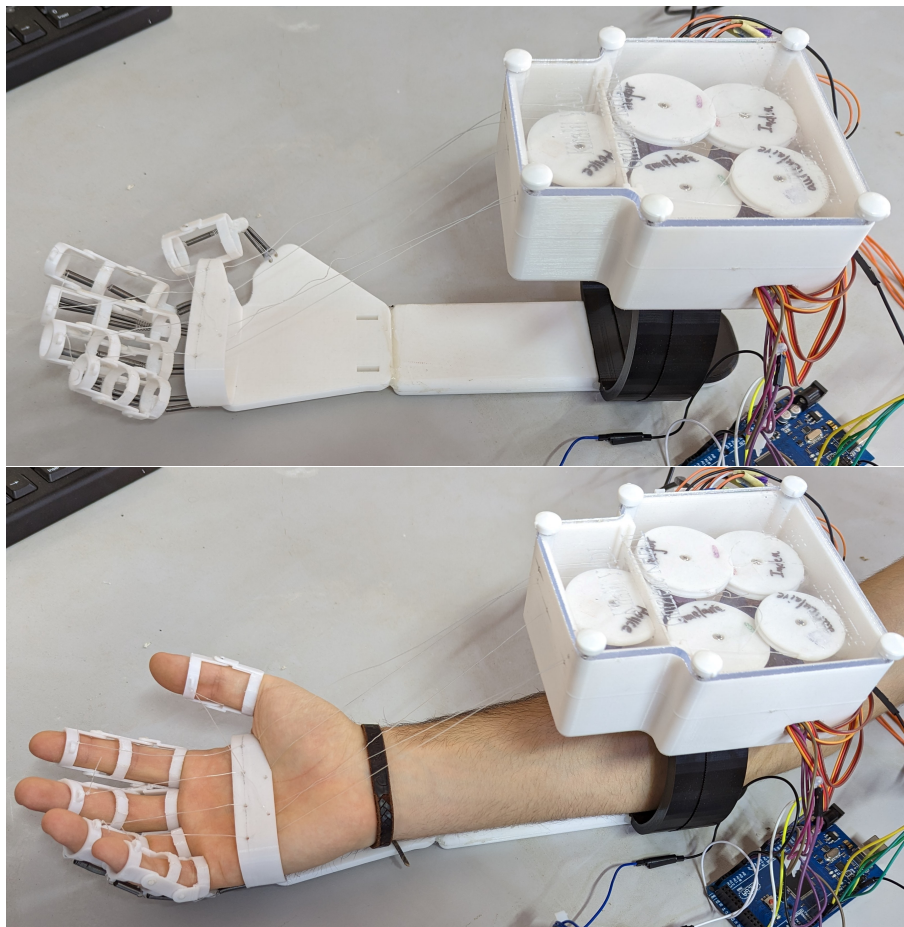


FIGURE 2.29 – Montage final de l'exosquelette



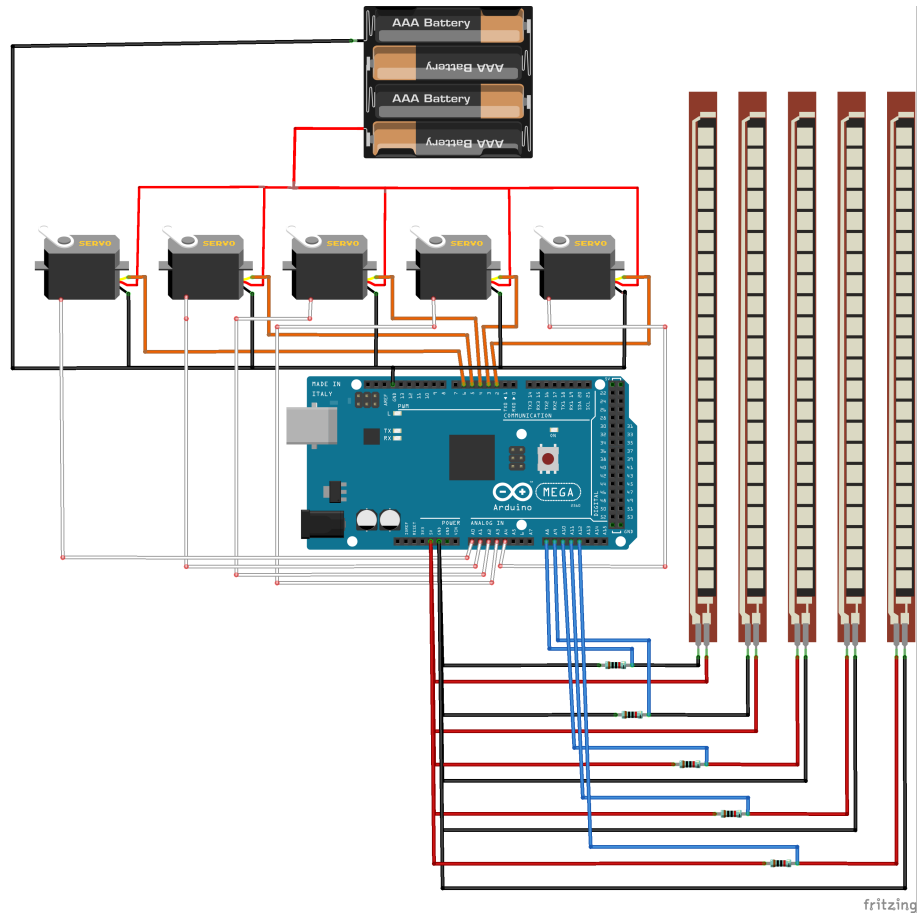


FIGURE 2.30 – Branchements électriques

## 2.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons traité la conception mécanique et électrique du projet. La conception des pièces et l'assemblage nous ont pris un temps considérable dû à la difficulté du dimensionnement des pièces, au temps d'impression et aux contraintes rencontrées pendant et après l'étape de conception. Nous avons procédé à plusieurs changements durant le processus notamment le dimensionnement du boîtier et des poulies ainsi que tout ce qui concerne le mécanisme de dépliage des doigts ce qui nous avait mené à modifier, re-concevoir et réimprimer en conséquences certaines pièces. Nous avons rencontré aussi des contraintes matérielles comme l'encombrement au niveau des doigts lors des pliages ce qui nous a contraint à limiter les angles. Un modèle mathématique qui prend en considération toutes ces contraintes expérimentales est donc nécessaire pour paramétrer notre système ; nous présenterons ce dernier au chapitre suivant.

## CHAPITRE

### 3

# MODÉLISATION ET IDENTIFICATION

## 3.1 Introduction

Dans le but de voir si le dispositif mécanique répond aux consignes électroniques, nous devons dans un premier temps étudier la position de l'extrémité des doigts et mettre au point un modèle mathématique décrivant le comportement de cette position, et dans un second temps, identifier, modéliser et simuler les servomoteurs responsables du mouvement ainsi que les charges appliquées à ces derniers pour en savoir d'avantage sur le comportement et les performances du système. Dans plusieurs phases de ce chapitre nous utiliserons le logiciel MATLAB/Simulink à des fins de calculs matriciels et de simulation.

## 3.2 Modèle géométrique direct

Le modèle géométrique du dispositif nous permet de calculer les coordonnées de l'organe terminal en fonction des coordonnées articulaires (les angles). Il nous informe donc, dans notre cas, sur la position de l'extrémité du doigt. Les articulations sont essentiellement de deux types, rotoïde (R) ou prismatique (P) [12] et dont les représentations conventionnelles sont illustrées dans la figure 3.1.

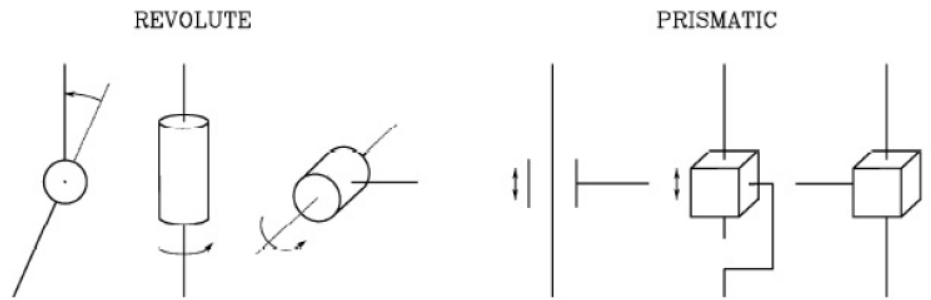


FIGURE 3.1 – Représentations conventionnelles des articulations P et R

Notre système représente une chaîne cinématique plane ouverte avec 3 liaisons rotoïdes (Fig.3.2) (système 3R), dont la première articulation est fixe tandis que les autres sont libres.

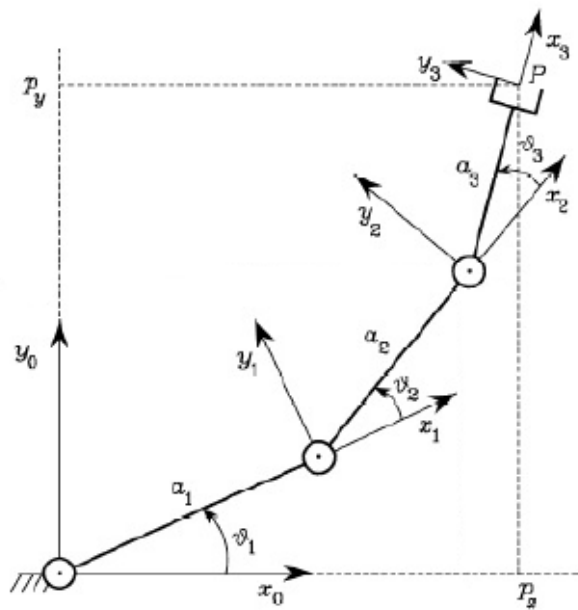


FIGURE 3.2 – Schéma des articulations du doigt

Pour définir le modèle géométrique, nous utilisons la convention de Denavit-Hartenberg (voir Fig.3.3 [3]) qui permet de caractériser la position relative de deux solides avec seulement quatre paramètres. Les axes de coordonnées sont définis par un ensemble de règles qui sont :

1. L'axe  $\hat{z}_i$  est porté par l'axe de l'articulation  $i$  et donc  $\hat{z}_{i+1}$  est porté par l'axe de l'articulation  $i + 1$ .
2. L'origine  $o_i$  est à l'intersection de l'axe  $\hat{z}_i$  avec la normale commune aux axes  $\hat{z}_{i-1}$  et  $\hat{z}_i$ .
3. L'axe  $\hat{x}_i$  est porté par la normale commune à  $\hat{z}_{i-1}$  et  $\hat{z}_i$ , soit :  $\hat{x}_i = \hat{z}_{i-1} \wedge \hat{z}_i$ .

4. L'axe  $\hat{y}_i$  est choisi de manière à former un trièdre direct avec l'axe  $\hat{z}_i$  et  $\hat{x}_i$ , soit :  $\hat{y}_i = \hat{z}_i \wedge \hat{x}_i$ .

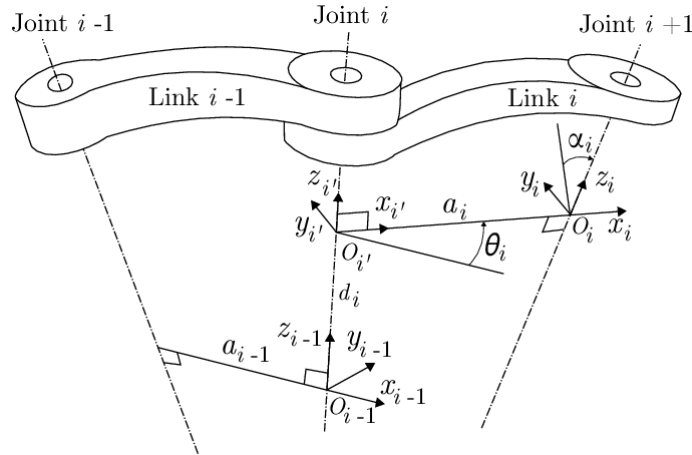


FIGURE 3.3 – Convention et paramètres de Denavit-Hartenberg

Nous pouvons désormais définir toutes les translations et les rotations en utilisant seulement les quatre paramètres de la Table 3.1.

Paramètres D-H	Définition géométrique
$d_i$	Distance entre l'origine des articulations $i$ et $i + 1$ le long de l'axe $\hat{x}_{i-1}$ . C'est la variable articulaire pour une liaison prismatique.
$\theta_i$	L'angle de rotation entre $\hat{x}_i$ et $\hat{x}_{i-1}$ autour de l'axe $\hat{z}_{i-1}$ . C'est la variable articulaire pour une liaison rotoïde.
$\alpha_i$	L'angle autour de l'axe $\hat{x}_i$ entre les axes $\hat{z}_i$ et $\hat{z}_{i-1}$ .
$a_i$	La distance entre les axes $\hat{z}_i$ et $\hat{z}_{i-1}$ le long de l'axe $\hat{x}_i$

TABLE 3.1 – Paramètres de Denavit-Hartenberg

En multipliant les matrices de translation et de rotation élémentaires en coordonnées homogènes, nous obtenons la matrice de passage de Denavit-Hartenberg entre les jointures  $i$  et  $i - 1$ , exprimée par

$$T_{i-1,i} = Rot(\hat{x}_i, \alpha_{i-1})Trans(\hat{x}_i, a_{i-1})Trans(\hat{z}_i, d_i)Rot(\hat{z}_i, \theta_i)$$

$$T_{i-1,i} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\cos(\alpha)\sin(\theta) & \sin(\alpha)\sin(\theta) & r\cos(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\alpha)\cos(\theta) & -\sin(\alpha)\cos(\theta) & r\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

De la matrice donnée par (3.1) nous pouvons calculer les transformations homogènes entre la base fixe et l'extrémité libre. Le modèle d'un doigt est représenté comme dans la figure 3.2, cependant les valeurs de  $a_1$ ,  $a_2$  et  $a_3$  changent selon les doigts.

Étant donné que l'extrémité qui nous intéresse et dont nous cherchons la position n'est pas dans le même axe que ceux des articulations au repos, nous avons défini un angle constant  $\rho$  (qui diffère selon les doigts) comme représenté sur la figure 3.4 pour des raisons de simplification de calculs.

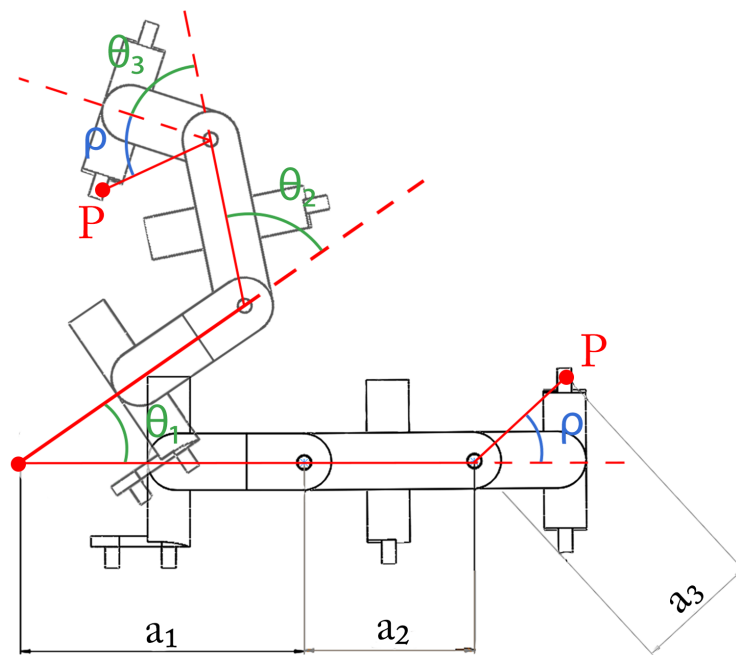


FIGURE 3.4 – Paramètres D-H doigt

Le tableau 3.2 est un récapitulatif général des paramètres de Denavit-Hartenberg.

Axe i	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$a_1$	0	0	$\theta_1$
2	$a_2$	0	0	$\theta_2$
3	$a_3$	0	0	$\theta_3 + \rho$

TABLE 3.2 – Paramètres de Denavit-Hartenberg du modèle du doigt

En remplaçant les paramètres dans (3.1), nous obtenons les matrices de transformation homogènes. Comme toutes les articulations sont rotoïdes, les matrices ont toutes la même structure :



$$A_i^{i-1}(\theta_i) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 & \vdots & a_i \cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i) & 0 & \vdots & a_i \sin(\theta_i) \\ 0 & 0 & 1 & \vdots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 1 \end{bmatrix} \quad i = 1, 2, 3,$$

à l'exception de  $A_3^2$  qui a la même structure à une constante  $\rho$  près :

$$A_3^2(\theta_3 + \rho) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3 + \rho) & -\sin(\theta_3 + \rho) & 0 & \vdots & a_3 \cos(\theta_3 + \rho) \\ \sin(\theta_3 + \rho) & \cos(\theta_3 + \rho) & 0 & \vdots & a_3 \sin(\theta_3 + \rho) \\ 0 & 0 & 1 & \vdots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 1 \end{bmatrix}$$

Le modèle géométrique direct est donc donné par l'équation

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2$$

En définitive,

$$T_3^0 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{123} + \rho) & -\sin(\theta_{123} + \rho) & 0 & \vdots & a_1 \cos(\theta_1) + a_2 \cos(\theta_{12}) + a_3 \cos(\theta_{123} + \rho) \\ \sin(\theta_{123} + \rho) & \cos(\theta_{123} + \rho) & 0 & \vdots & a_1 \sin(\theta_1) + a_2 \sin(\theta_{12}) + a_3 \sin(\theta_{123} + \rho) \\ 0 & 0 & 1 & \vdots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Pour des angles donnés et pour des longueurs connues (voir Tab.3.3), l'équation (3.2) nous donne la position et l'orientation de l'extrémité libre. Nous remarquons bien, en effet que depuis la matrice nous avons seulement des rotations autour des axes  $z$  et aucune translation suivant ces derniers.

Doigts	$a_1$ (mm)	$a_2$ (mm)	$a_3$ (mm)
Index	40	24	17.6918
Majeur	42	24	18.0346
Annulaire	42	24	17.6918
Auriculaire	30	18	15.5563
Pouce	42	30	19.1049

TABLE 3.3 – Les paramètres  $a_i$  de DH des différents doigts

Des contraintes mécaniques et matérielles nous ont obligé à restreindre les angles de pliage  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  et  $\theta_3$ . Nous avons donc délimité les angles comme indiqué sur la Table 3.4.

Index, majeur, annulaire et auriculaire	Pouce
$0^\circ \leq \theta_1 \leq 30^\circ$	$0^\circ \leq \theta_1 \leq 35^\circ$
$0^\circ \leq \theta_2 \leq 70^\circ$	$0^\circ \leq \theta_2 \leq 60^\circ$
$0^\circ \leq \theta_3 \leq 50^\circ$	$0^\circ \leq \theta_3 \leq 90^\circ$

TABLE 3.4 – Contraintes matérielles des angles de pliage

En remplaçant les valeurs maximales des angles  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  et  $\theta_3$  dans (3.2), nous obtenons la position limite de l'extrémité libre (P). Connaissant la position initiale du point P, nous pouvons calculer la distance entre la position initiale et la position finale qui représente dans notre système la longueur de câble tirée par le servomoteur. Cela nous permet de pouvoir dimensionner la poulie fixée au servomoteur et à laquelle le câble est attaché. L'angle de rotation maximale du servomoteur est de  $180^\circ$ , la longueur de câble tirée représente donc la moitié du périmètre de la poulie :

$$D = L = \sqrt{(x_{Pf} - x_{Pi})^2 + (y_{Pf} - y_{Pi})^2},$$

où  $D$  est la distance entre la position initiale et la position finale du point  $P$ ,  $L$  est la longueur de câble tirée,  $(x_{Pi}, y_{Pi})$  les coordonnées de la position initiale de  $P$  et  $(x_{Pf}, y_{Pf})$  les coordonnées de la position finale de  $P$ .

$$L = \frac{2\pi R}{2} = \pi R \Rightarrow R = \frac{L}{\pi},$$

$R$  étant le rayon de la poulie.

### 3.3 Identification et modélisation des servomoteurs

Afin de suivre les performances des servomoteurs et d'observer si leurs réponses correspondent parfaitement à nos exigences, il est nécessaire d'identifier les équations mathématiques qui régissent les comportements des servomoteurs. Notre système étant asservi, la fonction de transfert représente le meilleur outil pour en savoir d'avantage sur le comportement et les performances. Modéliser et identifier notre

Le système nous permettra notamment d'effectuer des simulations sur le comportement sans avoir à synchroniser à chaque fois le système réel, ce qui représentera pour nous un gain de temps considérable.

Pour identifier les paramètres de notre servomoteur, nous avons observé en temps réel sa réponse à un échelon. Pour cela, nous avons utilisé l'extension "Simulink Support Package For Arduino Hardware" de MATLAB pour jumeler Arduino et MATLAB et ainsi contrôler la carte Arduino directement par MATLAB. Nous avons pu observer la réponse en boucle fermée à une entrée échelon égale à 90 et un  $K' = 2$  à travers le schéma bloc Simulink de la figure 3.5.

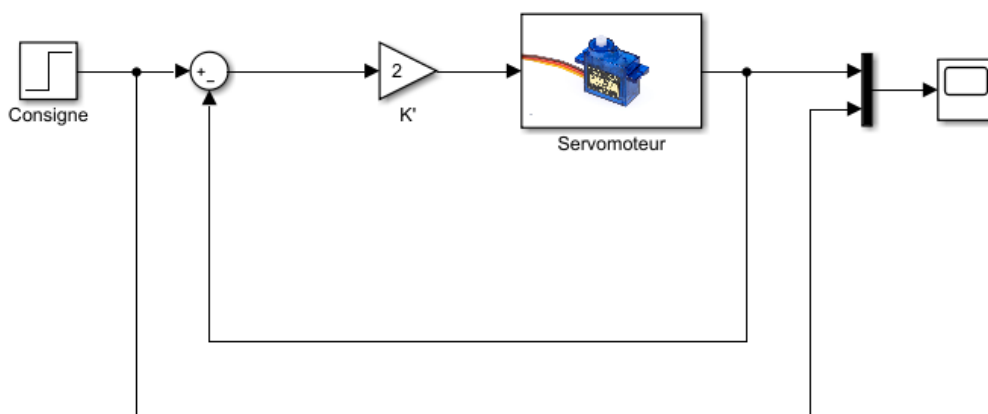


FIGURE 3.5 – Schéma bloc Simulink du système en boucle fermée

Le bloc "Servomoteur" de la figure 3.5 contient les blocs de la figure 3.6 :

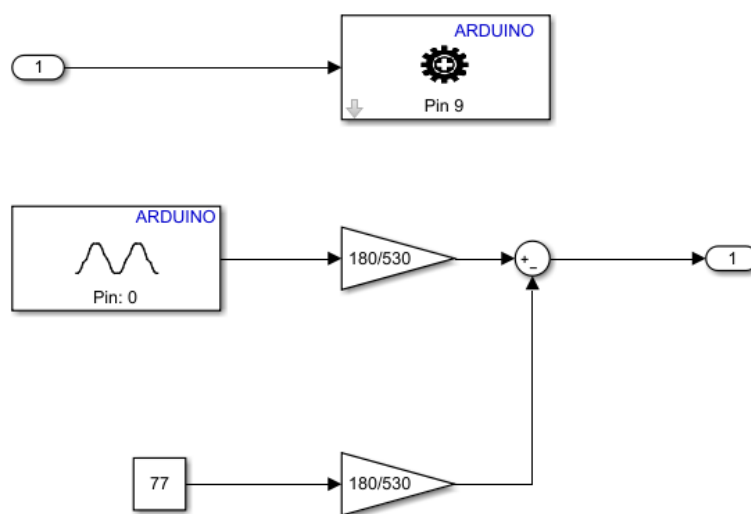


FIGURE 3.6 – Schéma bloc Simulink du sous-système "Servomoteur"

Le bloc ARDUINO du haut dans 3.6 représente l'entrée numérique de la carte Arduino (Pin 9) qui délivre la commande au servomoteur par Modulation de Largeur

d'Impulsion (MLI). Le deuxième bloc ARDUINO dans 3.6 représente la sortie analogique de la carte Arduino qui est reliée à la broche centrale du potentiomètre qui nous donne la tension entre les bornes de ce dernier. Cette tension est proportionnelle à la position du servomoteur. Les pins analogiques donnent des valeurs entières sur 10 *bits* entre 0 et 1023 qui, par un produit en croix peuvent être transformées en tension (0 pour 0V et 1023 pour 5V) (voir Fig.3.7).

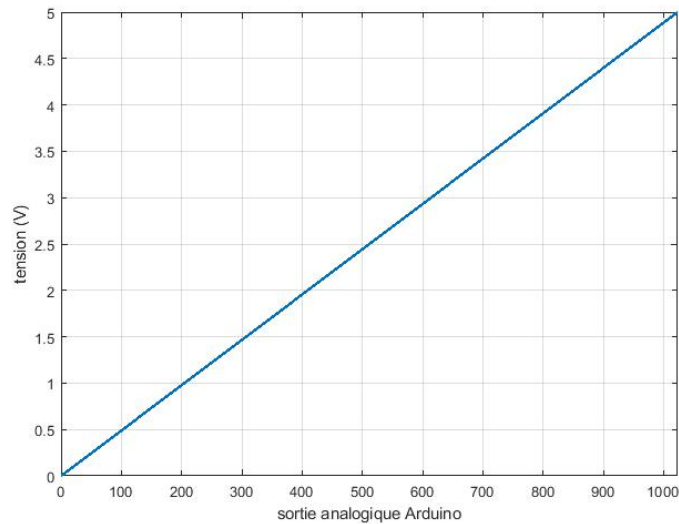


FIGURE 3.7 –  $tension = \frac{5}{1023} \times valeur\ analogique$

Par la suite, afin de boucler la sortie analogique et étant donné que ses valeurs sont proportionnelles à la position de l'arbre du servomoteur, nous les avons calibrées et transformées en valeurs équivalente à des angles. Expérimentalement nous savons que la position 0 du servomoteur délivre une valeur de 89. La position 180 du servomoteur délivre quant à elle une valeur de 631. La caractéristique du potentiomètre est représentée par la courbe de la figure 3.8.

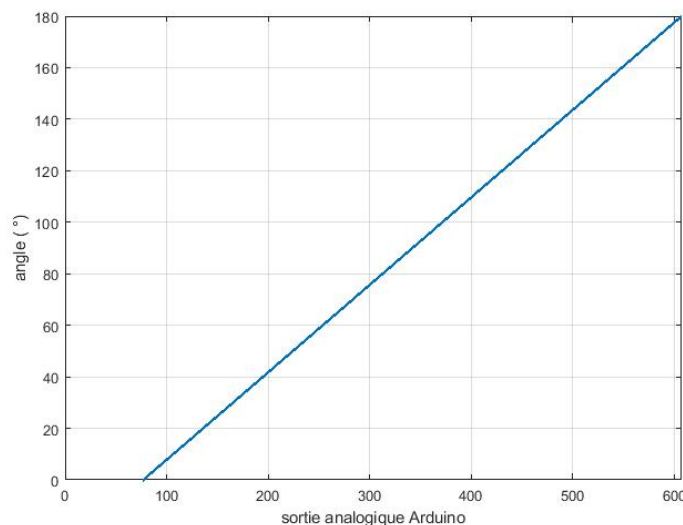


FIGURE 3.8 –  $angle = \frac{180}{547}(valeur\ analogique - 89)$

Notons que les valeurs maximales et minimales du feedback peuvent être légèrement différentes d'un servomoteur à l'autre.

L'exécution du programme Simulink de la figure 3.5 nous donne la courbe de la figure 3.9.

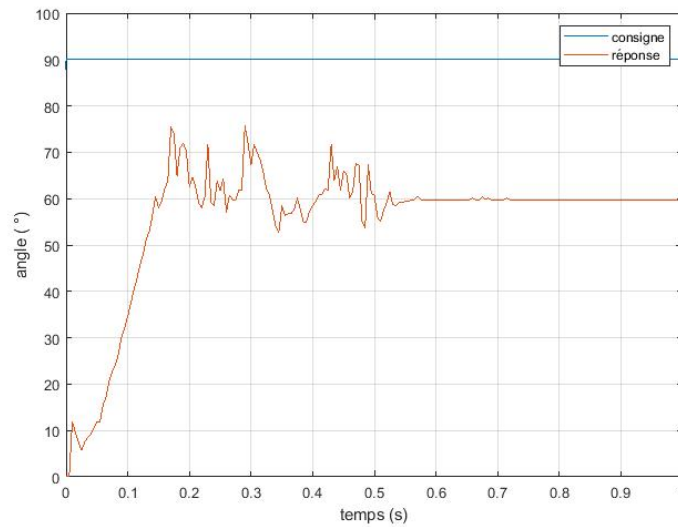


FIGURE 3.9 – Réponse indicielle du système bouclé

Nous pouvons observer dans la figure 3.9 que le signal de sortie est très bruité, ce qui ne nous permet pas de bien identifier graphiquement les valeurs dont nous avons besoin pour construire un modèle. Pour cela, nous avons appliqué un filtre passe-bas qui filtre et atténue les hautes fréquences qui sont de l'ordre de  $10Hz$  (voir Fig. 3.6).

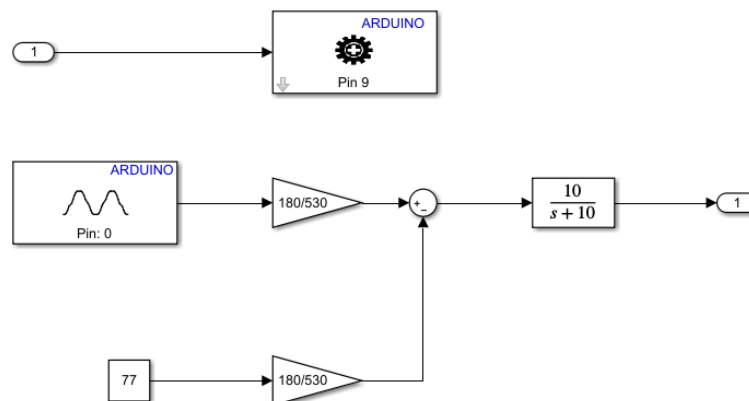


FIGURE 3.10 – Sous-système après l'ajout du filtre

La courbe de la réponse est alors comme sur la figure 3.11.

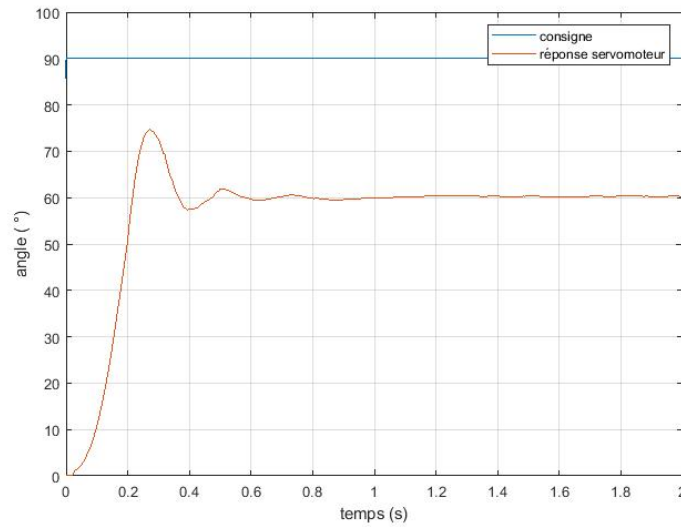


FIGURE 3.11 – Réponse indicielle du système bouclé avec filtre

De cette courbe nous pouvons parfaitement lire graphiquement les valeurs souhaitées mais ce que nous remarquons en premier lieu est que le système agit comme un système de second ordre qui contient une erreur statique. Notre système pourrait donc être approximé par un système de second ordre dont la forme en boucle ouverte est

$$G_{BO}(s) = \frac{1}{1 + \frac{2\xi}{\omega_n}s + \frac{1}{\omega_n^2}s^2}, \quad (3.3)$$

où  $\omega_n$  est la pulsation propre du système et  $\xi$  est le coefficient d'amortissement.

La formule (3.3) peut s'écrire aussi sous la forme

$$G_{BO}(s) = \frac{K}{s^2 + \tau s + K}, \quad (3.4)$$

avec

$$\begin{aligned} K &= \omega_n^2, \\ \tau &= 2\xi\omega_n. \end{aligned}$$

Nous pouvons désormais faire une identification graphique des paramètres  $K$  et  $\tau$ .

En boucle fermée, de manière générale avec un gain  $K'$  nous avons

$$\begin{aligned} G_{BF} &= \frac{\Theta(s)}{U(s)} = \frac{\frac{K'K}{s^2 + \tau s + K}}{1 + \frac{K'K}{s^2 + \tau s + K}} \\ &= \frac{K'K}{s^2 + \tau s + K(1 + K')}. \end{aligned}$$

Pour une entrée échelon égale à  $U_0$  nous avons

$$\Theta(s) = \frac{U_0 K' K}{s(s^2 + s\tau + K(1 + K'))}.$$

En décomposant  $\Theta(s)$  en éléments simples et en appliquant les changements nécessaires nous trouvons

$$\Theta(s) = \frac{U_0 K'}{1 + K'} \left[ \frac{1}{s} - \frac{(s + \frac{\tau}{2})}{(s + \frac{\tau}{2})^2 + (K(1 + K') - \frac{\tau^2}{4})} - \frac{(\frac{\tau}{2})}{(s + \frac{\tau}{2})^2 + (K(1 + K') - \frac{\tau^2}{4})} \right].$$

En appliquant la transformation inverse de *Laplace*, nous obtenons

$$\theta(t) = \frac{U_0 K'}{1 + K'} \left[ 1e^{-\frac{\tau}{2}t} \cos(\omega t) - \frac{\tau}{2\omega} e^{-\frac{\tau}{2}t} \sin(\omega t) \right], \quad t \geq 0, \quad (3.5)$$

avec

$$\omega = \sqrt{K(1 + K') - \frac{\tau^2}{4}}. \quad (3.6)$$

A présent, nous remarquons bien la présence d'une erreur statique qui dépend de  $K'$ . Pour  $t \rightarrow \infty$ ,  $\theta(t)$  tend vers  $\frac{U_0 K'}{1 + K'}$  et,  $K'$  étant positif, la quantité  $\frac{K'}{1 + K'}$  est forcément inférieure à 1. La sortie n'atteint donc pas la consigne  $U_0$ , ce qui correspond à notre graphe.

Pour une entrée échelon égale à 90 et un gain  $K' = 2$ , notre courbe tend bien vers 60 qui représente les  $2/3$  de notre consigne. En effet, de (3.5),

$$\begin{aligned} \theta(\infty) &= \frac{U_0 K'}{1 + K'} \\ &= \frac{90 \times 2}{3} \\ &= 60. \end{aligned} \quad (3.7)$$

Nous avons un couple de paramètres à identifier :  $(K, \tau)$ . Pour cela nous avons eu besoin de deux équations. Nous savons que la dérivée de la sortie s'annule une première fois à l'instant du premier pic dans la figure 3.11, et nous avons, depuis le graphe, la valeur de  $\theta$  à n'importe quel instant  $t$ .

Calculons dans un premier temps la dérivée de (3.5).

$$\dot{\theta}(t) = \frac{U_0 K'}{1 + K'} e^{-\frac{\tau}{2}t} \sin(\omega t) \left[ \omega + \frac{\tau^2}{4\omega} \right], \quad t \geq 0,$$

$$\begin{aligned} \dot{\theta}(t) = 0 &\Rightarrow \sin(\omega t) = 0 \\ &\Rightarrow \omega t = k\pi, \quad k \in \mathbb{N} \\ &\Rightarrow \omega = \frac{k\pi}{t}. \end{aligned}$$

Soit  $t_1$ , le temps du premier pic où s'annule la dérivée pour la première fois, ç-à-d pour  $k = 1$  :

$$\omega = \frac{\pi}{t_1} \Leftrightarrow t_1 = \frac{\pi}{\omega} \quad (3.8)$$

Pour ce même temps de pic  $t_1$ , nous pouvons à travers la courbe obtenue expérimentalement (Fig.3.11) connaître la valeur qu'atteint la sortie  $\theta(t_1)$ . De (3.8), nous savons qu'à l'instant  $t_1 = \frac{\pi}{\omega}$ , le sinus s'annule et le cosinus est égal à -1. L'équation (3.5) devient alors

$$\theta(t_1) = \frac{U_0 K'}{1 + K'} [1 + e^{-\frac{\tau}{2} t_1}]. \quad (3.9)$$

De (3.7), nous savons que la quantité  $\frac{U_0 K'}{1 + K'}$  vaut 60 pour une consigne  $U_0 = 90$ , et pour un gain  $K' = 2$ , et de (3.9), nous pouvons alors déduire la valeur de  $\tau$  :

$$\begin{aligned} \theta(t_1) &= \frac{U_0 K'}{1 + K'} [1 + e^{-\frac{\tau}{2} t_1}] \\ \Rightarrow 1 + e^{-\frac{\tau}{2} t_1} &= \frac{1}{60} \theta(t_1) \\ \Rightarrow e^{-\frac{\tau}{2} t_1} &= \frac{1}{60} \theta(t_1) - 1 \\ \Rightarrow -\frac{\tau}{2} t_1 &= \ln \left( \frac{1}{60} \theta(t_1) - 1 \right) \\ \Rightarrow \tau &= \frac{-2 \ln \left( \frac{1}{60} \theta(t_1) - 1 \right)}{t_1}. \end{aligned} \quad (3.10)$$

Pour  $\theta(t_1) = 74.69$  et  $t_1 = 0.27$  obtenue graphiquement nous avons donc depuis (3.10)

$$\begin{aligned} \tau &= \frac{-2 \ln \left( \frac{74.69}{60} - 1 \right)}{0.27} \\ &= 10.4235. \end{aligned} \quad (3.11)$$

Revenons maintenant à (3.6). En remplaçant (3.11) dans (3.6) et (3.6) dans (3.8), nous obtenons

$$\begin{aligned} \omega = \frac{\pi}{t_1} &\Leftrightarrow \sqrt{K(1 + K') - \frac{\tau^2}{4}} = \frac{\pi}{t_1} \\ &\Leftrightarrow K(1 + K') - \frac{\tau^2}{4} = \left( \frac{\pi}{t_1} \right)^2 \\ &\Leftrightarrow K = \frac{1}{1 + K'} \left[ \left( \frac{\pi}{t_1} \right)^2 + \frac{\tau^2}{4} \right]. \end{aligned} \quad (3.12)$$

Nous avons donc toutes les valeurs pour calculer  $K$  :



$$K = \frac{1}{3} \left[ \left( \frac{\pi}{0.27} \right)^2 + \frac{10.4235^2}{4} \right] = 54.1826. \quad (3.13)$$

En remplaçant  $K$  et  $\tau$  dans (3.4), nous obtenons la fonction de transfert du moteur suivante :

$$G(s) = \frac{54.1826}{s^2 + 10.4235s + 54.1826}. \quad (3.14)$$

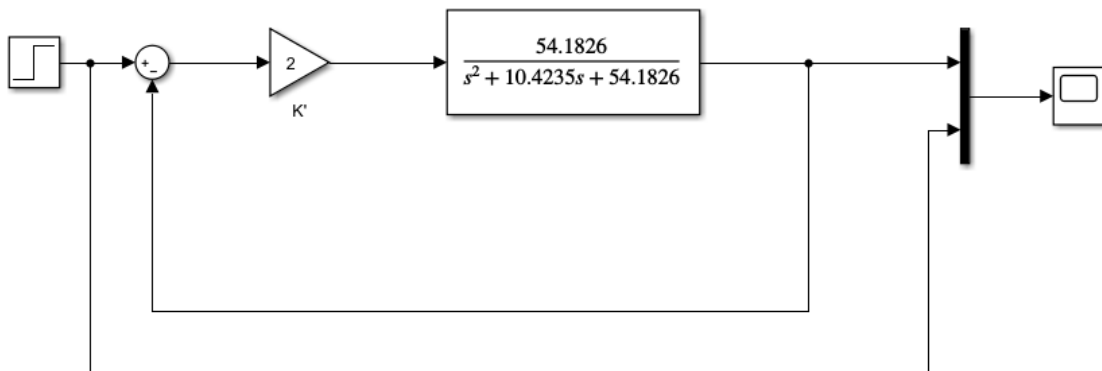


FIGURE 3.12 – Schéma Simulink du modèle

L'exécution du schéma de la figure 3.12 nous donne la courbe de la figure 3.13.

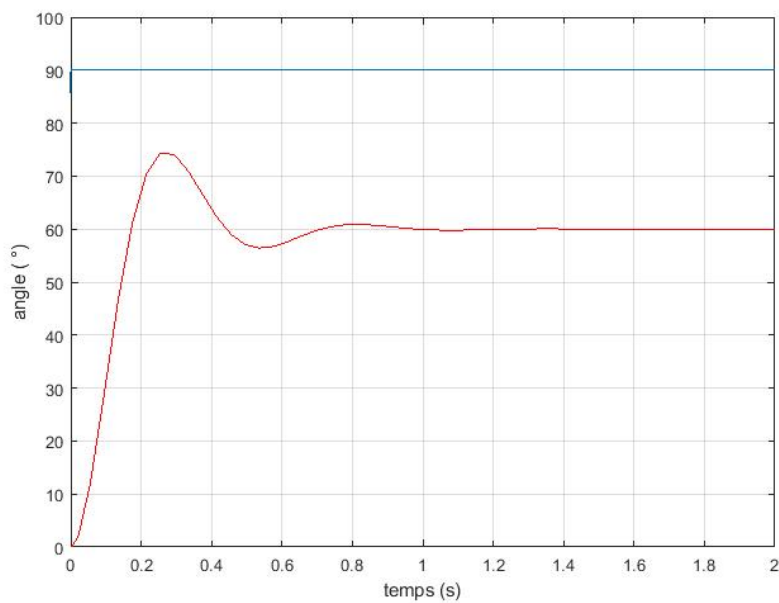


FIGURE 3.13 – Réponse du modèle calculé

Nous pouvons maintenant voir sur la figure 3.14 les degré de similitude entre la réponse indicielle du système réel et celle de notre modèle.

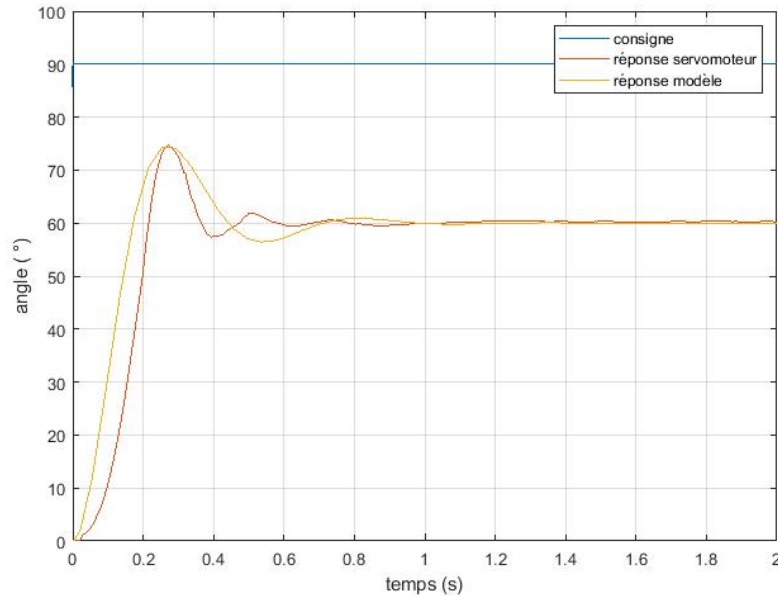


FIGURE 3.14 – Comparaison entre la réponse du modèle et la réponse réelle

Nous remarquons que les deux courbes présentent globalement la même allure mais la différence réside sur le fait que la réponse du système réel présente un retard que nous n'avons pas pris en compte lors de la conception de notre modèle.

### 3.4 Identification et modélisation de la charge

Dans le paragraphe 3.3, afin d'identifier les paramètres du servomoteur, le système est étudié à vide. Les servomoteurs dans le système réel final devront tirer une charge qui représente tout ce qui est résistance naturelle des doigts et résistance des ressorts responsables du mouvement d'extension de ces derniers. Afin de voir et d'étudier l'influence de la charge sur le comportement des servomoteurs, il est indispensable de réaliser son identification et sa modélisation, afin de l'intégrer dans la boucle d'asservissement. Le mouvement étant une transposition de 3 rotations, il est évident que l'intensité de ce couple résistant est fonction de  $\theta$ , l'angle de rotation du servomoteur.

Un doigt à trois phalanges peut être modélisé par trois tiges couplées, sous la forme illustrée dans Fig.3.15.

En appliquant le principe fondamental de la dynamique sur ce modèle, nous obtenons l'équation globale du couple

$$\Gamma(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F(q) = \Gamma$$

où  $\Gamma$  est la matrice d'inertie,  $C$  la matrice des forces centrifuges et de Coriolis et  $F$  la matrice des forces de résistances et

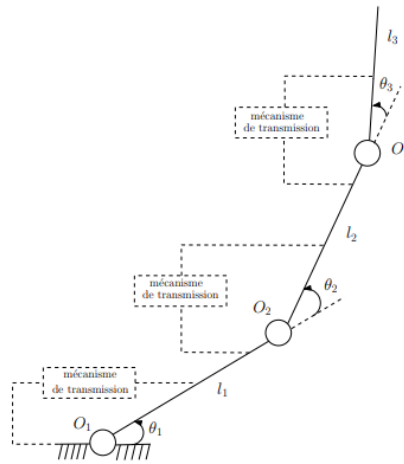


FIGURE 3.15 – Modèle représentatif d'un doigt à 3 phalanges

$$q = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix}$$

Notre système étant sous-actionné, le couple n'est appliqué que sur la dernière phalange du doigt, i.e.

$$\Gamma = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \Gamma_3 \end{bmatrix}$$

Les variables  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  et  $\theta_3$  du système d'articulations n'étant pas découplées, l'étude dynamique du système devient très vite très complexe. Pour cela on considère notre mouvement comme étant d'une seule rotation  $\theta$  :

$$Jm(q)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + F(\theta) = \Gamma_3 \quad (3.15)$$

De plus, le mouvement du système est considéré comme lent, ce qui implique directement que les forces centrifuges et de Coriolis sont négligeables. D'autre part, la vitesse du système étant constante, l'accélération s'annule. De ces faits, l'équation (3.15) s'écrit

$$F(\theta) = \Gamma_3$$

Il existe désormais une équation linéaire reliant la force de résistance au couple :

$$k\theta = \Gamma_3$$

Expérimentalement, il est possible d'obtenir la valeur minimale de la force à exercer pour assurer le mouvement malgré la résistance mécanique des doigts et des ressorts de rappel.

L'expérience a nécessité pour sa réalisation l'utilisation d'une partie de l'exosquelette (support, phalanges des doigts) ainsi que des masses variant de 100g à 400g.

**Descriptif de l'expérience :** Après avoir enfilé le dispositif en adoptant une position verticale de la main, une masse est attachée à l'extrémité du câble, raccordé

à la phalange distale (P1).

Un mouvement de pliage naturel du doigt a pu être observé lorsque la masse a atteint une valeur de 400g, ce qui représente une force de  $0.4[kgf]$ .

Afin d'obtenir cette valeur en *Newton* [N], il suffit seulement de multiplier par la gravité :

$$\begin{aligned} F &= 0.4 \times 9.807 \\ &= 3.9226N. \end{aligned}$$

L'intensité maximale du couple résistant est donc approximativement égale à celle de la force appliquée. Il est désormais clair que lorsque le doigt est plié complètement pour  $\theta = 180^\circ = \pi \text{ rad}$ , le couple résistant vaut  $4N$  et qu'en position de repos des doigts pour  $\theta = 0^\circ = 0 \text{ rad}$ , le couple résistant est nul. Nous pouvons donc écrire la relation reliant ces deux grandeurs :

$$\begin{aligned} \Gamma(t) &= \frac{4}{\pi}\theta(t) \\ \Leftrightarrow \Gamma(s) &= \frac{4}{\pi}\Theta(s) \\ \Leftrightarrow \frac{\Theta(s)}{\Gamma(s)} &= \frac{\pi}{4} = k. \end{aligned}$$

Nous devons donc ajouter cette force comme charge du système à notre boucle d'asservissement qui ne représente au final qu'un gain  $k = \frac{\pi}{4}$  (voir Fig.3.16).

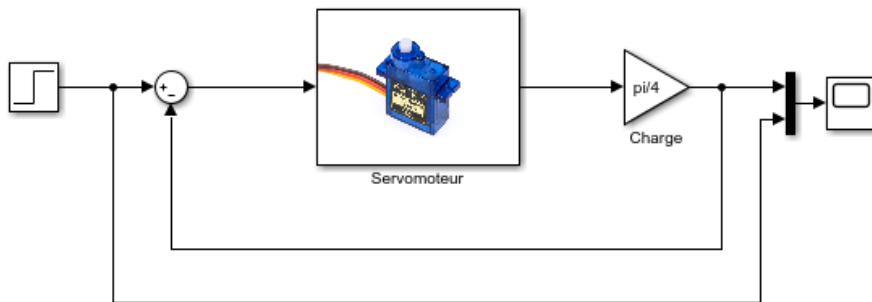


FIGURE 3.16 – Schéma du système global (servomoteur + charge)

Nous pouvons alors visualiser l'influence de la charge en comparant les courbes avec et sans charge.

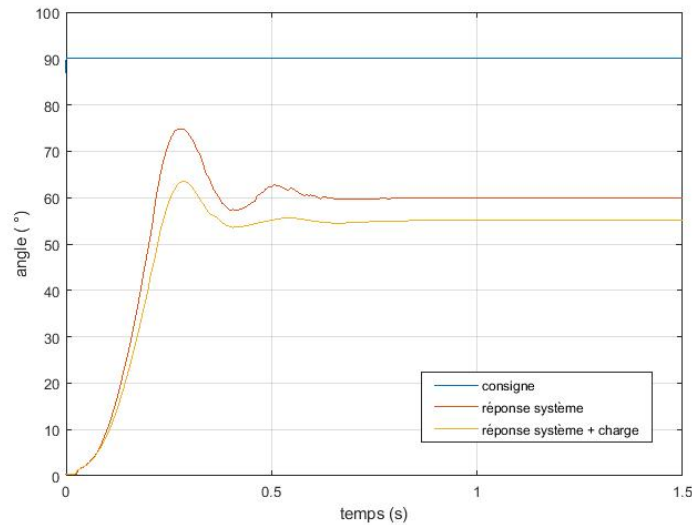


FIGURE 3.17 – Réponse du système global (servomoteur + charge)

Nous remarquons depuis la figure 3.17 que l'action de la charge fait ralentir légèrement le système et atténue les dépassements. La courbe obtenue après l'ajout de la charge ne représente donc plus la position du servomoteur comme précédemment, mais la position du servomoteur après l'action de la charge.

## 3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons modélisé l'intégralité de notre système en modèle physique et mathématique afin de pré-visualiser les comportements et les performances du système. Nous avons, dans un premier temps, dans le paragraphe 3.2 modélisé la partie mécanique, puis en second lieu, dans les paragraphes 3.3 et 3.4, nous avons modélisé toute la partie électronique de notre dispositif. Nous avons pu observer que le système présente une erreur statique conséquente. Nous devons alors concevoir une commande qui annule cette erreur et qui améliore les performances de notre système pour mener à bien les mouvements souhaités.

## CHAPITRE

### 4

# APPLICATION D'UNE COMMANDE P.I

## 4.1 Introduction

Comme nous avons pu le voir lors du chapitre d'identification, les Servomoteurs ont du mal à suivre, voire atteindre, la consigne qui leur est administrée en entrée : leur performance n'est donc pas optimale.

Afin de résoudre ce problème, nous avons décidé d'intégrer à notre système un régulateur P.I (proportionnel - intégral), afin de minimiser le temps de réponse, et l'erreur entre la consigne et la sortie.

## 4.2 Généralités sur les correcteurs P.I.D

Le contrôle par PID (Proportionnel - Intégral - Dérivé) est une des méthodes de régulation les plus utilisées dans le milieu industriel.

Son rôle est d'assurer que la réponse du système en boucle fermée possède des caractéristiques et performances convenables. Il permet donc, de réaliser le meilleur compromis entre stabilité, précision et rapidité du système asservi (voir Fig.4.1).

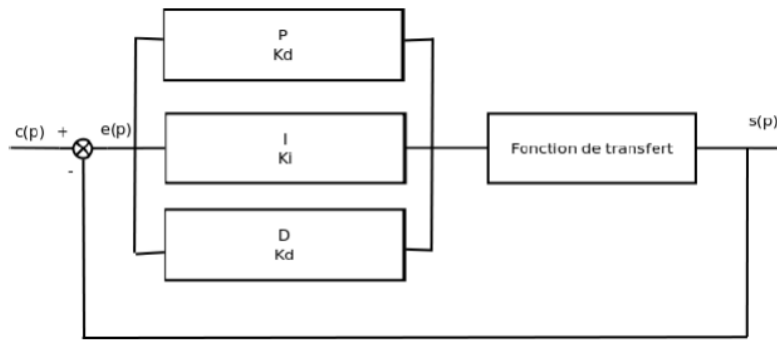


FIGURE 4.1 – Asservissement avec régulateur PID.

### 4.2.1 Action proportionnelle

Ce correcteur est considéré comme un correcteur élémentaire. Il agit directement sur l'erreur virtuelle du système, en intervenant sur le gain : en l'amplifiant ou le diminuant. La loi de commande est proportionnelle à l'écart :

$$u(t) = K_p \cdot \epsilon(t), \quad (4.1)$$

où  $K_p$  est le gain proportionnel et  $\epsilon(t)$  le signal d'erreur.

En appliquant la transformée de Laplace à (4.1), on obtient

$$U(s) = K_p \cdot \epsilon(s).$$

On en déduit la fonction de transfert de ce régulateur (Fig.4.2) :

$$C(s) = \frac{U(s)}{\epsilon(s)} = K_p.$$

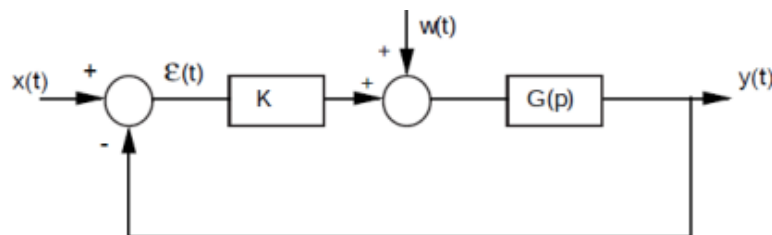


FIGURE 4.2 – Action proportionnelle.

Un régulateur proportionnel appliqué à notre modèle nous donne le comportement représenté dans la figure 4.3.

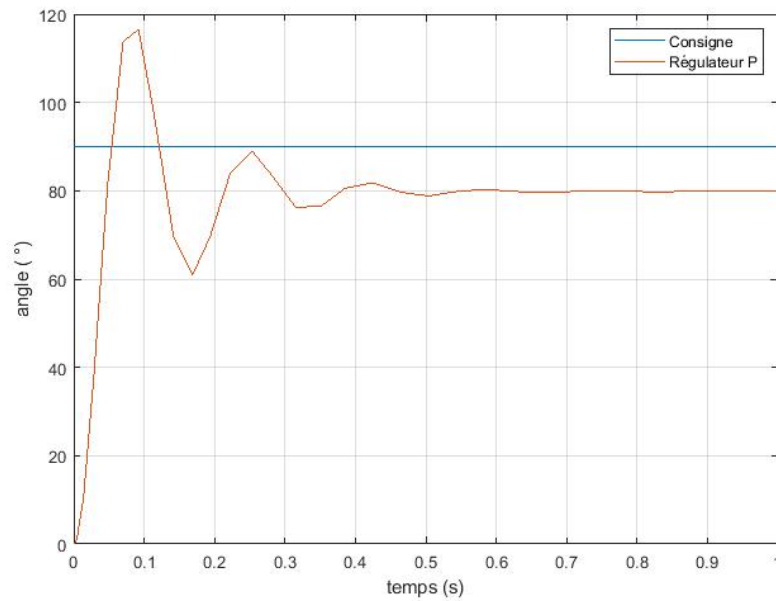


FIGURE 4.3 – Effet de l'action proportionnelle

Nous pouvons remarquer que l'action proportionnelle améliore la rapidité du système comme à la courbe représentée dans 3.13 mais n'annule pas l'erreur statique du système et provoque un dépassement important et des oscillations. L'augmentation du gain P rendra le système oscillant à la limite de stabilité.

### 4.2.2 Action intégrale

L'intérêt principal de ce type de régulateur est d'annuler l'erreur statique en introduisant une action intégrale au système. La loi de commande du régulateur intégral s'écrit

$$u(t) = \frac{1}{T_i} \int_0^t \epsilon(u) \quad (4.2)$$

où  $K_i := 1/T_i$  est le gain intégral ( $T_i$  étant le temps d'intégration).

En appliquant la transformée de *Laplace* à (4.2), on obtient

$$U(s) = K_i \cdot \epsilon(s)$$

On en déduit la fonction de transfert de ce régulateur :

$$C(s) = \frac{1}{T_i \cdot s}$$

Un régulateur Intégral (I), appliqué à notre modèle, nous donne le comportement illustré sur la figure 4.4.



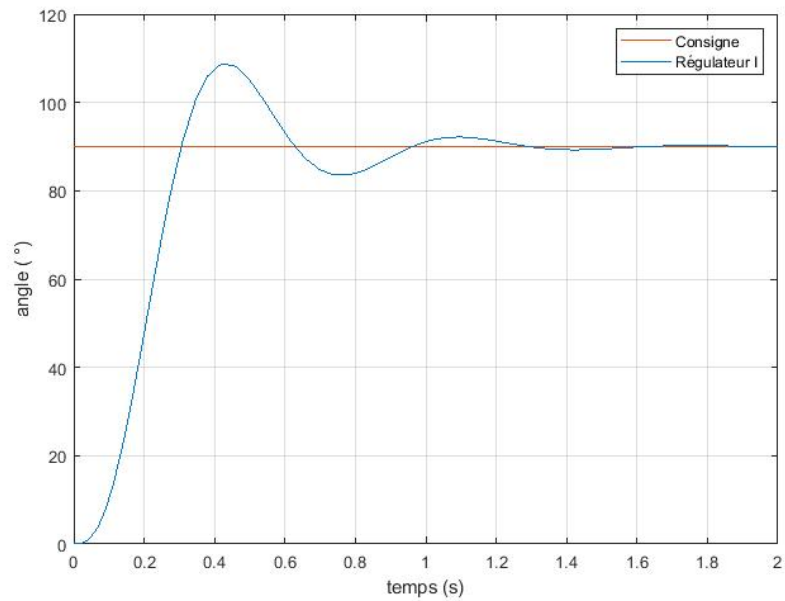


FIGURE 4.4 – Effet de l'action intégrale

Nous remarquons que l'action intégrale annule l'erreur statique mais crée un retard et favorise la création d'oscillations.

### 4.2.3 Action Proportionnelle-Intégrale

L'action Proportionnelle-Intégrale, représente la combinaison des deux actions présentées précédemment. Appliquée à notre modèle, nous obtenons le comportement de la figure 4.5.

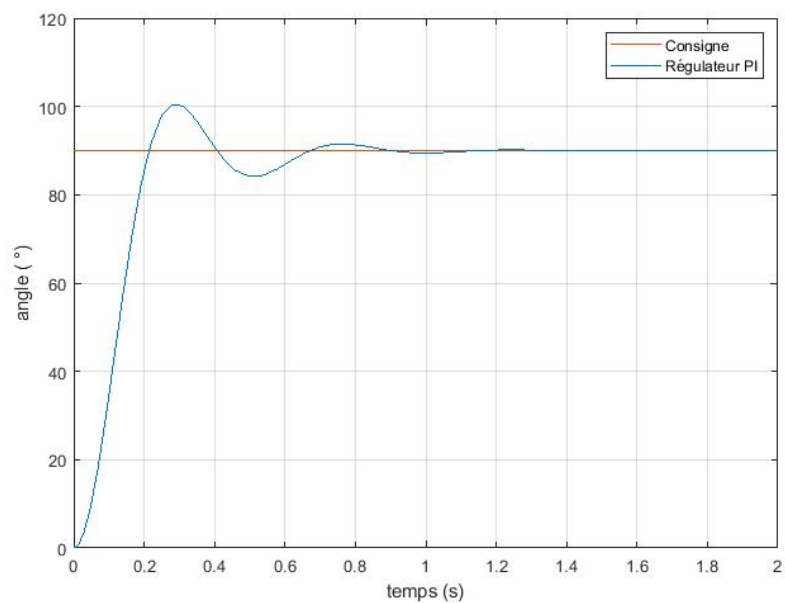


FIGURE 4.5 – Effet de l'action Proportionnelle/Intégrale

L'action P améliore la rapidité et l'action I annule l'erreur statique et stabilise

le système. Nous pouvons superposer les différents régulateurs pour observer la différence sur la figure 4.6.

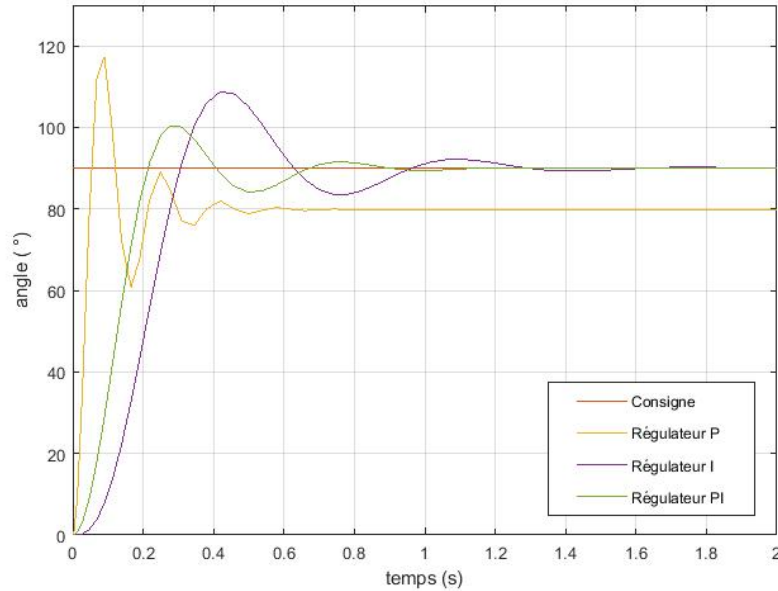


FIGURE 4.6 – Action Proportionnelle/Intégrale

Nous remarquons que le régulateur PI est le parfait compromis entre rapidité et stabilité du système.

Nous avons tenté au départ d'ajouter à notre système une action dérivée, pour appliquer une commande P.I.D. Le rôle de l'action dérivée est de compenser les effets retard du système. Son effet est stabilisateur, mais peut tendre vers l'instabilité si l'on utilise des valeurs trop grandes.

En effet, elle accélère la réponse du système, lorsque l'écart entre la consigne et la réponse s'accroît. Le système peut donc rapidement devenir instable, en plus de l'accroissement du bruit.

L'action dérivée reste très compliquée à utiliser sur un système réel, car difficile de trouver un compromis entre vitesse et stabilité. Nous nous limiterons donc à l'utilisation d'une commande P.I.

### 4.3 Conception de la commande

Pour appliquer un correcteur Proportionnel/Intégral (PI), il nous faut calculer les coefficients  $K_p$  et  $K_i$ . Il n'existe aucune méthode universelle à appliquer quant à la détermination des coefficients, mais la méthode la plus connue et la plus utilisée pour ajuster ces derniers est la méthode graphique de *Ziegler-Nichols*.

En 1942, *John G.Ziegler* et *Nathaniel N.Nichols* ont développé et proposé deux méthodes graphiques permettant de déterminer les paramètres des régulateurs P, PI et PID, basées sur leurs simulations et expériences. La première méthode consiste à tracer la réponse indicielle du système en boucle ouverte tandis que la deuxième

nécessite d'amener le système bouclé à sa limite de stabilité [27, 18].

Afin de déterminer les coefficients de notre régulateur PI, nous avons utilisé la deuxième méthode. Expérimentalement, nous avons appliqué à notre système bouclé une action proportionnelle dont nous avons augmenté le gain jusqu'à ce que la sortie oscille de manière permanente. Nous notons alors ce gain  $K_{cr}$ . Il représente le gain critique où notre système se trouve à la limite de stabilité. Nous relevons par la suite la période d'oscillation  $T_{osc}$  de la réponse.

Nous avons relevé donc un gain critique  $K_{cr} = 4.9$  qui nous a donné la réponse simulée dans la figure 4.7.

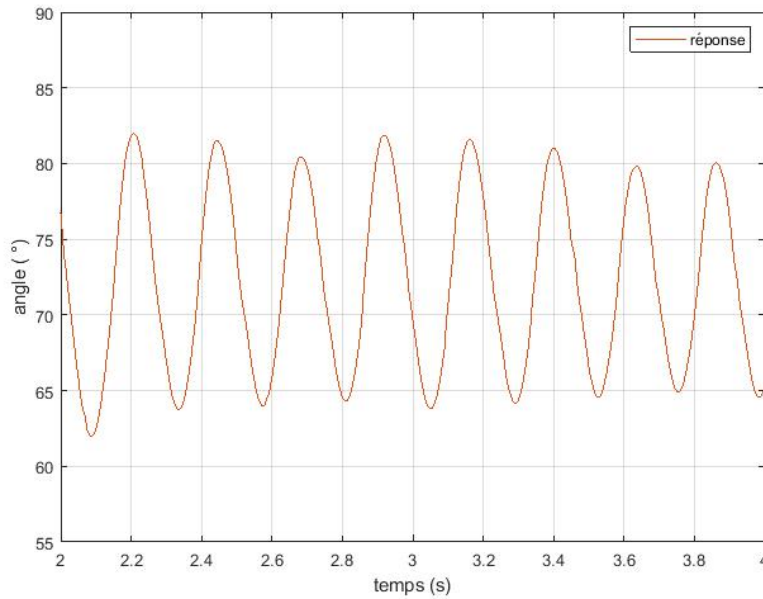


FIGURE 4.7 – Réponse du système à la limite de stabilité pour un gain critique  $K_{cr} = 4.9$

Depuis la courbe représentée dans la figure 4.7, nous avons relevé la période d'oscillation  $T_{osc} = 0.35s$ .

Les paramètres  $K_p$ ,  $T_i$  sont alors calculés en fonction du régulateur utilisé à l'aide du tableau général 4.1 émit par les expériences de *Ziegler-Nichols*.

Type	$K_p$	$T_i$	$T_d$
P	$0.5K_{cr}$		
PI	$0.4K_{cr}$	$0.8T_{osc}$	
PID	$0.6K_{cr}$	$0.5T_{osc}$	$0.125T_{osc}$

TABLE 4.1 – Paramètres PID obtenus à partir de la méthode du point critique

$$K_p = 0.4K_{cr} = 0.4 \times 4.9 = 1.96$$

$$T_i = 0.8T_{osc} = 0.8 \times 0.35 = 0.28$$

Les coefficients à implémenter dans le correcteur sont donc :

$$K_p = 1.96$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} = \frac{1.96}{0.28} = 7$$

Nous avons implémenté et ajouté notre régulateur PI à notre boucle comme indiqué sur la figure 4.8.

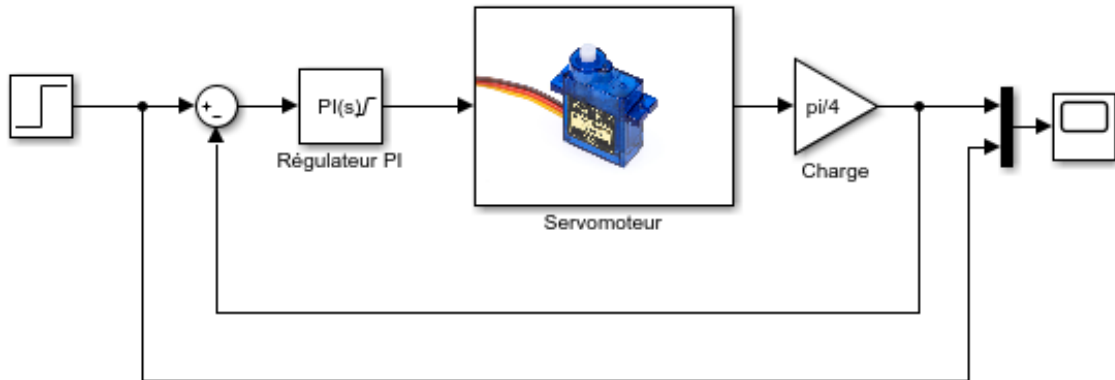


FIGURE 4.8 – Schéma de régulation PI

Les méthodes de Ziegler-Nichols privilégient un temps de montée relativement court causant en contrepartie un dépassement élevé. Nous pouvons nous permettre de diminuer et de réajuster les coefficients proposés et, en particulier, de diminuer le gain  $K_p$ . Nous obtenons donc l'allure de la réponse visible sur la figure 4.9 pour  $K_p = 0.98$  et  $K_i = 6$ .

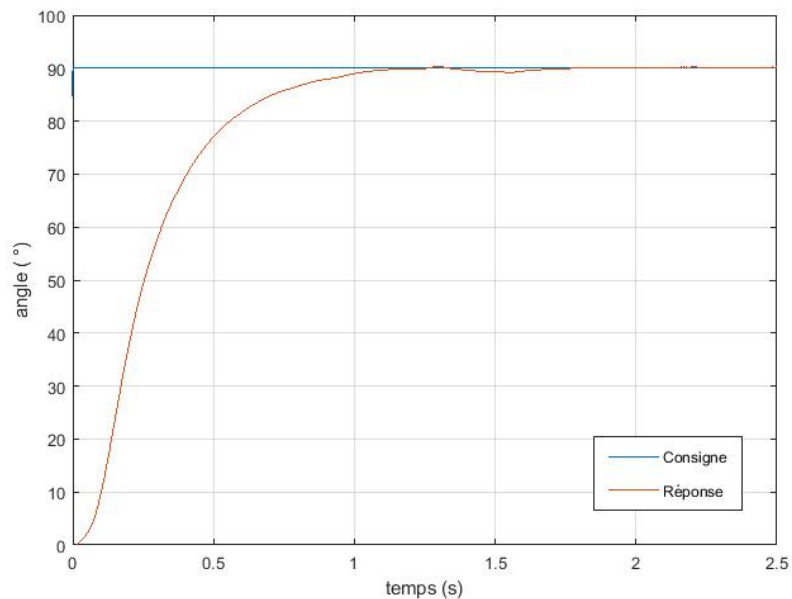


FIGURE 4.9 – Réponse du système réelle après correction

Nous remarquons que pour une entrée égale à 90, l'erreur statique est nulle et qu'il n'y a pas de dépassements. Cependant, comme nous l'avions vu dans le paragraphe

3.4, la courbe obtenue après l'ajout de la charge ne représente pas la position du servomoteur. Ce dernier doit donc dépasser la consigne pour qu'après l'influence de la charge, la réponse du système arrive à la consigne. Pour une consigne de 90, le servomoteur doit tourner à  $90 \times \frac{4}{\pi} \simeq 115$ , mais, pour une consigne dépassant  $180 \times \frac{\pi}{4} = 141.3716$ , le servomoteur doit fournir une position supérieure à  $180^\circ$  pour palier l'influence de la charge et cela n'est pas possible parce que  $180^\circ$  représente la limite physique du servomoteur ; il ne pourra pas aller au delà de cette limite physique imposée par le potentiomètre auquel est relié l'arbre du moteur.

## 4.4 Interprétation des résultats

Jusqu'ici nous avons soumis notre système à une entrée échelon. Le but derrière tout cela, rappelons-le, est de contrôler les servomoteurs à l'aide d'un gant de contrôle muni de capteurs de flexion qui représentent dans notre système la consigne que les servomoteurs doivent suivre. Pour cela, il faut que l'action du pliage/dépliage des capteurs soit proportionnelle à l'angle de rotation des servomoteurs. Comme nous avons pu le voir dans le sous-paragraphe 2.3.2, les capteurs de flexion agissent comme des résistances variables selon le degré de pliage et sont combinés à une résistance statique pour former un diviseur de tension (Fig.2.21). Ces derniers produisent donc des tensions variables selon le pliage/dépliage des capteurs et qui sont lues par les convertisseurs analogique/numérique de l'Arduino.

Ces tensions analogiques représentent des nombres entiers sur 10 bits allant de 0 à 1023 suivant cette règle :

$$tension\ analogique = \frac{1023}{5V} \times tension$$

Nous avons ensuite expérimentalement relevé pour chaque doigt les données analogiques maximales et minimales qui représentent les valeurs lors du pliage maximal et dépliage maximal des doigts, puis nous avons converti cette plage de données vers une plage de données allant de 0 à 180 représentant l'entrée de notre système.

Étant donné que la lecture de données des capteurs présente beaucoup de bruits indésirables ; nous avons atténué les hautes fréquences en appliquant des filtres passe-bas pour avoir ainsi des courbes bien nettes (voir Fig.4.10).

Pour éviter quelques effets indésirables observés en effectuant des tests, nous avons agrandi la plage de données de (0 à 180) à environ (-20 à 200) pour donner une marge aux servomoteurs qui oscillaient beaucoup aux valeurs limites de la consigne dues aux légers bruits de mesure des capteurs. Cependant, cette marge représente concrètement pour le système une erreur statique que le régulateur PI essaye constamment de corriger en augmentant ou diminuant sa sortie mais n'y parvient pas à cause de la saturation des servomoteurs pour des valeurs supérieures à 180 ou inférieures à 0, valeurs qui représentent les limites physiques des servomoteurs. Ceci cause un retard du système. Ce phénomène s'appelle le "windup". Pour éviter ce windup et ses effets indésirables sur les performances de notre système nous avons, à partir du bloc du régulateur PI, activé l'anti-windup qui force le régulateur à avoir en sortie

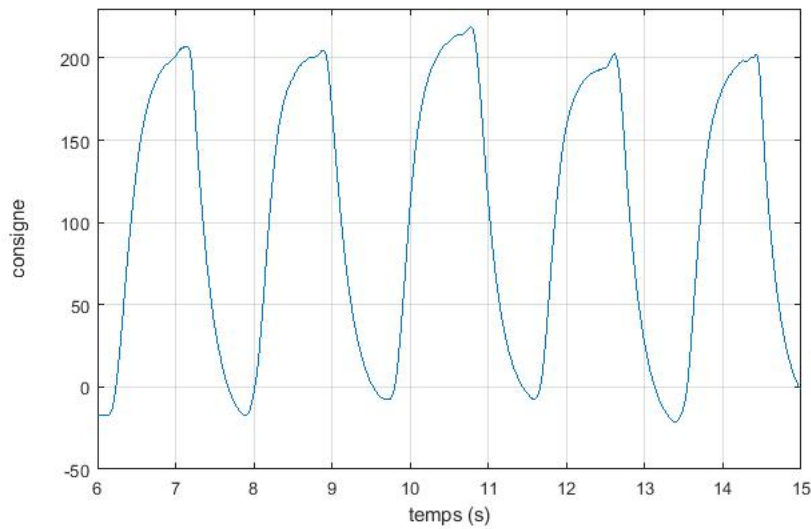


FIGURE 4.10 – Allure de la sortie du capteur de flexion lors de pliage/dépliage

une valeur comprise dans un intervalle choisi.

Au final, nous avons remplacé le bloc “step” de MATLAB dans la figure 4.8 qui nous donnait un échelon, par un sous-système spécifique à chaque doigt qui traite et convertit les données issues des capteurs (voir Fig.4.11), comme dans la figure 4.12.

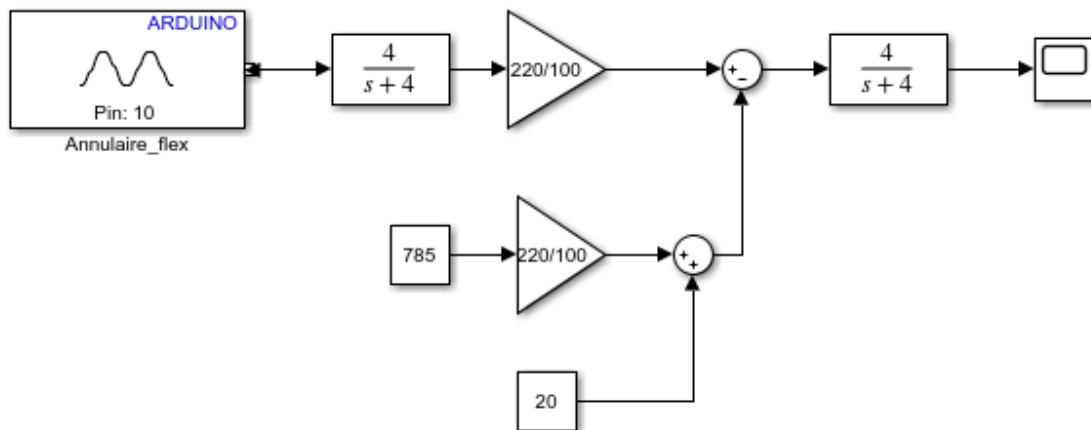


FIGURE 4.11 – Schémas Simulink de la lecture et conversion des données du capteur de flexion d’un doigt

Notons que le schéma présent dans 4.11 ne représente que celui de l’annulaire, les autres sont fait de la même manière avec quelques différences dues aux caractéristiques légèrement différentes entre les capteurs de flexion.

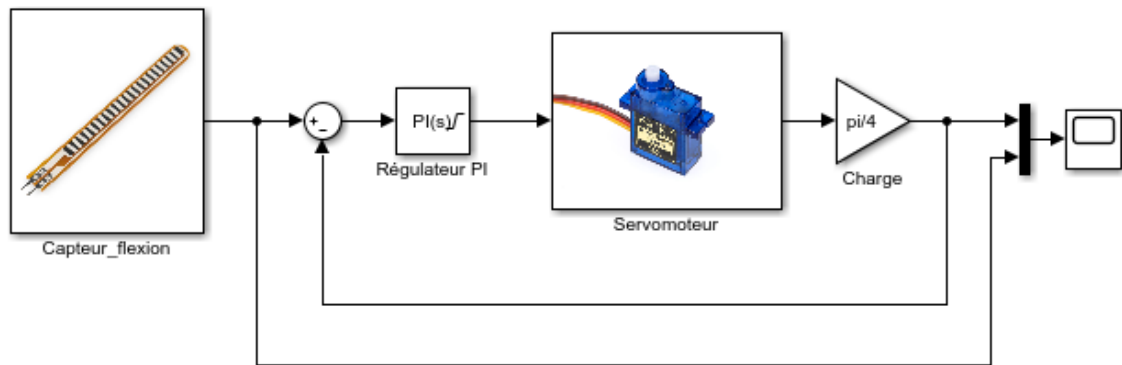


FIGURE 4.12 – Schéma Simulink avec entrée Capteur

Nous avons dupliqué le programme pour les 5 servomoteurs en opérant les changements nécessaires spécifiques à chaque servomoteur et en changeant le bloc d'entrée spécifique à chaque doigt. Nous obtenons donc le schéma Simulink global comme montré sur la figure 4.13.

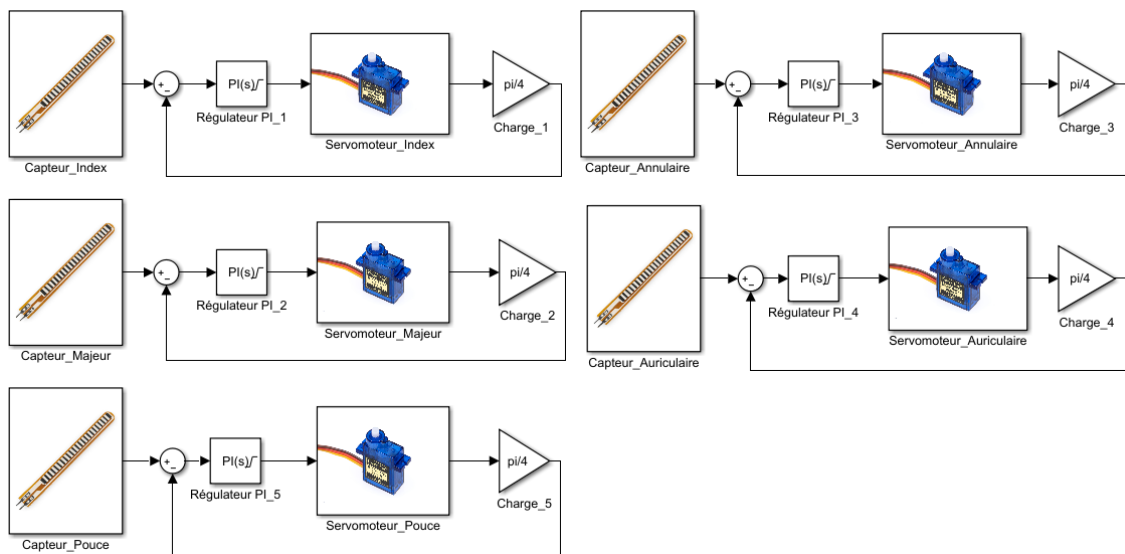


FIGURE 4.13 – Programme Simulink final de l'exosquelette

En ajoutant des oscilloscopes à la sortie de chacun des 5 blocs, nous pouvons voir les réponses des 5 doigts sur la figure 4.14 ainsi que la positions des 5 servomoteurs sur figure 4.15.

A noter que les courbes **rouges** représentent les consignes et les courbes **bleues** les sorties.

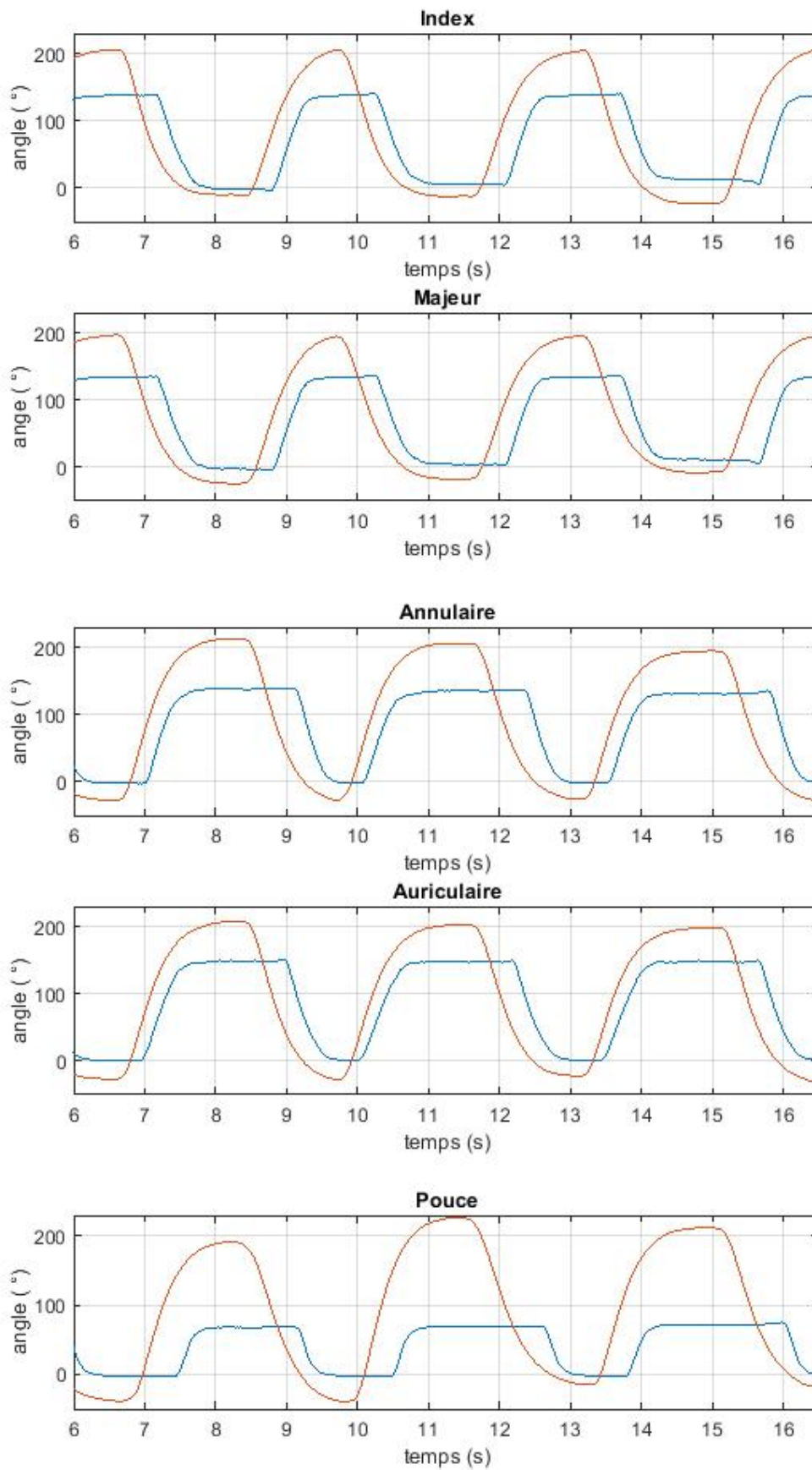


FIGURE 4.14 – Réponse des 5 doigts



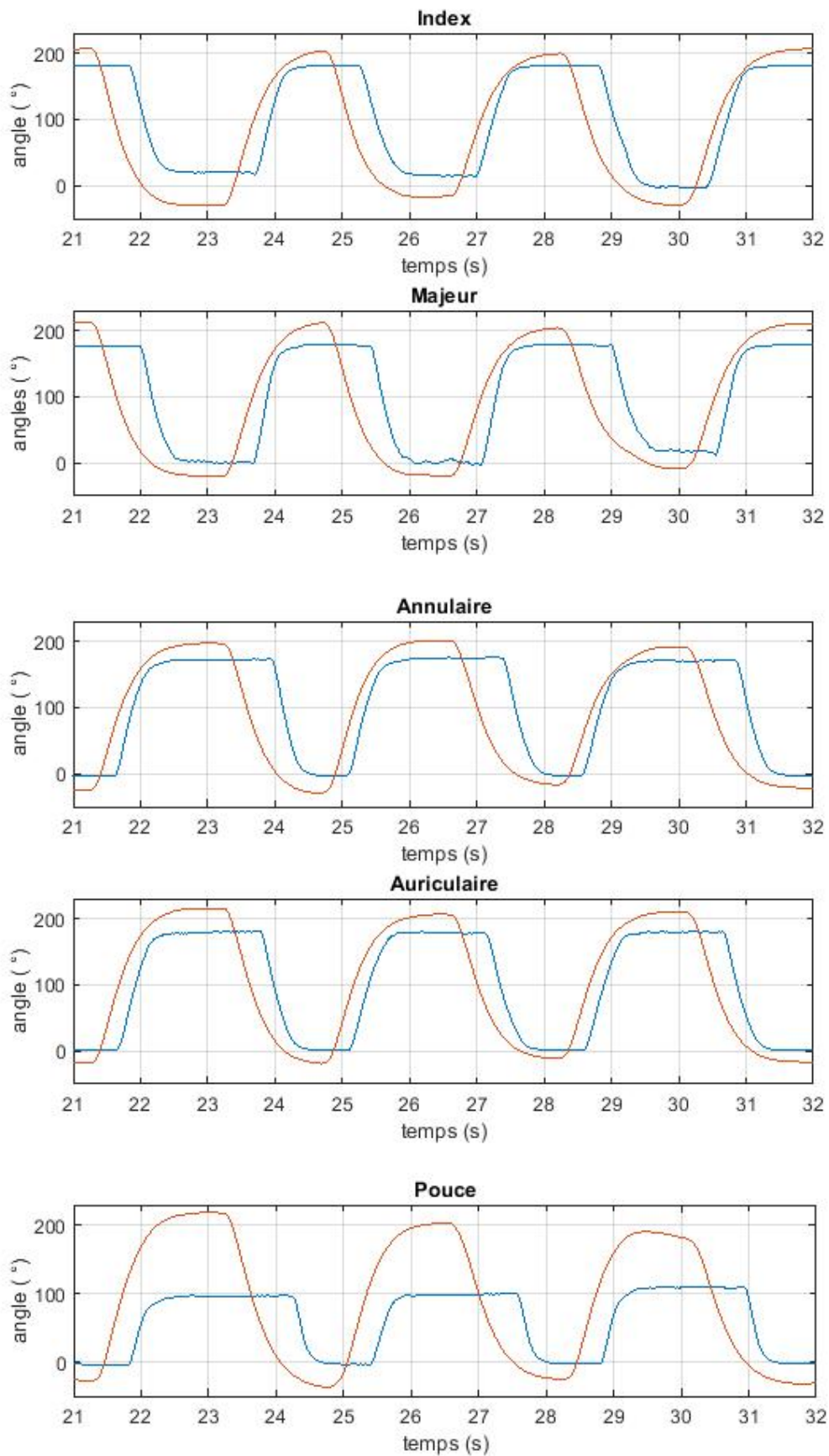


FIGURE 4.15 – Position des 5 servomoteurs

Depuis 4.14 nous remarquons que la réponse n'atteint jamais la consigne. Ceci est dû aux limites physiques des servomoteurs qui ne peuvent pas dépasser les  $180^\circ$  de rotation. En raison de ces limites, la valeur de la sortie sature à  $\simeq 140$  ce qui s'explique par le fait qu'à partir de  $140^\circ$ , la charge ne peut plus être compensée par le régulateur PI. L'erreur statique de la réponse du pouce est, quant à elle, plus importante en raison de l'importance de la charge et des résistances physiologiques dues à la complexité de son mouvement.

Depuis les graphes des positions des servomoteurs (voir Fig.4.15), nous pouvons voir que les servomoteurs arrivent à plus ou moins atteindre les  $180^\circ$  de rotation mis à part le pouce, qui, par la même raison en plus de sa complexité articulaire, dépasse à peine les  $100^\circ$ .

Nous remarquons que le système présente un certain retard qui est dû à la lourdeur du programme et la lenteur du temps de calcul causée par la faible puissance de nos ordinateurs et à la mauvaise gestion des cartes Arduino du multitâches.

## 4.5 Conclusion

Durant ce chapitre, nous avons introduit les notions de bases concernant les correcteurs Proportionnel-Intégral à l'aide d'une étude comparative entre l'action proportionnelle (P), l'action intégrale (I) et le mix des deux actions (PI) afin d'appliquer à notre système une boucle de régulation. Nous avons alors défini par la suite à l'aide de la méthode expérimentale de *Ziegler-Nichols* les paramètres du correcteur PI pour but d'amener notre système à être performant et ainsi répondre à nos exigences. À la fin du chapitre, nous avons testé notre dispositif, récupéré les courbes, discuté et interprété les résultats obtenus.

# CONCLUSION GÉNÉRALE

L'objectif de ce mémoire est de créer un dispositif de réhabilitation médicale, robotisé, nous avons donc choisi *L'exosquelette*.

La première partie de ce travail est consacrée à la conception de l'exosquelette, ainsi que l'évaluation de la faisabilité d'un tel projet. Nous avons d'abord présenté un rapide historique des exosquelettes, et avons fourni une étude détaillée de la main humaine, afin de pouvoir évaluer les contraintes existantes, lors de l'élaboration de l'exosquelette. Nous avons par la suite fourni le processus détaillé de réalisation de notre exosquelette, en passant par la modélisation 3D, puis l'impression des pièces. Nous avons également mis en évidence les choix en tout ce qui concerne la partie électronique qui nous a permis de réaliser les mouvements voulus : Le choix du micro-contrôleur Arduino, des servomoteurs, l'historique des différents programmes/codes que l'exosquelette a rencontré.

La seconde partie est consacrée à l'étude du modèle mathématique du système, afin qu'il réponde au mieux aux consignes appliquées en entrée, et ceci, en établissant le modèle géométrique directe, afin d'obtenir les informations suffisantes sur la position de l'organe terminal qui, dans notre cas, représente l'extrémité de chaque doigt. Nous avons par la suite identifié et modélisé les servomoteurs à travers Matlab/Simulink, afin de pouvoir étudier au mieux les performances du système à travers la simulation et planifier leur trajectoire, puis nous avons modélisé la charge que subissent les servomoteurs, représentée par la main humaine ainsi que les contraintes matérielles.

Enfin, nous avons appliqué à notre système un correcteur PI (*Proportionnel/Intégral*), pour accroître les performances de notre système afin d'effectuer les tests finaux. Les résultats obtenus nous ont montré que l'application du correcteur a permis aux servomoteurs d'atteindre un seuil égal à  $140^\circ$  pour les quatre premiers doigts, et un seuil de  $100^\circ$  pour le pouce, il s'agit d'une saturation qui ne pourra pas être dépassée, en raison des contraintes matérielles appliquées aux servomoteurs : nous sous-entendons par là la contrainte matérielle du dispositif en soit, ainsi que celle appliquée par les ressorts du retour, sans oublier la contrainte de l'anatomie fonctionnelle (i.e : les mouvements articulaires) du pouce qui est la cause de son résultat

aussi peu concluant. La sortie n'atteindra donc jamais les 180° dans ces conditions.

Malgré notre volonté de développer les aspects mécaniques, électroniques et théoriques de notre projet, nous nous sommes heurtés à des contraintes de temps et de ressources. Cependant, nous cherchons à présenter des perspectives d'ajustements envisageables pour ce projet, nous pouvons citer :

- **Le fonctionnement de l'exosquelette indépendamment Simulink** : Le dispositif ne fonctionnant et ne s'exécutant qu'en temps réel avec Simulink, Il serait judicieux de convertir le code en langage C (généralisé à partir de notre programme Simulink) en un programme compilable et compatible avec le langage de l'IDE Arduino (fichier.ino), afin de pouvoir l'exécuter directement, lors de l'alimentation de l'exosquelette.
- **Alimentation et puissance des servomoteurs** : Remplacer l'alimentation utilisée, par une alimentation plus importante en courant, ainsi qu'une utilisation de servomoteurs plus puissants (tels que les **DS04-NFC**), aurait permis une meilleure performance de la réponse.
- **Ajustement de l'exosquelette selon tout type de main** : Afin de rendre ajustable l'exosquelette avec toute taille de main, nous aurions aimé concevoir des pièces ajustables, à l'aide de scratches par exemple, ou ajouter plus d'options d'adaptabilité lors de la modélisation 3D.
- **Test de l'efficacité de l'exosquelette** : Dans l'optique de prouver l'efficacité de ce dispositif, l'idée était de réaliser des tests sur des sujets subissant un traumatisme au niveau de la main, et de pouvoir évaluer leur force de préhension avant et après utilisation du dispositif en utilisant une poignée de serrage appelée *dynamomètre*.
- **Utilisation d'une interface HMI** : Une des perspectives intéressante de ce projet, et qui faciliterait la vie au personnel soignant, serait d'élargir et enrichir les options de notre dispositif en développant une interface homme-machine HMI (*Human Machine Interface*) et en programmant des fonctionnalités de mouvements prédéfinis, indépendamment du gant de contrôle (pliage/dépliage de tous les doigts, pliage/dépliage des doigts un à un) pour rendre le dispositif utilisable sans la supervision constante du médecin.
- **Amélioration des performances de l'exosquelette** : Nous avons relevé durant notre travail de recherche et nos tests que notre dispositif peut être plus créatif et performant et que plusieurs points sont à corriger et à améliorer : tels que le temps de réponse des Servomoteurs, l'ajustement des capteurs de flexion en fonction de la zone admissible de fonctionnement des servomoteurs. Mais par faute de temps et de moyens, nous avons été contraints de définir une ligne directrice et des priorités afin de mener à bien l'essentiel du projet.
- **Fournir un support plus adapté au pouce** : Le pouce étant le doigt nous ayant causé le plus de soucis par la particularité et complexité de ses mouvements articulaires, il aurait été préférable de modéliser un support plus adapté, et ainsi pouvoir mieux gérer son opposition aux autres doigts et obtenir de meilleures performances au niveau des servomoteurs.

## ANNEXE

### A

# PROGRAMME ARDUINO

Ce programme représente le programme test primaire qui permet le contrôle des servomoteurs via les capteurs de flexion en boucle ouverte.

```
1 #include <Servo.h>
2
3 Servo servo1; //index
4 Servo servo2; //majeur
5 Servo servo3; //annulaire
6 Servo servo4; //auriculaire
7 Servo servo5; //pouce
8
9 float index = A0;
10 float majeur = A1;
11 float annulaire = A2;
12 float auriculaire = A3;
13 float pouce = A4;
14
15 float servoPosition1 = 180; //position initiale
    servo1_index
16 float servoPosition2 = 180; //position initiale
    servo2_majeur
17 float servoPosition3 = 0; //position initiale
    servo3_annulaire
18 float servoPosition4 = 0; //position initiale
    servo4_auricualire
19 float servoPosition5 = 0; //position initiale servo5_pouce
20
21 void setup() {
22     Serial.begin(9600);
```

```

23  servo1.attach(5);
24  servo1.attach(6);
25  servo1.attach(9);
26  servo1.attach(10);
27  servo1.attach(5);
28  }
29
30  void loop() {
31    int numSample = 100; //nombre d'echantillons
32
33    //boucle capteur index
34    int sensor1_Sum = 0; // la somme des valeurs donnees par
        le capteur
35    for(int k = 0; k < numSample; k++){
36      sensor1_Sum += analogRead(index);
37      delay(1);
38    }
39    float sensor1_Ave = sensor1_Sum / numSample; // moyenne
        des valeurs donnees
40
41    //boucle capteur majeur
42    int sensor2_Sum = 0; // la somme des valeurs donnees par
        le capteur
43    for(int k = 0; k < numSample; k++){
44      sensor2_Sum += analogRead(majeur);
45      delay(1);
46    }
47    float sensor2_Ave = sensor2_Sum / numSample; // moyenne
        des valeurs donnees
48
49    //boucle capteur annulaire
50    int sensor3_Sum = 0; // la somme des valeurs donnees par
        le capteur
51    for(int k = 0; k < numSample; k++){
52      sensor3_Sum += analogRead(annulaire);
53      delay(1);
54    }
55    float sensor3_Ave = sensor3_Sum / numSample; // moyenne
        des valeurs donnees
56
57    //boucle capteur auriculaire
58    int sensor4_Sum = 0; // la somme des valeurs donnees par
        le capteur
59    for(int k = 0; k < numSample; k++){
60      sensor4_Sum += analogRead(auriculaire);
61      delay(1);
62    }
63    float sensor4_Ave = sensor4_Sum / numSample; // moyenne

```

```

        des valeurs donnees
64
65 //boucle capteur pouce
66 int sensor5_Sum = 0; // la somme des valeurs donnees par
    le capteur
67 for(int k = 0; k < numSample; k++){
68     sensor5_Sum += analogRead(pouce);
69     delay(1);
70 }
71 float sensor5_Ave = sensor5_Sum / numSample; // moyenne
    des valeurs donnees
72
73 float y1 = map(sensor1_Ave ,135, 226, 0, 180); //index
74 float y2 = map(sensor2_Ave ,80, 191, 0, 180); //majeur
75 float y3 = map(sensor3_Ave ,128, 255, 0, 180); //
    annulaire
76 float y4 = map(sensor4_Ave ,145, 265, 0, 180); //
    auriculaire
77 float y5 = map(sensor5_Ave ,130, 290, 0, 180); //pouce
78
79 //affichage des courbes des capteurs de flexion
80 //Serial.print(y1);
81 //Serial.print(",");
82 //Serial.print(y2);
83 //Serial.print(",");
84 //Serial.print(y3);
85 //Serial.print(",");
86 //Serial.print(y4);
87 //Serial.print(",");
88 //Serial.print(y5);
89 //Serial.println();
90
91 servoPosition1 = y1;
92 servoPosition1=constrain(servoPosition1, 0, 180);
93
94 servoPosition2 = y2;
95 servoPosition2=constrain(servoPosition2, 0, 180);
96
97 servoPosition3 = y3;
98 servoPosition3=constrain(servoPosition3, 0, 180);
99
100 servoPosition4 = y4;
101 servoPosition4=constrain(servoPosition4, 0, 180);
102
103 servoPosition5 = y5;
104 servoPosition5=constrain(servoPosition5, 0, 180);
105
106 //affichage des courbes de position des servomoteurs

```

---

```
107 Serial.print(servoPosition1);
108 Serial.print(",");
109 Serial.print(servoPosition2);
110 Serial.print(",");
111 Serial.print(servoPosition3);
112 Serial.print(",");
113 Serial.print(servoPosition4);
114 Serial.print(",");
115 Serial.print(servoPosition5);
116 Serial.println();
117
118 }
```



## ANNEXE

### B

# PROGRAMME MATLAB

Ce programme nous permet de calculer le modèle géométrique direct des doigts, ainsi que la longueur tirée des câbles et le diamètre des poulies.

```
1
2 clc, clear all, close all;
3
4
5 % %index et annulaire
6 % a1 = 40;
7 % a2 = 24;
8 % a3 = 17.6918;
9 % phi = deg2rad(42.7093);
10 % Pix = 77; %coordonnees x initiale du point P
11 % Piy = 12; %coordonnees y initiale du point P
12
13 % %majeur
14 % a1 = 42;
15 % a2 = 24;
16 % a3 = 18.0346;
17 % phi = deg2rad(43.8767);
18 % Pix = 79;
19 % Piy = 12.5;
20
21 % %auriculaire
22 % a1 = 30;
23 % a2 = 18;
24 % a3 = 15.5563;
25 % phi = deg2rad(45);
26 % Pix = 59;
```

```

27 % Piy = 11;
28
29 % %pouce
30 % a1 = 42;
31 % a2 = 30;
32 % a3 = 19.1049;
33 % phi = deg2rad(45);
34 % Pix = 85;
35 % Piy = 14;
36
37 % %index, majeur, annulaire et auriculaire
38 % theta1= deg2rad(30);
39 % theta2= deg2rad(70);
40 % theta3= deg2rad(50);
41
42 % %pouce
43 % theta1= deg2rad(35);
44 % theta2= deg2rad(60);
45 % theta3= deg2rad(90);
46
47
48 syms theta1 theta2 theta3
49 syms a1 a2 a3 phi
50
51 disp('Modele geometrique direct')
52
53 A_0_1 = [cos(theta1) -sin(theta1) 0 a1*cos(theta1);
54          sin(theta1) cos(theta1) 0 a1*sin(theta1);
55          0 0 1 0;
56          0 0 0 1];
57
58 A_1_2 = [cos(theta2) -sin(theta2) 0 a2*cos(theta2);
59          sin(theta2) cos(theta2) 0 a2*sin(theta2);
60          0 0 1 0;
61          0 0 0 1];
62
63 A_2_3 = [cos(theta3+phi) -sin(theta3+phi) 0 a3*cos(theta3+
64          phi);
65          sin(theta3+phi) cos(theta3+phi) 0 a3*sin(
66          theta3+phi);
67          0 0 1 0;
68          0 0 0 1];
69 T = A_0_1*A_1_2*A_2_3;
70 TS = simplify(T);
71
72 % L = sqrt((T(1,4)-Pix)^2+(T(2,4)-Piy)^2);

```

---

```
73 % R = L/pi; %rayon de la poulie
74 % D = 2*R; %diametre de la poulie
```

# ANNEXE

## C

# CROQUIS

Ces quelques croquis ont été réalisés lors de la phase de conception.

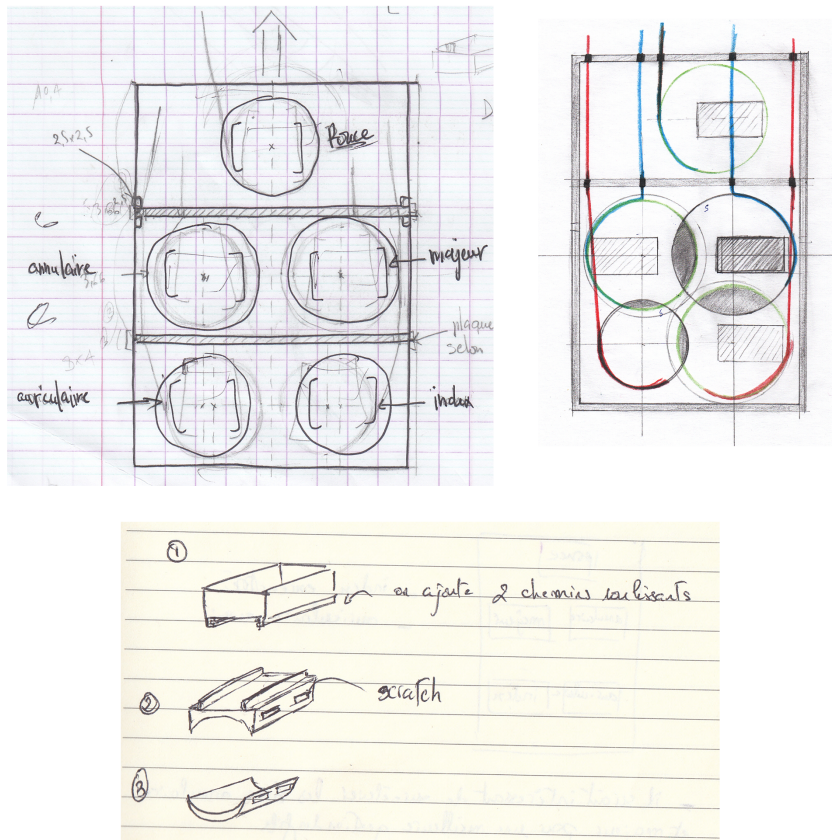


FIGURE C.1 – Croquis boîtier

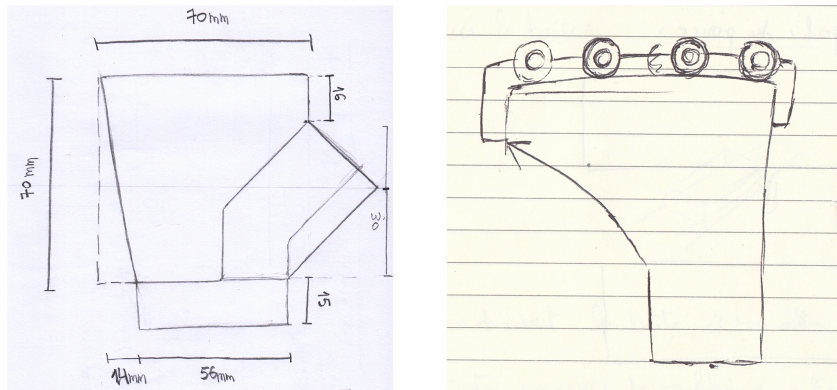


FIGURE C.2 – Croquis support main

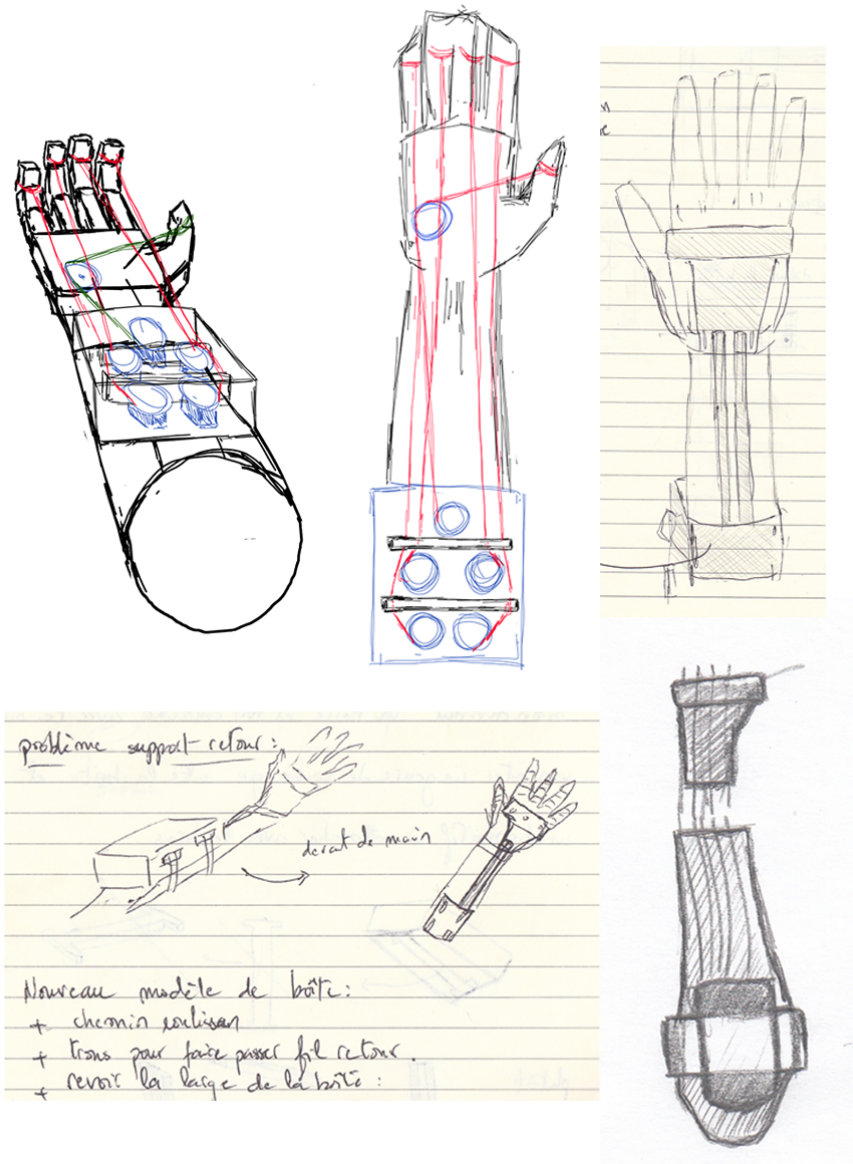


FIGURE C.3 – Croquis dispositif global

# BIBLIOGRAPHIE

- [1] Aristoteles and Pierre Pellegrin. *Les parties des animaux*. Flammarion, 2011.
- [2] Paul Delamarche, Franck Multon, Thierry Horrut, and Vincent Nougier. *STAPS : anatomie, physiologie, neurosciences et biomécanique*. Elsevier Health Sciences, 2018.
- [3] Jacques Denavit and Richard S Hartenberg. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. 1955.
- [4] Aaron.M Dollar and Hugh Herr. Lower extremity exoskeletons and active orthoses : challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on robotics*, 24(1) :144–158, 2008.
- [5] Richard L Drake, Fabrice Duparc, Jacques Duparc, AHG Mitchell, A Wayne Vogl, John Scott, et al. *Gray's Anatomie pour les étudiants*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [6] Alina Dumitrache, Katherine Sanchez, Servane Esnouf, Alexandra Roren, Jean Vidal, François Rannou, Serge Poiraudou, and Marie-Martine Lefèvre-Colau. Rééducation de la main en pathologies médicale et chirurgicale : ergothérapie, orthèse et kinésithérapie. *La Presse Médicale*, 42(12) :1632–1649, 2013.
- [7] Edward S Ellis. *The steam man of the Prairies*. Courier Dover Publications, 2016.
- [8] C.Mathoulin et E.Attali. *REEDUCATION DE LA MAIN*. 1993.
- [9] Antonio Frisoli, Caterina Procopio, Carmelo Chisari, Iliaria Creatini, Luca Bonfiglio, Massimo Bergamasco, Bruno Rossi, and Maria Chiara Carboncini. Positive effects of robotic exoskeleton training of upper limb reaching movements after stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1) :1–16, 2012.
- [10] Nathanael Jarrasse. Les exosquelettes, 2019.
- [11] Leslie.C Kelley et al. Pedomotor. *US Patent*, 1, 1917.
- [12] Wisama Khalil and Etienne Dombre. *Modeling identification and control of robots*. CRC Press, 2002.

- [13] Hermano I Krebs, N Hogan, BT Volpe, ML Aisen, L Edelstein, and C Diels. Overview of clinical trials with mit-manus : a robot-aided neuro-rehabilitation facility. *Technology and Health Care*, 7(6) :419–423, 1999.
- [14] Claude Le Lardic. Reeducation de la main en pratique courante. Décembre 2006.
- [15] Christine L MacKenzie and Thea Iberall. *The grasping hand*. Elsevier, 1994.
- [16] B John Makinson. Research and development prototype for machine augmentation of human strength and endurance. hardiman i project. Technical report, General Electric Co Schenectady NY Specialty Materials Handling Products . . . , 1971.
- [17] Michel Merle. La main : Fonction–symbole. *Hegel*, 8(1) :97–106, 2018.
- [18] F Mudry. Ajustage des paramètres d’un régulateur pid. *Ecole d’ingénieurs du Canton de Vaud-Département d’électricité et informatique*, 2002.
- [19] YAGN (N.). *Apparatus for facilitating walking*. US Patent 420,179, January 28 1890.
- [20] Pr Eric Roulot. Anatomie de la main et du poignet : Articulations, os du carpe, tendons et nerfs.
- [21] G ROUVIERE and A DELMAS. *Anatomie humaine : Descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome III membres*. Masson, Paris, 2002.
- [22] G Schlesinger, M Borchardt, K Hartmann, RR Leymann, and S Schlesinger. The mechanical structure of the artificial limbs. *Replacement Members and Study Aids*, pages 321–661, 1919.
- [23] ServoDatabase. Towerpro sg90 servo. *Internet* : <https://servodatabase.com/servo/towerpro/sg90>.
- [24] Spectra Symbol. Flex sensor. *Internet* : [https://cdn.sparkfun.com/assets/9/5/b/f/7/FLEX\\_SENSOR\\_-\\_SPECIAL\\_EDITION\\_DATA\\_SHEET\\_v2019\\_\\_Rev\\_A\\_.pdf](https://cdn.sparkfun.com/assets/9/5/b/f/7/FLEX_SENSOR_-_SPECIAL_EDITION_DATA_SHEET_v2019__Rev_A_.pdf), 2017.
- [25] Miomir Vukobratovic, D Hristic, and Z Stojiljkovic. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and biological engineering*, 12 :66–80, 1974.
- [26] Serge.J Zaroodny. Bumpusher-a powered aid to locomotion. Technical report, *BALLISTIC RESEARCH LABS ABERDEEN PROVING GROUND MD*, 1963.
- [27] John.G Ziegler and Nathaniel.B Nichols. Optimum settings for automatic controllers. *Transactions of the American society of mechanical engineers*, 64(8) :759–765, 1942.

## Résumé

Dans ce travail, notre objectif est de concevoir et réaliser un exosquelette de main commandé par un gant de contrôle basé sur un système de servomoteurs, de capteurs de flexion, de câbles et de ressorts. Ce dispositif vise à faciliter la rééducation et la réhabilitation médicale. Nous avons d'abord introduit la définition et l'historique des exosquelettes, puis une étude anatomique détaillée de la main puis examiné les aspects de rééducation associés à ce membre. Par la suite, nous avons décrit l'ensemble du processus de création de l'exosquelette, comprenant la conception 3D, l'impression, l'assemblage et la programmation. Nous avons ensuite élaboré un modèle mathématique du dispositif pour lui appliquer une commande, ce qui nous a permis de simuler les performances du système en générant des courbes de performance.

**Mots clés :** Exosquelette, Main robotique, Modélisation 3D, Conception, Rééducation, Servomoteurs, Commande PI, Matlab/Simulink

## Abstract

In this work, our goal is to design and develop a hand exoskeleton controlled by a control glove based on a system of servo motors, flex sensors, cables, and springs. This device aims to facilitate medical rehabilitation and reeducation. We first introduced the definition and history of exoskeletons, followed by a detailed anatomical study of the hand and an examination of the rehabilitation aspects associated with this limb. Subsequently, we described the entire process of creating the exoskeleton, including 3D design, printing, assembly, and programming. We then developed a mathematical model of the device to apply control, enabling us to simulate the system's performance by generating performance curves.

**Keywords :** Exoskeleton, Robotic hand, 3D Modeling, Design, Rehabilitation, Servo Motors, PI Controller, Matlab/Simulink.

## ملخص

في هذا العمل، هدفنا هو تصميم وتطوير هيكل خارجي لليد يتم التحكم فيه بواسطة قفاز تحكم، يعتمد على نظام من محركات السيرفو، وحساسات الثني، والكابلات والينابيع. يهدف هذا الجهاز إلى تسهيل عمليات العلاج وإعادة التأهيل الطبي. قمنا في البداية بتقديم تعريف وتاريخ الهياكل الخارجية، ثم أجرينا دراسة تشريحية مفصلة لليد، واستكشفنا جوانب العلاج المتعلقة بهذا العضو. فيما بعد، قمنا بوصف عملية الإنشاء بأكملها للهيكل الخارجي، بما في ذلك التصميم 3D والطباعة والتجميع والبرمجة. ثم قمنا بتطوير نموذج رياضي للجهاز لتطبيق التحكم، مما يتيح لنا محاكاة أداء النظام من خلال إنشاء منحنيات الأداء.

الكلمات الرئيسية : هيكل خارجي، اليد الروبوتية، تصميم 3D، علاج، محركات سيرفو، تحكم، Matlab/Simulink.