



**HAL**  
open science

# Conception d'une prothèse bio-inspirée commandée par réseaux de neurones exploitant les signaux électromyographiques

Simon Kirchhofer

► **To cite this version:**

Simon Kirchhofer. Conception d'une prothèse bio-inspirée commandée par réseaux de neurones exploitant les signaux électromyographiques. Automatique / Robotique. Université Clermont Auvergne [2017-2020], 2020. Français. NNT : 2020CLFAC058 . tel-03209565

**HAL Id: tel-03209565**

**<https://theses.hal.science/tel-03209565>**

Submitted on 27 Apr 2021

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ  
CLERMONT AUVERGNE**

**ECOLE DOCTORALE SCIENCES POUR L'INGENIEUR DE  
CLERMONT-FERRAND**

Soutenue publiquement le 14/12/2020, par :

**Simon Kirchhofer**

---

**Conception d'une prothèse bio-inspirée  
commandée par réseaux de neurones exploitant  
les signaux électromyographiques**

---

Devant le jury composé de :

**Sylvie Treuillet**

Mcf HDR, Laboratoire PRISME, Université d'Orléans

**Rapporteure**

**Damien Chablat**

DR CNRS, LS2N, Ecole Centrale de Nantes

**Rapporteur**

**Nicolas Andreff**

Professeur, FEMTO-ST, Université de Franche-Comté

**Examineur**

**Thierry Chateau**

Professeur, Institut Pascal, Université Clermont Auvergne

**Directeur de thèse**

**Chedli Bouzgarrou**

Professeur, Institut Pascal, Sigma Clermont

**Co-encadrant de thèse**

**Jean-Jacques Lemaire**

Professeur, Institut Pascal, CHU Clermont-Ferrand

**Co-encadrant de thèse**

## Résumé

Le développement de prothèses du membre supérieur est couramment divisé en deux parties : la conception mécatronique de la prothèse et l'interface homme-machine dédiée à la commande. L'objectif de cette thèse est de rapprocher ces deux domaines afin de mieux les assortir. Une première étape concerne l'acquisition et le traitement des signaux de commande. Ainsi, une base de données comprenant des signaux électromyographiques et des coordonnées articulaires mesurées par vision par ordinateur a été réalisée. Un réseau de neurones artificiels réalise ensuite la reconstruction de la position de la main par exploitation des séquences électromyographiques. Une architecture de main sous-actionnée bio-inspirée est alors proposée afin de reproduire la cinématique de la main en garantissant une répartition de l'effort de préhension. Cette nouvelle approche consiste à optimiser l'imitation des synergies de la main liées à la saisie, permettant ainsi une commande plus naturelle pour les utilisateurs de prothèses actives.

## **Abstract**

Researches on upper-body prosthetic device is commonly divided in two categories : The prosthesis mechatronic conception and the human-machine interface dedicated to the control. This PhD thesis aims to bring together this two fields of research. The first step deals with control signals. Thus, a database containing electromyographic sequences and vision based joint coordinate measurements was created. Then, an artificial neural network achieves the motion estimation from electromyographic sequences. Accordingly, an under-actuated bio-inspired hand architecture is proposed to copy an organic hand motion while ensuring a grasping force distribution. This innovative approach allows to optimize the synergies imitation and proposes a control more intuitive for active prosthesis users.

# Abréviations

**IP** : Articulation **I**nter-**p**halangienne

**IPP** : Articulation **I**nter-**p**halangienne **P**roximale

**IPD** : Articulation **I**nter-**p**halangienne **D**istale

**MCP** : Articulation **M**étacarpo-**p**halangienne

**CMC** : Articulation **C**arpo-**m**étacarpienne

**SNC** : **S**ystème **N**erveux **C**entral

**SNP** : **S**ystème **N**erveux **P**ériphérique

**EEG** : **E**lectroencéphalographie

**ECoG** : **E**lectrocorticographie

**EMG** : **E**lectromyographie

**sEMG** : **E**lectromyographie de surface

**RMS** : Valeur efficace (**R**oot **M**ean **S**quare)

**HHT** : Transformation de Hilbert-Huang (**H**ilbert-**H**uang **T**ransform)

**SVM** : Machine à vecteurs de support (**S**upport **V**ector **M**achine)

**LDA** : Analyse discriminante linéaire (**L**inear **D**iscriminant **A**nalysis)

**k-nn** : Méthode des k plus proches voisins (**k**-nearest neighbors)

**CNN** : Réseau de neurones convolutionnel (**C**onvolutional **N**eural **N**etwork)

**RNN** : Réseau de neurones récurrents (**R**ecurrent **N**eural **N**etwork)

**LSTM** : Neurone à mémoire court-terme et long terme (**L**ong **S**hort-**T**erm **M**emory)

**DDL** : **D**egrés **D**e **L**iberté

**VSA** : Actionneurs à rigidité variable (**V**ariable **S**tiffness **A**ctuators)

**ADL** : Activités de la vie quotidienne (**A**ctivities of **D**aily **L**iving)

# Table des matières

<b>Introduction</b>	<b>6</b>
<b>1 Rétro-ingénierie du membre supérieur</b>	<b>11</b>
1.1 Une structure mécanique : Le système osseux . . . . .	11
1.1.1 Le poignet . . . . .	13
1.1.2 Les métacarpes et les phalanges . . . . .	14
1.2 L'actionnement de la main : Le système musculaire . . . . .	16
1.2.1 Muscles extrinsèques . . . . .	16
1.2.2 Muscles intrinsèques . . . . .	19
1.2.3 Analyse de l'actionnement . . . . .	20
1.3 Un bus de données : Le système nerveux . . . . .	21
1.3.1 Caractérisation de la transmission . . . . .	22
1.3.2 Étude du signal . . . . .	23
1.3.3 Les unités motrices . . . . .	25
1.4 Les synergies de la main . . . . .	26
<b>2 Interface homme-machine pour de la commande prothétique</b>	<b>29</b>
2.1 Les interfaces neuronales . . . . .	29
2.1.1 Le cahier des charges d'une interface neuronale . . . . .	30
2.1.2 Les interfaces neurales dans le système nerveux central . . . . .	31
2.1.3 Les interfaces neurales dans le système nerveux périphérique . . . . .	34
2.1.4 Quelle est l'interface à choisir? . . . . .	38
2.2 Le contrôle de prothèse par traitement électromyographique de surface . . . . .	39
2.2.1 État de l'art en commande de prothèse par signaux électromyographique .	40
2.2.2 Base de données pour l'apprentissage supervisé . . . . .	47
2.2.3 Réseau de neurones pour l'estimation de coordonnées articulaires . . . . .	56
2.2.4 Conclusion et Perspectives . . . . .	67

<b>3</b>	<b>Conception d'une main robotique bio-inspirée</b>	<b>69</b>
3.1	État de l'art . . . . .	69
3.1.1	Les prothèses commercialisées . . . . .	69
3.1.2	Le sous-actionnement . . . . .	75
3.1.3	Le sous-actionnement à rigidité variable . . . . .	86
3.2	Modélisation d'un doigt à câbles antagonistes bio-inspiré . . . . .	90
3.2.1	Cahier des charges de la prothèse . . . . .	90
3.2.2	Paramétrage de la structure . . . . .	93
3.2.3	Analyse cinémostatique . . . . .	95
3.2.4	Contrôle de la rigidité . . . . .	97
3.3	Conception et réalisation d'un doigt sous-actionné à raideur variable . . . . .	101
3.3.1	Optimisation des paramètres de conception . . . . .	101
3.3.2	Choix technologiques . . . . .	104
3.3.3	Validation du comportement . . . . .	106
3.3.4	Conclusion et perspectives . . . . .	109
	<b>Conclusion</b>	<b>111</b>
	<b>Bibliography</b>	<b>117</b>
<b>A</b>	<b>Équations statiques du doigt sous-actionné à câbles antagonistes</b>	<b>133</b>
A.1	Rappel du modèle . . . . .	133
A.1.1	Modèle cinématique . . . . .	133
A.1.2	Modélisation d'une Poulie . . . . .	134
A.2	Résolution statique du doigt sous actionné en absence d'effort extérieur . . . . .	135
A.2.1	Solide {3} isolé : . . . . .	135
A.2.2	Solides {2, 3} isolés : . . . . .	137
A.2.3	Solides {1, 2, 3} isolés : . . . . .	139
A.2.4	Notation matricielle . . . . .	143
A.3	Calcul de $\alpha_i$ et $\beta_i$ . . . . .	144

# Introduction

En 1915, Sigmund Freud soulignait que ”*rendre la vie supportable est le premier devoir du vivant*” [1]. À cet égard, l’amélioration de la qualité de vie des personnes handicapées est un enjeu social majeur et intemporel. Les solutions face aux handicaps moteurs sont aujourd’hui très présentes dans notre quotidien : les infrastructures et les réglementations destinées à faciliter l’intégration de personnes souffrant d’invalidité sont en constante évolution. Parmi ces solutions, les systèmes prothétiques ont également connu un essor considérable durant ces cinquante dernières années. Le développement de l’électronique embarquée et d’actionneurs mécaniques puissants et compacts a apporté une augmentation significative des capacités des prothèses actives. Diverses prothèses myoélectriques du membre supérieur sont actuellement disponibles sur le marché.

Ces dispositifs souffrent néanmoins de deux défauts majeurs : les performances statiques et dynamiques de la structure mécanique n’atteignent pas encore les prestations d’une main biologique, et l’interface homme-machine n’autorise qu’un débit d’informations restreint, limitant la commande et le retour d’informations. Malheureusement, il est commun de traiter ces sujets distinctement dans la littérature. Le développement simultané de l’interface homme-machine et de la conception mécatronique n’est-il pas plus adapté ? La combinaison de ces deux domaines peut mener à un comportement plus naturel du système, facilitant la prise en main pour l’utilisateur. Ainsi, l’ambition des chapitres suivants est de faire tomber la cloison séparant la conception d’une prothèse actionnée et le traitement de signaux biologiques destinés à la commande.

Cependant, des verrous technologiques freinent l’amélioration des prothèses actionnées, tant dans le traitement des signaux biologiques que dans la conception de la prothèse. L’exploitation de signaux électromyographiques et les actionneurs actuels ne permettent respectivement ni de contrôler, ni d’actionner de nombreuses articulations indépendamment.

Le premier verrou concerne le décryptage des signaux électromyographiques, car ils n’ap-

portent qu'une information restreinte sur les mouvements que veut réaliser l'utilisateur [2]. Si la classification de mouvements à partir de signaux électromyographiques de surface (sEMG) est la solution la plus utilisée pour contrôler des prothèses de main robotiques, elle reste néanmoins insatisfaisante, car le nombre de gestes réalisables est limité [3]. Jusqu'à présent, un des principaux défis consistait à extraire des caractéristiques pertinentes du signal afin d'augmenter la précision de la classification [4]. Avec l'émergence de l'apprentissage profond, cette première étape du traitement du signal tend cependant à disparaître, car elle est désormais intégrée à l'apprentissage. Récemment, la classification de mouvements a atteint de très bons résultats [5] [6] [7]. Les mouvements sont classifiés à plus de 95% pour la reconnaissance de 7 mouvements, et environ 70% pour 18 mouvements. Néanmoins, seul un nombre très restreint de mouvements est susceptible d'être classifié, ce qui limite la quantité d'informations extraite pour envisager le contrôle de la motricité fine des systèmes prothétiques actifs.

Le second verrou technologique concerne la structure mécatronique d'une main robotique. Actuellement, la densité de puissance des actionneurs ne permet pas de concevoir une prothèse ayant des performances proches de la main humaine. Dans le cas d'une amputation transradiale, les actionneurs doivent répondre à des exigences de taille et de poids afin d'être intégrés dans la paume de la main. Les opérations de saisies puissantes requièrent une chaîne d'actionnement trop volumineuse et trop lourde pour satisfaire le cahier des charges d'une prothèse [8]. De plus, une conception dotée d'articulations indépendantes impose d'intégrer autant d'actionneurs que de degrés de liberté. Un actionnement indépendant des 19 articulations de la main est incompatible avec les contraintes de conceptions. Par conséquent, le sous-actionnement est indispensable pour pallier ce problème. Il consiste à connecter plusieurs articulations à un seul actionneur à l'aide d'une structure mécanique couplant la cinématique [9]. Le sous-actionnement réduit alors le volume et la masse dédiés aux actionneurs tout en motorisant de multiples articulations. L'intérêt du sous-actionnement est parfaitement illustré par Gosselin et al. avec une main à 15 degrés de liberté commandée par un unique actionneur [10]. La difficulté de cette approche vient du choix du couplage mécanique : l'enjeu est de reproduire les synergies naturellement présentes dans la main. Ces mouvements sont décisifs en vue de redonner de l'autonomie au patient sur la réalisation de tâches quotidiennes. Ces tâches concernent en grande partie des gestes liés à la préhension.

En abordant ces deux verrous technologiques, il apparaît un lien logique autour de la cinématique d'une prothèse. L'état de l'art en traitement de signaux électromyographiques

ne permet pas de reconstruire précisément le mouvement désiré par le patient, et les avancées en conception de prothèses présentent un ensemble de mouvements limités. Cette thèse propose d'aborder ces deux sujets afin d'optimiser la reconstruction de la cinématique de la main. L'objectif est d'associer le traitement du signal et la conception mécanique de manière à enrichir les mouvements réalisables.

La première partie se focalise sur un état de l'art des connaissances anatomiques et physiologiques à travers un regard de roboticien. L'enjeu est de comprendre le fonctionnement du membre supérieur en établissant un parallèle entre le biologique et les solutions technologiques analogues. Cette étape est indispensable à la conception d'une prothèse. En effet, la période d'adaptation d'un patient à sa prothèse est une étape cruciale qui conditionne l'acceptation du dispositif [11]. L'utilisateur doit apprendre à utiliser sa nouvelle prothèse. Plus la prothèse a un comportement prévisible et proche de la main humaine, plus la période d'apprentissage sera facilitée. Il est donc nécessaire de réaliser une veille technologique sur la main humaine, avec une approche de rétro-ingénierie, en utilisant des connaissances apportées par la médecine.

La seconde partie est consacrée au développement d'un nouvel algorithme d'estimation du mouvement par exploitation de signaux électromyographiques. Les solutions existantes de classification de mouvements sont rudimentaires pour décrire la cinématique : le nombre de gestes est limité et le classifieur se contente de prédire si ces gestes sont réalisés ou non. Les bonnes performances de ces classifieurs présupposent qu'il est possible d'extraire plus d'informations des signaux électromyographiques afin de décrire plus fidèlement les mouvements. Cette hypothèse est étayée par les avancées majeures en matière d'apprentissage automatique appliqué à des signaux temporels. Cette seconde partie détaille ainsi une nouvelle approche : la classification des gestes est remplacée par une régression des angles articulaires. Cette solution d'estimation du mouvement améliore la description du mouvement et enrichit les possibilités de commande d'une prothèse active. Étant donné qu'elle fait appel à de nouveaux algorithmes d'apprentissage supervisé, il est indispensable de générer une nouvelle base de données. Les mesures de coordonnées articulaires permettent également de quantifier les synergies. Il s'agit d'une étape essentielle, car elles conditionnent le nombre d'actionneurs et les relations cinématiques utiles à la conception de la prothèse.

La troisième partie concerne la conception d'une structure mécanique sous-actionnée de main robotique. En exploitant les connaissances sur l'anatomie de la main, une conception

bio-inspirée est développée. Elle tire profit d'un système à câbles antagonistes analogue aux ramifications tendineuses des muscles actionnant les doigts. Cette solution permet de faire varier la rigidité de la structure mécanique en actionnant les deux câbles antagonistes simultanément. Cette rigidité est un paramètre essentiel pour garantir la stabilité d'une saisie. En effet, la force exercée sur un objet et sa vitesse caractérisent la stabilité de la préhension [12]. Ensuite, une optimisation des paramètres de conception contraint la cinématique à respecter une synergie en accord avec les mouvements extraits de la base de données. Le système à câbles corrige ensuite la stabilité des saisies en répartissant les efforts dans les doigts. La stratégie est de proposer un système proche de la main biologique : L'architecture sous-actionnée est similaire au fonctionnement du système musculaire et le contrôle de la rigidité est comparable aux muscles antagonistes. Cette conception accouplée à l'estimateur de coordonnées articulaires a pour but de synthétiser un ensemble élaboré afin de réduire le temps d'adaptation d'un patient à sa prothèse active.

# Chapitre 1

## Rétro-ingénierie du membre supérieur

Le remplacement d'un membre du corps humain par un produit manufacturé soulève deux enjeux majeurs : le premier, le plus évident, consiste à répliquer la partie manquante avec une solution technologique capable de réaliser les mêmes actions. Par exemple, une prothèse de hanche doit garantir que les mobilités du col du fémur restent inchangées afin de permettre au patient de marcher normalement. On voit alors apparaître la plupart des contraintes de conception imposant l'esthétique, la cinématique, la dynamique, la résistance mécanique, la masse et l'autonomie. Le second enjeu concerne l'interaction de la prothèse avec le patient. La plus flagrante des contraintes concerne la biocompatibilité des matériaux, problème majeur des prothèses internes. Mais dans le cas d'un système robotique, l'interface homme / machine qui permet le contrôle des actionneurs du système est cruciale. Dans tous les cas, il paraît primordial d'accumuler les connaissances anatomiques et physiologiques pour répliquer et intégrer l'organe manquant. Dans cette thèse, explorons une nouvelle approche : établissons une analogie entre le domaine médical et celui des sciences de l'ingénieur. Ainsi, la région de la main et de l'avant-bras sera étudiée avec un filtre technologique pour construire le socle de la conception bio-inspirée.

### 1.1 Une structure mécanique : Le système osseux

Pour l'étude de la structure osseuse, les outils d'analyse sont empruntés à la mécanique des solides indéformables [13]. Chaque os peut être considéré comme un solide et les surfaces de contact couplées aux ligaments définissent les mouvements admissibles. Notre objectif est d'analyser les degrés de liberté pour identifier des liaisons normalisées. On pourra alors en déduire un schéma cinématique qui guidera la conception mécanique de la prothèse.

La main est composée de 27 os [14]. Ils sont séparés en plusieurs familles : Les os du carpe, les métacarpiens et les phalanges (figure 1.1).

- Le poignet est constitué des 8 os du carpe répartis en deux rangées. Sur la rangée proximale, de l'extrémité latérale vers l'extrémité médiale, on trouve le scaphoïde, le semi-lunaire, le pyramidal et le pisiforme. Ils sont en contact avec le radius et l'ulna (nommé cubitus dans l'ancienne nomenclature) de l'avant-bras. Sur la rangée distale, de l'extrémité latérale vers l'extrémité médiale, on trouve le trapèze, le trapézoïde, le grand os et l'os crochu. Ils s'articulent avec les os métacarpiens.
- Les 5 os métacarpiens forment la paume de main. Ils sont usuellement numérotés de I à V du pouce à l'auriculaire. Lorsque l'on ferme le poing, les têtes osseuses des métacarpiens ressortent de la paume : les articulations sont alors visibles.
- Pour finir, on trouve 14 phalanges par main. Chaque doigt contient 3 phalanges sauf le pouce qui en compte 2. Du métacarpe à l'extrémité du doigt, on les nomme phalange proximale, intermédiaire et distale. Le pouce n'a pas de phalange intermédiaire.

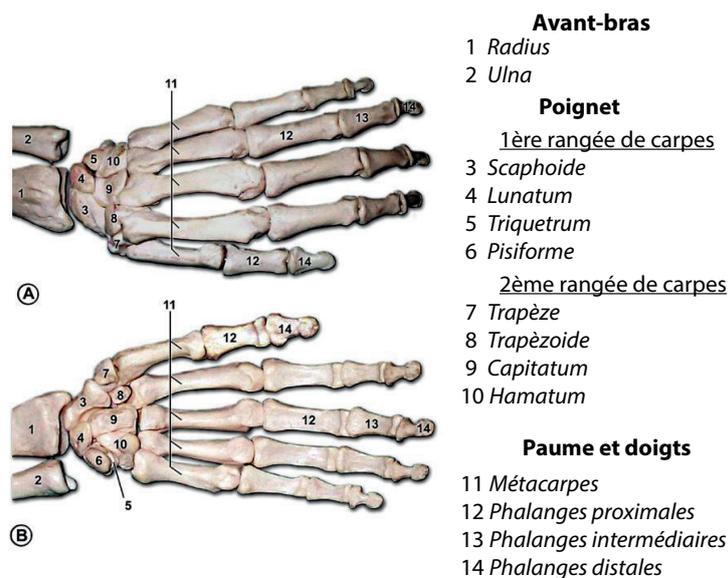


FIGURE 1.1: Structure osseuse de la main. [14]

Maintenant que l'on connaît l'arborescence de la structure osseuse, il faut s'attarder sur les mouvements admissibles. En mécanique, les degrés de liberté peuvent être déduits des surfaces de contact entre les solides. Autrement dit, la cinématique nous est donnée par la forme des os au niveau des articulations.<sup>1</sup> On parle de congruence osseuse.

1. Pour une meilleure visualisation, je vous suggère de visiter le site internet de l'université de Lyon 1 qui propose des vidéos explicatives de l'anatomie illustrée avec des modèles 3D commentés <http://anatomie3d.univ-lyon1.fr>

### 1.1.1 Le poignet

Commençons par décrire la complexité articulaire du poignet [15]. Les carpes ne sont en contact avec l'avant-bras que par l'intermédiaire du radius, car un espace les sépare de l'ulna, c'est l'articulation radio-carpienne. La surface articulaire du radius étant elliptique convexe et venant s'appliquer autour du scaphoïde, on parle de condyle pour qualifier la surface de contact. Mathématiquement, elle est décrite par un ellipsoïde de révolution, elle permet donc deux degrés de liberté en rotation. La rotation autour du demi-axe principal engendre la flexion/extension du poignet alors que la rotation autour d'un demi-axe orthogonal au radius permet le mouvement d'abduction/adduction. L'axe de l'abduction/adduction est plus éloigné du radius que le demi-axe principal, car l'arc projeté de l'ellipsoïde dans le plan du mouvement a un rayon plus important. On peut remarquer que le 3<sup>ème</sup> mouvement du poignet, la pronation/supination, ne vient pas du déplacement des os du poignet, mais du croisement du radius et de l'ulna. Il est initié au niveau du coude et réalisé dans l'avant-bras.

Les 4 carpes de la deuxième rangée peuvent être considérées comme un seul et même solide. Il s'agit de la base de la main et sa rigidité est la clé de la stabilité des mouvements des doigts. Ils sont imbriqués les uns dans les autres et leurs surfaces de contact ne permettent qu'un mouvement avec la première rangée de carpe (figure 1.2). Il s'agit de la liaison médio-carpienne. Étudions le fonctionnement "macroscopique" de cet ensemble pour en déduire les mouvements possibles. Lors d'une flexion du poignet, les mobilités internes de la rangée supérieure engendrent une combinaison de pronation et abduction. Dans le même temps, la rangée inférieure subit une supination et une adduction. On a alors une compensation des mouvements de prono-supination et d'abduction-adduction, le mouvement résultant est bien une flexion. Lors de l'extension, on observe le même comportement avec une compensation des rotations hors axe flexion-extension. Pour l'abduction-adduction de la main, on retrouve encore une fois le même comportement au niveau des mobilités internes. Les micro mouvements de flexion-extension et prono-supination réalisés par chaque rangée se compensent. Ces mobilités internes sont importantes pour des questions de stabilité et de répartition d'efforts, mais dispensable pour l'étude cinématique de l'ensemble du poignet.

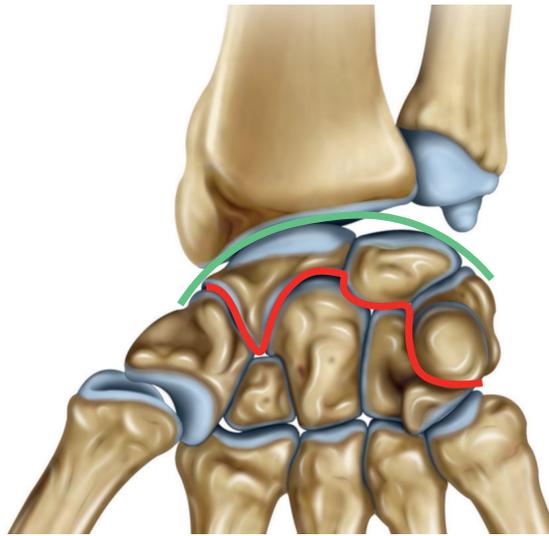


FIGURE 1.2: Projection de la surface de contact radio-carpienne (en vert) et médio-carpienne (en rouge).

En conclusion, les mouvements de l'articulation médio-carpienne s'inscrivent donc dans la continuité des degrés de liberté de la liaison radio-carpienne et c'est leur combinaison qui donne son amplitude et sa stabilité au poignet. Par exemple, lors d'une flexion de poignet, l'articulation radio-carpienne a une amplitude de flexion environ deux fois plus importante que l'articulation médio-carpienne. Compte tenu de la proximité des axes de rotation de ces deux articulations, il est possible de considérer une unique liaison pivot équivalente pour chacune de ces rotations. Une première pivot définit la flexion/extension alors qu'une seconde, sensiblement plus éloignée du radius, symbolise l'abduction/adduction.

### 1.1.2 Les métacarpes et les phalanges

Pour les quatre doigts longs, les articulations carpo-métacarpiennes sont des arthrodies [15]. En d'autres termes, les surfaces de contact au niveau du cartilage articulaire sont presque planes. Ces mouvements sont extrêmement limités en amplitude, mais permettent quand même de creuser la paume de la main. On ne parle pas de liaison appui-plan, car de petites extrusions osseuses s'encastrent dans les carpes et, combinés aux plans de contact inter-métacarpes, bloquent les mouvements. Le deuxième, troisième et quatrième métacarpien sont en contact sur le capitatum, le deuxième métacarpien se lie également avec le trapézoïde. À l'instar de la deuxième rangée de carpes, cette structure permet de rigidifier et stabiliser la base de la main. Il s'agit d'une condition nécessaire au bon fonctionnement de la main, autant pour des activités de saisie en force que pour des opérations de précision. Le cas du 5<sup>ème</sup> métacarpien est légèrement différent. La surface de contact de l'articulation carpo-métacarpienne est légèrement

cylindrique et permet une abduction de faible amplitude. Elle permet une abduction de l'auriculaire, afin d'avoir une bonne opposition avec le pouce facilitant la préhension. Le mouvement des 4 métacarpes des doigts longs est contraint par le ligament profond transversal. Il relie les têtes des os métacarpiens au niveau des articulations métacarpophalangiennes et contribue à la stabilité et à la limitation des mouvements du poignet et des métacarpes.

Le 1<sup>er</sup> métacarpe est le seul à avoir une mobilité importante. Il permet de déplacer la pulpe du pouce en opposition des phalanges des 4 doigts longs pour créer une pince pollicidigitale. La liaison trapézo-métacarpienne est une articulation en selle, c'est-à-dire qu'elle est composée d'une paire de surfaces concaves opposées générée par deux toroïdes. D'un point de vue mécanique, elle est souvent assimilée à un joint de cardan, car le déplacement du centre de la liaison est faible. Dans les faits, les surfaces sont peu emboîtées et une torsion de faible amplitude peut être considérée [16]. Il s'agit d'une rotation autour de son axe qui est réalisée de manière automatique lors de la flexion du doigt. Avec ce degré de liberté supplémentaire, on a une liaison linéaire annulaire. Il est intéressant de noter que cette liaison est décalée par rapport au plan de la paume, ce qui réduit l'amplitude nécessaire à l'opposition.

Les articulations métacarpo-phalangiennes et interphalangiennes sont des condyles. Plutôt que de toutes les considérer comme des liaisons sphériques, il faut prendre en compte les degrés de liberté bloqués par les ligaments. Les liaisons métacarpo-phalangienne sont des joints de cardan. Elles permettent la flexion et l'écartement des doigts. On peut noter que l'amplitude de l'écartement est limitée quand les doigts sont fléchis. Les articulations interphalangiennes se comportent comme des liaisons pivots. Un mouvement limité de pronation/supination est possible de manière passive, c'est-à-dire avec un effort extérieur. Ces mouvements sont réalisables grâce à la flexibilité des ligaments qui jouent le rôle de ressort. Cette souplesse participe à la polyvalence de la main.

Le pouce, une fois encore, fait preuve d'exception. L'amplitude de l'abduction/adduction de l'articulation métacarpo-phalangienne est faible. L'abduction du pouce provient majoritairement de la connexion carpo-métacarpienne. De plus, la flexion des deux articulations du pouce provoque un mouvement combiné de rotation autour de son propre axe de quelques degrés. Il permet une meilleure opposition de la pulpe du pouce.

Cette description exhaustive peut maintenant être résumée par le schéma cinématique figure 3.22. Gardons à l'esprit qu'il s'agit d'une modélisation et que des simplifications ont été prises en compte. Les liaisons passives, comme la pronation/supination des doigts longs, sont ignorées. Les degrés de liberté avec des amplitudes de mouvement négligeables ne sont pas représentés. Pour finir, le cylindre qui génère la liaison linéaire annulaire entre le trapèze et le

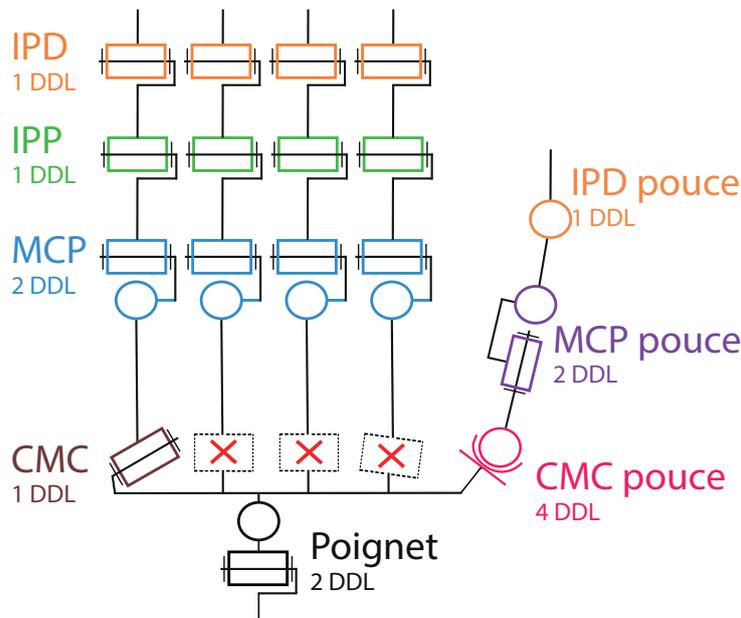


FIGURE 1.3: Modèle cinématique simplifié de la main (inspiré de [17]). Schématisation des articulations carpo-métacarpiennes (CMC), métacarpo-phalangiennes (MCP), inter-phalangiennes proximales (IPP), inter-phalangiennes distales (IPD) et de l'articulation du poignet.

métacarpe du pouce est en réalité un toroïde.

La modélisation est donc imparfaite, mais les fonctions de chaque partie sont respectées : La rigidité de l'ensemble constituant la paume, la mobilité du pouce pour l'opposition, la flexion/extension et déviation des doigts longs, et les deux rotations du poignet.

## 1.2 L'actionnement de la main : Le système musculaire

L'actionnement de la main est réalisé par les muscles. Ils se comportent comme des vérins ne pouvant fournir un effort qu'en traction, c'est-à-dire en raccourcissant la longueur entre ses deux extrémités. Ils sont séparés en deux catégories : les muscles intrinsèques, positionnés dans la main, et les muscles extrinsèques, localisés dans l'avant-bras [18].

### 1.2.1 Muscles extrinsèques

Classons les muscles extrinsèques en deux groupes : les muscles de la loge antérieure et les muscles de la loge postérieure. Dans l'ensemble, les muscles de la loge antérieure sont responsables de l'actionnement de tendons palmaires qui génèrent de la flexion. Et à l'inverse, les muscles de la loge postérieure agissent sur des tendons dorsaux, responsables de l'extension. Revenons maintenant dans le détail pour éclairer notre future approche bio-inspirée.

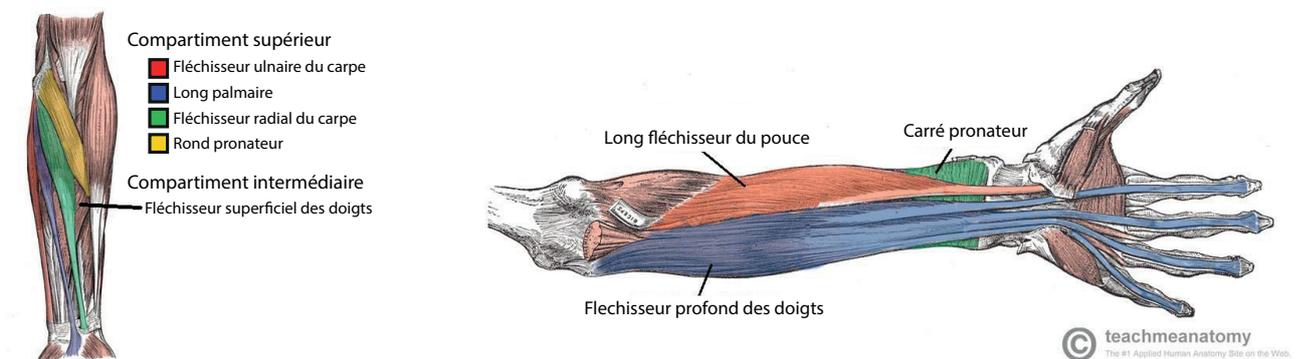
### loge antérieure de l'avant-bras

La loge antérieure est la plus volumineuse, car on y trouve les muscles les plus sollicités. Les opérations de saisie sollicitent les articulations de la main en flexion, mouvement assuré par cette loge. Elle est constituée de trois compartiments distribués sur la profondeur.

Dans le compartiment superficiel de la loge antérieure, on trouve principalement des muscles dédiés au mouvement du poignet. Le fléchisseur radial du carpe et le fléchisseur ulnaire du carpe actionnent la flexion du poignet. Le fléchisseur ulnaire du carpe ajoute aussi l'inclinaison de l'annulaire pendant le mouvement. Le long palmaire, qui agit aussi sur la flexion du poignet, a la particularité d'être absent chez environ 15% de la population. Le rond pronateur n'est utilisé que pour la pronation de l'avant-bras. Il est donc considéré comme un actionneur du coude. Pour rappel, la pronation de l'avant-bras est un mouvement clé pour le positionnement de la main dans l'espace, car les os du poignet ne permettent pas la pronation.

Dans le compartiment intermédiaire, on ne trouve que le fléchisseur superficiel des doigts. Son action est majoritairement concentrée sur la flexion des articulations inter-phalangiennes proximales (IPP). Le passage des tendons l'oblige à avoir aussi une répercussion sur la flexion métacarpo-phalangienne (MCP) et, de manière plus modérée, sur le poignet.

Enfin, le compartiment profond concentre trois muscles. Le fléchisseur profond des doigts a une action proche du fléchisseur superficiel des doigts, mais avec l'ajout de la flexion des articulations inter-phalangiennes distales (IPD). Le long fléchisseur du pouce est spécialisé dans la flexion de l'articulation inter-phalangienne (IP) et MCP du pouce. Pour finir, le muscle carré pronateur est tendu entre le radius et l'ulna à proximité du poignet. Il provoque la pronation de l'avant-bras.

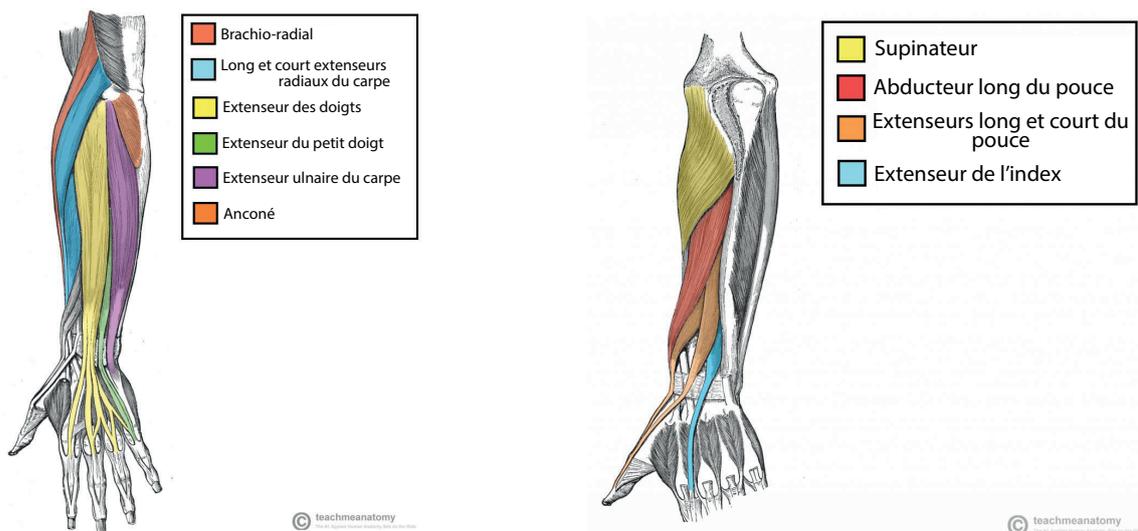


(a) Muscles des compartiments supérieur (b) Muscles du compartiment inférieur de la loge antérieure et intermédiaire de la loge antérieure de de l'avant-bras.

FIGURE 1.4: Loge antérieure de l'avant-bras. [19]

loge postérieure de l'avant-bras

Dans la loge postérieure, il est aussi possible de repérer un plan superficiel et un plan profond. Le compartiment superficiel compte six muscles. Le muscle brachio-radial et l'anconé sont respectivement impliqués dans la flexion et l'extension du coude. Le muscle extenseur ulnaire du carpe agit de manière combinée pour l'extension et l'adduction de la liaison du poignet. À l'opposé, le muscle long extenseur radial du carpe cumule extension et abduction au niveau du poignet. À ses côtés, le muscle court extenseur radial du carpe est spécialisé dans l'extension du poignet. La combinaison de l'extenseur ulnaire et radial du carpe annule le mouvement d'abduction/adduction et génère une extension simple du poignet. Les autres muscles du plan superficiel concernent les doigts. Le muscle extenseur des doigts provoque l'extension du MCP des 4 doigts longs, avec une extension de l'IPP et de l'IPD présentes, mais d'une amplitude plus réduite. La réaction du muscle extenseur du petit doigt est identique au muscle extenseur des doigts, mais seulement pour l'auriculaire.



(a) Muscles du compartiment superficiel de la loge postérieure de l'avant-bras. (b) Muscles du compartiment profond de la loge postérieure de l'avant-bras.

FIGURE 1.5: Loge postérieure de l'avant-bras. [20]

Le plan profond comporte cinq muscles. Le muscle long abducteur du pouce a un effet abducteur et antépulseur du métacarpien. C'est-à-dire qu'il amène le premier métacarpien en dehors et en avant du plan sagittal. Le long extenseur du pouce termine sa course sur le premier métacarpe et commande l'extension du MCP du pouce. Le court extenseur du pouce est fixé sur la face dorso-basale de la première phalange. Il est extenseur de l'IP mais aussi abducteur du premier métacarpien. Avec l'extension et la rétroposition de la liaison trapézo-

métacarpienne, c'est donc lui le vrai abducteur du pouce. L'extenseur de l'index se fixe sur le 2e métacarpien, après avoir fusionné avec le tendon du muscle extenseur des doigts. Il agit donc sur l'extension de toutes les articulations de l'index avec une dominance sur la MCP. Pour finir, le muscle supinateur est simplement supinateur de l'avant-bras, rotation qui tourne le pouce vers l'extérieur.

### 1.2.2 Muscles intrinsèques

Concentrons-nous maintenant sur les muscles intégrés dans la main. Étant bien moins volumineux que les muscles extrinsèques, ils permettent des mouvements précis ne nécessitant pas d'efforts importants. C'est l'actionnement de la motricité fine.

À la base du pouce, l'éminence thénar est composée de 4 muscles (figure 1.6a). Le muscle court fléchisseur du pouce est autant adducteur que fléchisseur du pouce au niveau de la liaison MCP. Le muscle opposant du pouce est adducteur et antépulseur du pouce. Le muscle court abducteur du pouce agit sur la flexion de la MCP et l'abduction de la carpo-métacarpienne. Il permet d'éloigner les deux premiers métacarpes, mouvement indispensable au positionnement du pouce en opposition avec la paume. L'adducteur du pouce (absent de la figure, car il se situe dans la paume) est fléchisseur de la MCP et adducteur de la carpo-métacarpienne. La redondance d'actionnement en adduction augmente la force disponible au blocage pour des opérations de saisie.

Du côté de l'auriculaire, on trouve l'éminence hypothénar. Il s'agit de la même structure que l'éminence thénar du pouce, mais symétrisée par rapport au plan sagittal de la main. Ils sont moins volumineux, car les efforts et les amplitudes sont plus réduits. L'auriculaire ne peut pas s'opposer à la paume de la même manière que le pouce à cause de la rigidité du cinquième métacarpe.

Dans le centre de la paume se trouvent 4 muscles lombricaux, un pour chaque doigt long. Chaque muscle lombrical s'insère entre le tendon du muscle fléchisseur en amont de la MCP et le tendon du muscle extenseur en aval de la MCP. Ils assurent la flexion des MCP et l'extension des liaisons inter-phalangiennes. Initialement, le routage des tendons des muscles de flexion et d'extension contraint chaque doigt à une proportionnalité entre la MCP, la IPP et la IPD. La présence des muscles lombricaux permet de modifier cette relation de proportionnalité pour garantir l'indépendance de la MCP. En fléchissant les MCP des doigts longs en gardant les inter-phalangiennes tendues, on peut sentir un effort musculaire sur le dos de la paume dû à la contraction des muscles lombricaux qui découplent MCP et IP.

Pour terminer, on dénombre 4 muscles interosseux dorsaux et 4 interosseux palmaires. Ils sont majoritairement utilisés pour générer l'écartement des doigts. Ils actionnent donc la rotation de la MCP autour d'un axe normal au plan de la paume. On peut ajouter que les muscles interosseux produisent aussi de la flexion pour la MCP et de l'extension pour les IP.

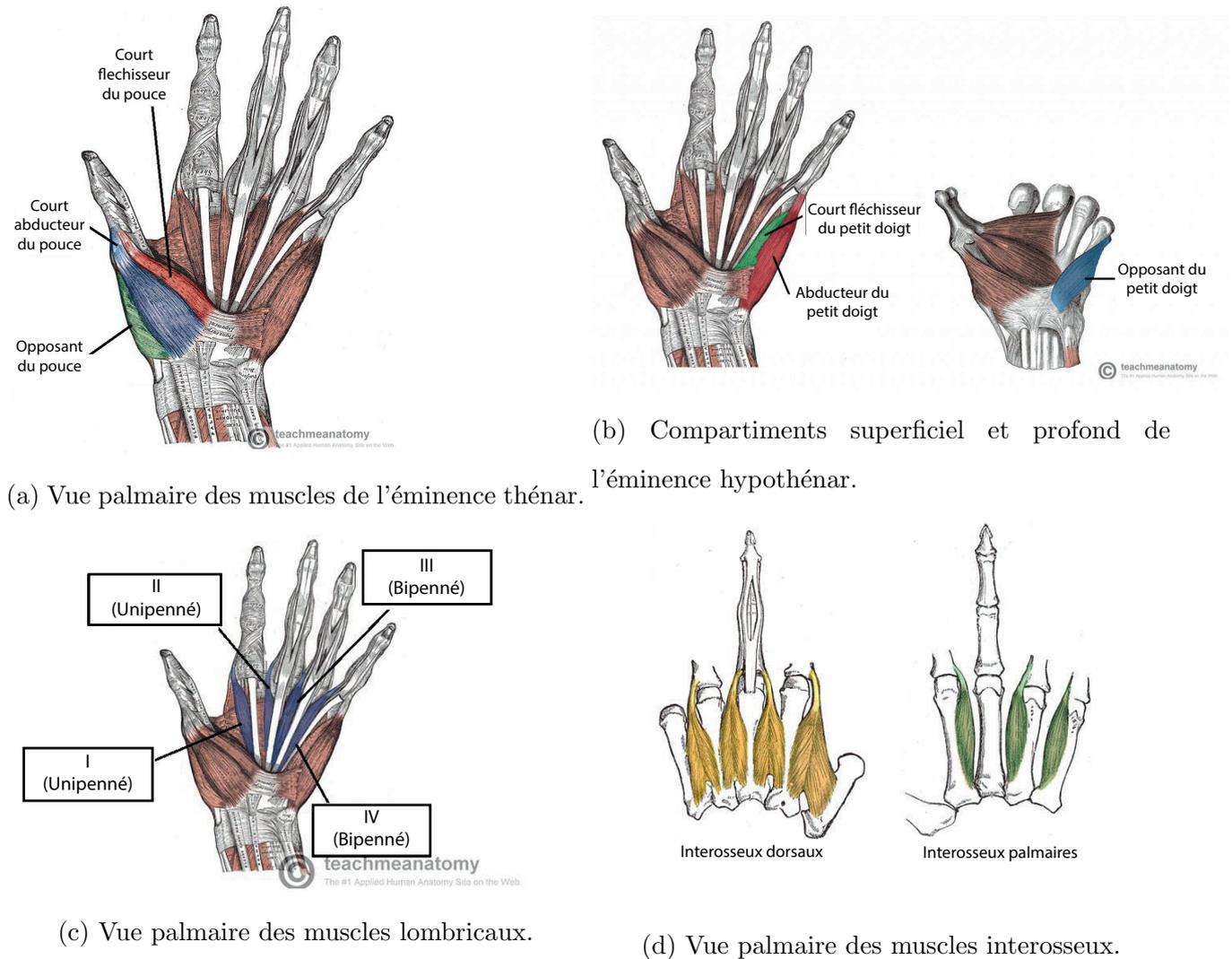


FIGURE 1.6: Muscles intrinsèques. [21]

### 1.2.3 Analyse de l'actionnement

Revenons à notre schéma cinématique. Nous avons maintenant la liste de l'influence des 36 muscles sur les 24 degrés de liberté du modèle. Soulignons quelques principes fondamentaux de fonctionnement.

Les muscles ne travaillant qu'en traction, ils ne peuvent contrôler qu'un sens de rotation pour une articulation. C'est pourquoi on trouve toujours deux muscles antagonistes : chaque paire

destinée à la flexion/extension, l'abduction/adduction ou encore la déviation ulnaire/radiale. Tous comptes faits, il faudrait 48 muscles pour contrôler indépendamment les 24 liaisons pivots ; or, on n'en comptabilise que 36. On voit apparaître le principe de sous-actionnement mécanique. Un système sous actionné est une architecture comportant plus de degrés de liberté que de degrés d'actionnement [22]. Pour maîtriser le mouvement de toutes les articulations, il faut qu'un même actionneur agisse sur plusieurs liaisons. On repère particulièrement bien ce phénomène avec le fléchisseur profond des doigts. Il a une influence sur la flexion de 13 pivots : les 3 flexions de chacun des 4 doigts longs en plus du poignet. On en déduit que la fonction qui définit l'influence des muscles comme l'image des degrés de liberté n'est pas injective.

Paradoxalement, le sous-actionnement est combiné avec du sur-actionnement. Le sur-actionnement consiste à commander un degré de liberté avec plusieurs actionneurs. Sur la main, on peut les distinguer en deux catégories. Le premier type de sur-actionnement est représenté par l'opposition des muscles antagonistes. Les muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts se focalisent sur les mêmes articulations pour des sens de rotations opposés. Ils agissent comme un seul actionneur à rigidité variable (VSA pour *Variable stiffness actuators* en anglais) [23]. L'originalité de la main est la possibilité de piloter plusieurs articulations avec un seul VSA. Dans la deuxième catégorie de sur-actionnement, on retrouve des muscles dont l'action s'additionne sur une même articulation pour un même mouvement. Le long fléchisseur du pouce dans l'avant-bras et le court fléchisseur du pouce de l'éminence thénar agissent tous les deux sur la flexion de la MCP du pouce. Cette addition permet, entre autres, d'avoir plus de force qu'avec un seul muscle pour la pince pollici-digitale. Ils ont néanmoins différentes fonctions. Le muscle court, bien plus petit, est surtout utile pour la mise en position, alors que le muscle long fournit un effort important pour le maintien en position. Notons que, même s'il y a des redondances sur certains degrés de liberté, aucune paire de muscles n'actionne exactement le même ensemble de mouvement. Pour reprendre le cas des deux fléchisseurs du pouce, le court est aussi très présent pour l'abduction. Cette variation s'explique par une différence au niveau des points d'ancrage des tendons. La fonction réciproque, pour laquelle les degrés de liberté sont l'image des muscles, n'est pas non plus injective.

### 1.3 Un bus de données : Le système nerveux

Un actionneur est inutile s'il n'est pas commandé. C'est pourquoi nous allons aborder la création et l'acheminement du contrôle des muscles. Ces connaissances nous permettront de

comprendre comment acquérir des signaux sur l'être humain pour concevoir le contrôle d'une prothèse robotique.

Le corps humain compte 2 systèmes nerveux. Le système nerveux central est l'épicentre de l'information. Il comprend l'encéphale et la moelle épinière. Il peut être considéré comme un microcontrôleur capable de recevoir, traiter, mémoriser et envoyer des données. Le système nerveux périphérique connecte le système nerveux central au reste du corps. On y trouve des nerfs efférents et des nerfs afférents. Les nerfs efférents (ou nerfs moteurs) convoient la commande du système nerveux central aux muscles pour générer des contractions, volontaires ou non. Les nerfs afférents (ou nerfs sensitifs) font remonter l'information du système sensitif vers le système nerveux central. Le système nerveux périphérique semble être assimilable à la couche physique d'un bus de données [24]. Pouvons l'analogie plus loin pour décrire les caractéristiques de ce bus.

### 1.3.1 Caractérisation de la transmission

Une vaste majorité des nerfs du système nerveux périphérique sont mixtes, c'est-à-dire qu'ils sont à la fois moteurs et sensoriels [25]. Les seuls nerfs uniquement moteurs sont des nerfs crâniens, spinaux, de l'oeil ou de la langue. La communication sur le support physique est donc bilatérale. Ajoutons que l'on peut transmettre les informations motrices et sensorielles simultanément. Nous avons donc une liaison full-duplex.

La ramification nerveuse est un autre point clé. Les muscles de l'avant-bras et de la main reçoivent leur commande de seulement trois nerfs : Le nerf médian, le nerf radial et le nerf ulnaire. Pourtant, nous sommes bien loin d'avoir uniquement trois combinaisons de mouvement de la main. Par un simple essai, nous pouvons mettre en évidence qu'il est possible de contrôler indépendamment des muscles d'un même nerf. Par exemple, les muscles interosseux sont tous reliés au nerf ulnaire, mais il est possible de gérer la déviation des doigts longs indépendamment. Pour autant, il ne s'agit pas de multiplexage. Un nerf est constitué d'un ensemble d'axones qui servent de support à l'influx nerveux. Si nous considérons ses axones comme des câbles conducteurs, alors le nerf est un bus parallèle.

Avant d'étudier la forme du signal, attardons-nous sur le support qui le mène au contact du muscle : le motoneurone du système nerveux périphérique. Il est constitué de 3 parties (figure 1.7) :

- Les dendrites sont des ramifications dédiées à l'acquisition de l'influx nerveux. Ils se trouvent dans le prolongement du corps cellulaire. C'est la connectique de notre moto-

neurone pour recevoir l'information. Ajoutons qu'elles ne sont pas uniquement passives. Leur rôle est en partie de sélectionner les informations pertinentes [26]. On peut donc considérer qu'elles intègrent la fonction de contrôleur de bus.

- Le corps de la cellule est une partie liée au traitement de l'information. Il permettra la continuité de l'information si le signal en entrée dépasse un certain seuil. On peut le voir comme un microcontrôleur qui filtre le signal d'entrée puis génère une sortie associée.
- L'axone se charge de transmettre le signal au bulbe. C'est le support physique du signal de sortie.
- Les terminaisons axonales permettent la connexion avec les fibres musculaires. C'est la connectique du signal de commande des muscles.

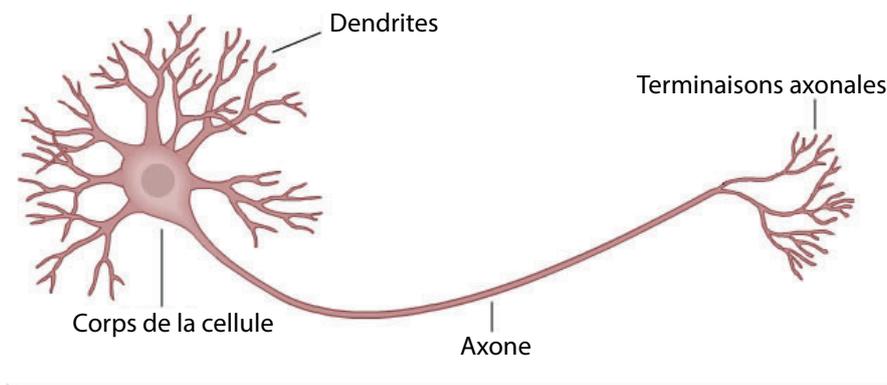


FIGURE 1.7: Schéma d'un motoneurone [27]

La transmission de l'information dans un motoneurone est unidirectionnelle (des dendrites vers les terminaisons axonales). Penchons-nous maintenant sur la forme du signal qui le traverse.

### 1.3.2 Étude du signal

Le signal électrique est généré par un processus chimique. La membrane plasmique est une bicouche lipidique quasiment hermétique qui sépare les domaines intra-cellulaire et extra-cellulaire. Chaque domaine est composé d'un mélange ionique différent, ce qui produit une différence de potentiel (figure 1.8). Pour modifier ce potentiel, des canaux ioniques s'ouvrent et se ferment pour échanger des ions. La variation de la composition ionique fait augmenter ou diminuer le potentiel électrique.

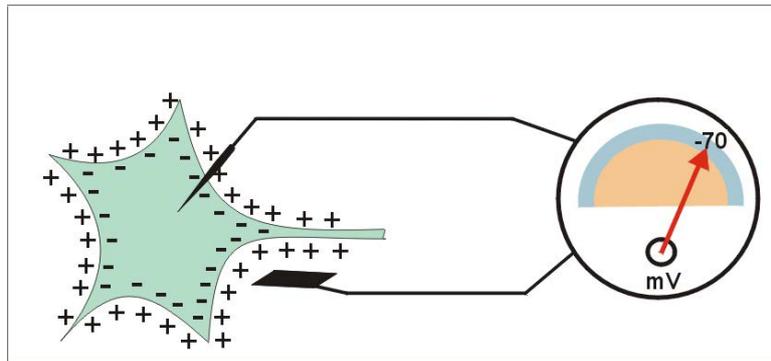
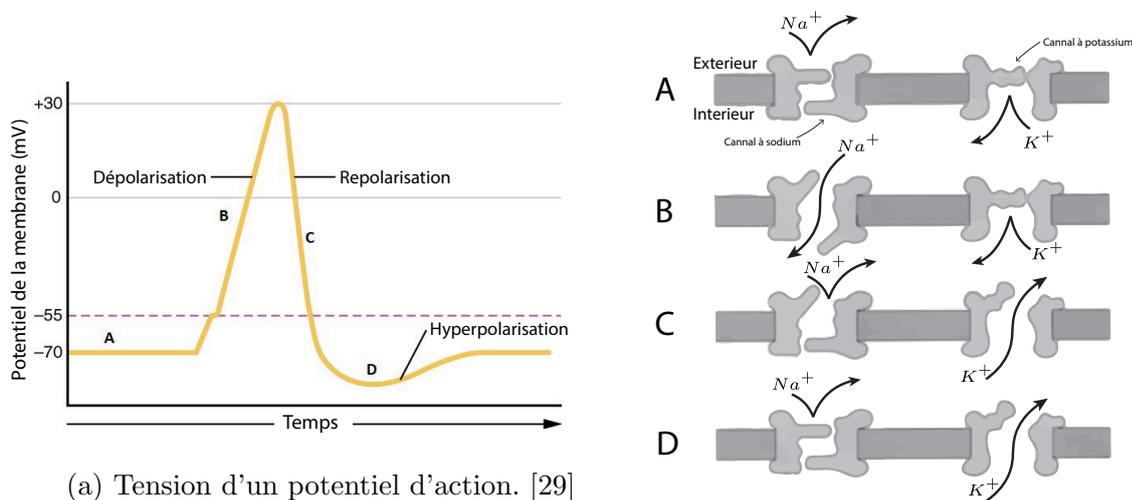


FIGURE 1.8: Potentiel de la cellule au repos. [28]

Un stimulus perçu au niveau des dendrites ou du corps cellulaire d'un neurone peut conduire à la création d'un potentiel d'action qui sera transmis le long de l'axone. Un potentiel d'action est un pic électrique décomposable en 4 parties (figure 1.9). Au repos, le neurone a un potentiel constant de  $-70\text{mV}$  (phase A). Dès lors que les dendrites captent des stimulations, la phase de dépolarisation peut s'enclencher avec l'ouverture des canaux à sodium (phase B). Après environ une milliseconde, la repolarisation s'opère avec la fuite d'ions potassium vers le domaine extracellulaire (phase C). La faible vitesse de fermeture des canaux à potassium est responsable de l'hyperpolarisation (phase D). La cellule retourne à son état de repos après l'activation de la pompe sodium-potassium.



(a) Tension d'un potentiel d'action. [29]

(b) Dynamique des canaux ioniques.

FIGURE 1.9: Fonctionnement d'un potentiel d'action.

Pour un motoneurone, la forme d'un potentiel d'action est invariante. Il faut regarder la fréquence d'activation pour en déduire la commande de contraction. Plus la fréquence est élevée, plus la demande de contraction est importante. Notons cependant que, dans certains cas particuliers, la forme du potentiel peut être légèrement modifiée. En cas de fatigue musculaire,

l'amplitude du pic sera plus faible, et sa durée sera allongée. En première approximation, il est parfaitement envisageable de considérer la forme du potentiel d'action constant, les variations étant bien plus marquées d'un neurone à un autre.

### 1.3.3 Les unités motrices

On appelle unité motrice l'ensemble constitué d'un motoneurone et des fibres musculaires qu'il énerve. Un muscle est composé de multiples fibres musculaires, chacune commandée par un motoneurone. À l'inverse, la ramification des terminaisons axonales permet à un neurone de contrôler plusieurs fibres musculaires. Plus l'action que réalise le muscle requiert de la précision, plus le neurone se concentrera sur un nombre restreint de fibres musculaires. Par exemple, un motoneurone de l'oeil n'est connecté qu'à une fibre musculaire, alors que pour le biceps, il peut en commander plusieurs centaines.

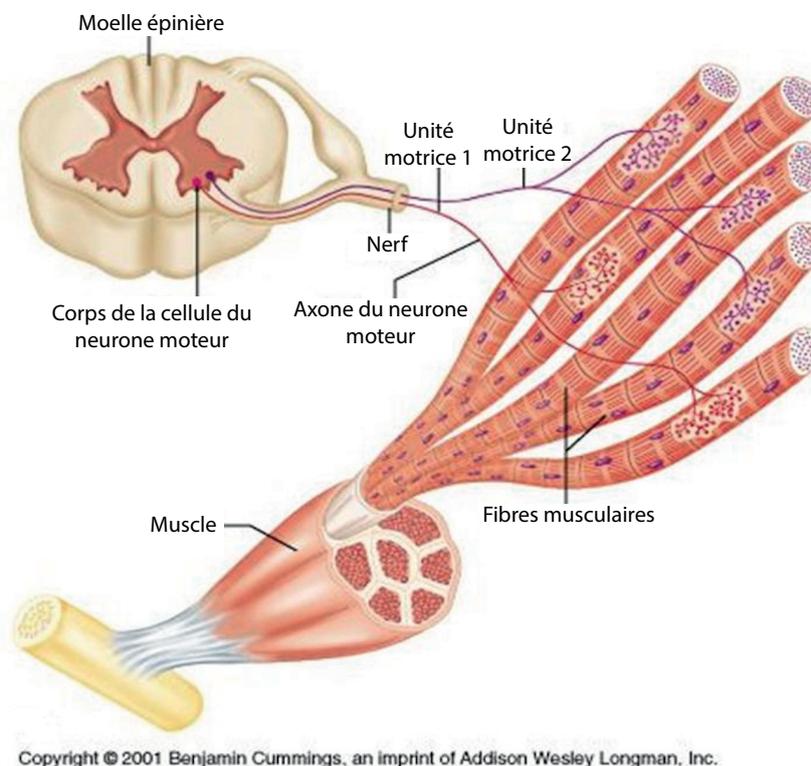


FIGURE 1.10: Décomposition d'une unité motrice.

On en déduit qu'il existe deux phénomènes pour intensifier la contraction d'un muscle : Le recrutement spatial et le recrutement temporel.

- Le recrutement spatial consiste à augmenter le nombre d'unités motrices actives. Avec plus de fibres musculaires actives, la contraction du muscle est plus importante.
- Le recrutement temporel est une augmentation de la fréquence des potentiels d'action. Les fibres actives se retrouvent davantage sollicitées, ce qui augmente la force générée par le muscle.

Ces 2 phénomènes ont lieu simultanément. Le système nerveux a tendance à favoriser le recrutement spatial pour économiser les fibres actives. Quand toutes les fibres sont sollicitées, il ne reste que le recrutement temporel. L'ordre de recrutement suit la loi d'Henneman [30]. Elle stipule que le recrutement spatial se fait en fonction du diamètre et de l'excitabilité des motoneurons. Les neurones recrutés en priorité seront ceux dotés d'un faible diamètre, car ils sont plus facilement excitables.

Pour finir, soulignons qu'il existe deux types de fibres musculaires. Les fibres de type I ont une activation lente, car les neurones associés ont une faible conduction. Elles peuvent être contractées longtemps, car elles sont résistantes à la fatigue et produisent un effort faible à modéré. Elles sont surtout dédiées à des activités posturales et statiques. Les muscles de types II, à l'inverse, peuvent fournir un effort intense sur un temps court. Utile pour des mouvements rapides, ils se fatiguent vite. Ils sont majoritaires dans les organes distaux comme les muscles des doigts. La répartition entre type I et type II dans un muscle varie selon les personnes et leurs besoins. Par exemple, un cycliste aura un quadriceps avec plus de types I et moins de types II qu'un sprinter.

### 1.4 Les synergies de la main

Cette description paraît exhaustive et donc suffisante pour la suite de cette étude. Pourtant, elle ne décrit que dans les grandes lignes le fonctionnement de l'actionnement de la main. Prouvons-le avec un exemple en nous penchant sur le cas du muscle long abducteur du pouce. Comme le suggère son nom, ce muscle permet l'abduction et l'antépulsion du pouce, nous l'avons noté précédemment. Mais il agit aussi sur la flexion du poignet lorsque ce dernier n'est pas stabilisé par les radiaux. Et lorsque le poignet est en extension, le long abducteur est rétropulseur du premier métacarpien, ce qui est l'inverse du comportement décrit précédemment. À travers ce cas particulier assez extrême, vous l'aurez compris, le fonctionnement est un peu plus complexe qu'il n'y paraît. Mais nous avons ici les connaissances suffisantes pour étudier un phénomène capital : les synergies.

En évoquant individuellement les composants de la main, on dissimule les couplages à l'origine des performances de cet organe. Les activités de la vie quotidienne ont forgé l'architecture de la main et ont indirectement assemblé la structure, l'actionnement et la commande. Le terme "synergie", du grec *synergia* qui signifie "qui travaille ensemble", est largement utilisé dans le monde des neurosciences. Il sert à décrire des actions réalisées conjointement par différents éléments pour atteindre un même but. C'est le cas des composants de la main qui agissent en symbiose [31]. Nous sommes capables de réaliser des mouvements complexes, mais il nous est impossible de contrôler la contraction individuelle d'un muscle, par exemple le fléchisseur radial du carpe (si vous en êtes capables, merci de me contacter). Lors d'une saisie d'objet, notre pensée pourrait être la suivante : "Je dois contracter le fléchisseur profond des doigts, le fléchisseur superficiel des doigts, les fléchisseurs, l'opposant et l'abducteur du pouce ainsi que quelques muscles intrinsèques pour stabiliser et des muscles extenseurs pour rigidifier la main". Pourtant, l'information à laquelle nous pensons est de plus haut niveau : on pense à attraper un objet. Il s'agit d'une approche écologique, qui considère que la perception des affordances (invitations à l'action), pour lesquelles on va spontanément adopter la bonne motricité. Par exemple, la forme d'une poignée de porte nous invite à la saisir sans réfléchir à toutes les actions nécessaires pour que notre main s'adapte à la forme de la poignée. Cette démarche s'oppose à l'approche cognitive pour laquelle le cerveau traite de manière séquentielle les informations pour prendre des décisions. Les jeunes enfants sont de parfaits exemples, car ils développent progressivement leur motricité. Quand un objet capte leur attention, ils préforment leur main, opposent le pouce et réalisent l'approche pour saisir puis manipuler. Ils décomposent les mouvements, car ils apprennent à recruter des fibres musculaires afin d'enclencher un mouvement souhaité, le tout asservi par la vision et le reste du système sensoriel. Plus le système nerveux central se développe, plus ils seront capables de réaliser des actions complexes, comme jouer d'un instrument de musique.

Alors que notre analyse systémique laisse à penser que le système nerveux central est seul responsable de la qualité des mouvements, il faut ajouter qu'une partie des performances est à imputer à la structure du système nerveux périphérique, musculaire et osseux. À chaque niveau, on retrouve l'apparition des synergies. Le système nerveux périphérique est composé de motoneurones connectés les uns aux autres. Grâce à leurs dendrites, plusieurs peuvent recevoir la commande de contraction d'une même source, et ne décider de s'activer qu'au-delà d'un seuil (recrutement spatial). Les muscles ont aussi une part importante dans les synergies. Comme évoqué dans le paragraphe sur le sous-actionnement, leurs liaisons tendineuses permettent l'actionnement de plusieurs degrés de liberté simultanément. Enfin, l'architecture

osseuse génère à son tour des combinaisons de mouvement. Par exemple, la forme de la liaison carpo-métacarpienne du pouce combinée à des contraintes ligamentaires entraîne une rotation du pouce autour de son axe lors de la flexion. Ce phénomène incontrôlable est le bienvenu pour améliorer la pince pollici-digitale.

En conclusion, la main est un organe qui tient ses performances de sa conception. Les éléments mécaniques, de commande et d'actionnement sont optimisés pour faciliter la réalisation des saisies, de manipulations et gestuelles avec un langage haut niveau. Répliquer la main biologique avec la technologie actuelle est donc tâche complexe. Pour commencer, il faudrait autant d'actionneurs que de degrés de liberté afin d'actionner indépendamment les articulations. Étant donné que la main comptabilise 26 degrés de liberté, il faudrait réussir à implanter 26 actionneurs dans un dispositif embarqué avec des contraintes de masse, d'encombrement et de consommation énergétique. Ajoutons que ces actionneurs doivent fournir une puissance équivalente aux muscles de l'avant-bras. Il faut ensuite extraire une commande à partir du système nerveux. En effet, un appareil prothétique actif nécessite un signal de commande issue d'une consigne qui vient de l'utilisateur. La récupération de cette consigne passe par une interface homme-machine qui acquiert et traite des signaux biologiques. Or la complexité du système nerveux rend compliqué l'extraction des données qui y transitent.

À partir des connaissances anatomiques et physiologiques listées dans ce chapitre, nous allons étudier comment concevoir un système pluritechnique le plus proche possible de la main avec les contraintes d'un appareil prothétique. Dans un premier temps, l'étude des interfaces neuronales et de leur exploitation nous permettra de développer une interface homme-machine pour générer des signaux de commande. Ensuite, nous examinerons comment concevoir une architecture mécanique afin de reproduire les gestes de la main.

# Chapitre 2

## Interface homme-machine pour de la commande prothétique

### 2.1 Les interfaces neuronales

La commande d'une prothèse robotique nécessite d'acquérir les consignes de l'utilisateur. Ces consignes sont générées puis transférées à travers les systèmes nerveux, Il convient donc de développer des solutions pour connecter un système d'acquisition aux systèmes nerveux : ce sont les interfaces neuronales. Il s'agit d'un point clé des prothèses actives, car les mobilités contrôlées perdent tout leur intérêt si la commande manque de fiabilité. En 2007, on estimait que 23% à 26% des adultes équipés de prothèses du membre supérieur délaissent leur équipement [32][33]. Le plus souvent, les patients préfèrent des appareils moins sophistiqués et ils décrivent les prothèses actives comme moins pratiques, moins durables, et plus imprévisibles que les solutions passives. Ils ajoutent que le manque de retour haptique est également un frein à l'utilisation au quotidien.

La recherche dans le domaine est très active pour développer des solutions plus fiables et plus intuitives. Dès les années 1960, Eberhard Fetz a été un pionnier dans le développement d'interfaces cerveau/machine. Il a montré qu'avec un retour d'information, des singes ont pu apprendre à consciemment contrôler la fréquence d'apparition des potentiels d'action de leurs neurones corticaux [34]. Par la suite, les avancées technologiques et le développement des connaissances du corps humain ont permis d'envisager le contrôle de prothèses actionnées. Diverses interfaces ont été développées : on répertorie des systèmes connectés au système nerveux central (SNC) ou au système nerveux périphérique (SNP), plus ou moins invasifs, unidirectionnel ou bidirectionnel.

### 2.1.1 Le cahier des charges d'une interface neuronale

Suivant leur lieu d'application et leur nature, les interfaces neuronales peuvent avoir un cahier des charges très différent. Néanmoins, elles partagent certaines contraintes pour assurer l'efficacité, la fiabilité et la sécurité du patient.

La biocompatibilité est la première contrainte. Il s'agit de l'intégration de l'interface à l'utilisateur, en particulier pour les systèmes invasifs, c'est-à-dire intégrés dans le corps humain. Cependant, la biocompatibilité ne représente pas uniquement de l'acceptation d'un corps étranger dans l'organisme, comme pour une prothèse passive, mais aussi des effets physiques engendrés par le fonctionnement. Les impulsions électriques doivent avoir des grandeurs physiques (tensions, fréquences...) compatibles avec les tissus environnants. Par exemple, une électrode de stimulation doit limiter le courant émis afin d'éviter une réaction d'oxydoréduction irréversible capable d'endommager les cellules du patient ainsi que l'électrode [35]. Les valeurs limites dépendent du lieu d'implantation ainsi que du type d'électrode. La longévité de l'électrode dans le corps est également un élément important. À long terme, l'électrode peut se retrouver encapsulée dans des tissus fibreux qui modifient l'interface physique entre l'électrode et son milieu [36]. L'envoi ou la réception de signaux se retrouve altéré et le système nécessite une nouvelle calibration. Même si la longévité reste un verrou majeur, certains exemples nous prouvent qu'il est possible de considérer une implémentation à long terme. Une électrode corrigeant la chute de pied chez un patient hémiparétique a été ainsi implantée avec succès pendant 12 ans [37].

La deuxième contrainte de conception concerne la sélectivité de l'information. L'interface doit être capable de se focaliser sur une zone la plus petite possible de manière à garantir une résolution spatiale et temporelle élevée, ou une stimulation sélective. Dans le même temps, elle doit être isolée de toutes perturbations électriques de cellules non ciblées. La miniaturisation semble donc être un point clé pour la conception d'une interface neuronale. Néanmoins, une interface placée au plus près de zones d'intérêts du système nerveux implique une implémentation plus invasive.

Pour terminer, l'interface neuronale doit avoir un comportement constant. Par exemple, les mouvements du cerveau dans la boîte crânienne peuvent faire varier la distance entre un groupe de neurone cible et une électrode, modifiant la qualité du signal. Les systèmes intégrés risquent de subir des détériorations telles que des ruptures de conducteur ou d'isolant qui transforment leurs caractéristiques [38]. Dès lors, il est indispensable de procéder régulièrement à une calibration de l'interface. Dans les cas les plus graves, l'électrode peut devenir inopérante. La

dégradation des performances résulte également de la modification de la zone d'implantation de l'électrode chez le sujet. À proximité de l'interface, il est fréquent de mesurer une dégénérescence nerveuse ([39] [40]) et l'apparition de macrophages et d'astrocytes en réponse à un corps étranger [41]. Ces deux phénomènes s'additionnent pour atténuer les signaux et isoler la zone d'intérêt de l'électrode, ce qui conduit à une diminution des performances du système. D'autres singularités comme les hémorragies intracérébrales ont des effets encore mal quantifiés et font actuellement l'objet de recherches [42].

### 2.1.2 Les interfaces neurales dans le système nerveux central

Les interfaces neurales du système nerveux central sont classées en fonction de leur positionnement géographique. Plus les électrodes sont incorporées profondément dans le système nerveux, plus l'interface est invasive, et plus l'information captée est focalisée sur une zone ciblée. La description des interfaces suivantes est inspirée de la revue bibliographique [43].

#### L'électroencéphalographie de surface

L'électroencéphalographie de surface (EEG) est la solution la moins invasive. Elle est composée d'électrodes posées à la surface du cuir chevelu capables de capter des ondes cérébrales issues de différentes régions du cerveau. L'EEG est l'interface neurale du SNC la plus utilisée, car il s'agit du système le plus facile et rapide à mettre en oeuvre. Aucune intervention chirurgicale n'est nécessaire et aucun risque de séquelles n'a été mis en évidence. Ce type de dispositif permet d'extraire des informations très hauts niveaux et de générer des signaux de commande [44]. Le déplacement d'un curseur sur un écran, le contrôle d'un fauteuil roulant et l'électrostimulation de muscles paralysés sont des applications de l'EEG ayant fait l'objet de recherche [45]. À ce titre, en 2005, Müller-Putz et al. ont étudié la possibilité de substituer le joystick de contrôle d'une neuroprothèse par une interface cerveaux machine type EEG chez un patient avec une défaillance grave de la moelle épinière [46].

Néanmoins, le faible débit d'information de l'EEG est un défaut majeur. L'accès à l'activité neuronale du cerveau est entravé par la distance séparant les électrodes des neurones. Le cuir chevelu et la structure osseuse de la boîte crânienne isolent les électrodes et agissent comme un filtre qui bride l'acquisition de l'information. Le liquide céphalo-rachidien et la peau sont de bons conducteurs et le diploé osseux est très isolant. À cause de leurs caractéristiques physiques, on visualise une diminution de l'amplitude et une augmentation de la synchronisation des ondes cérébrales (principalement de 15 à 30 Hz). Les ondes Gamma, d'une fréquence supérieure à

40Hz, disparaissent complètement. De plus, la localisation de l'acquisition est imprécise et il est impossible de cibler une zone de l'encéphale. Il est donc difficile de récupérer des informations pour réaliser un signal de commande à un débit convenable. En 2015, Chen et al. sont parvenus à atteindre un débit de 12 mots par minutes avec une interface EEG. Ces résultats sont prometteurs, mais il est difficilement concevable de réaliser des opérations de motricité fine à partir de signaux EEG.



FIGURE 2.1: Dispositif électroencéphalographique 256 canaux de la société Compumedics Neuroscan.

### L'électroencéphalographie intracrânienne

L'électroencéphalographie intracrânienne est la moins invasive des solutions intégrées dans la boîte crânienne. Ce procédé consiste à mettre en place des électrodes à la surface du cerveau afin d'enregistrer l'activité électrique du cortex cérébral. Elles se trouvent à différents niveaux suivant la technologie utilisée : L'interface peut être localisée sur la pie-mère, sous la dure-mère (EEG sous-durale), ou sous les méninges (figure 2.2). Dans le dernier cas, les électrodes sont en contact direct avec la surface corticale, on parle alors d'électrocorticographie (ECoG). L'électroencéphalographie intracrânienne résout en partie les problèmes de la mesure en surface. En effet, la peau et la couche osseuse ne s'opposent plus à la propagation de l'activité électrique, l'information subit donc moins de déformations. En contrepartie, le dispositif est bien plus invasif et l'installation nécessite une intervention neurochirurgicale complexe.

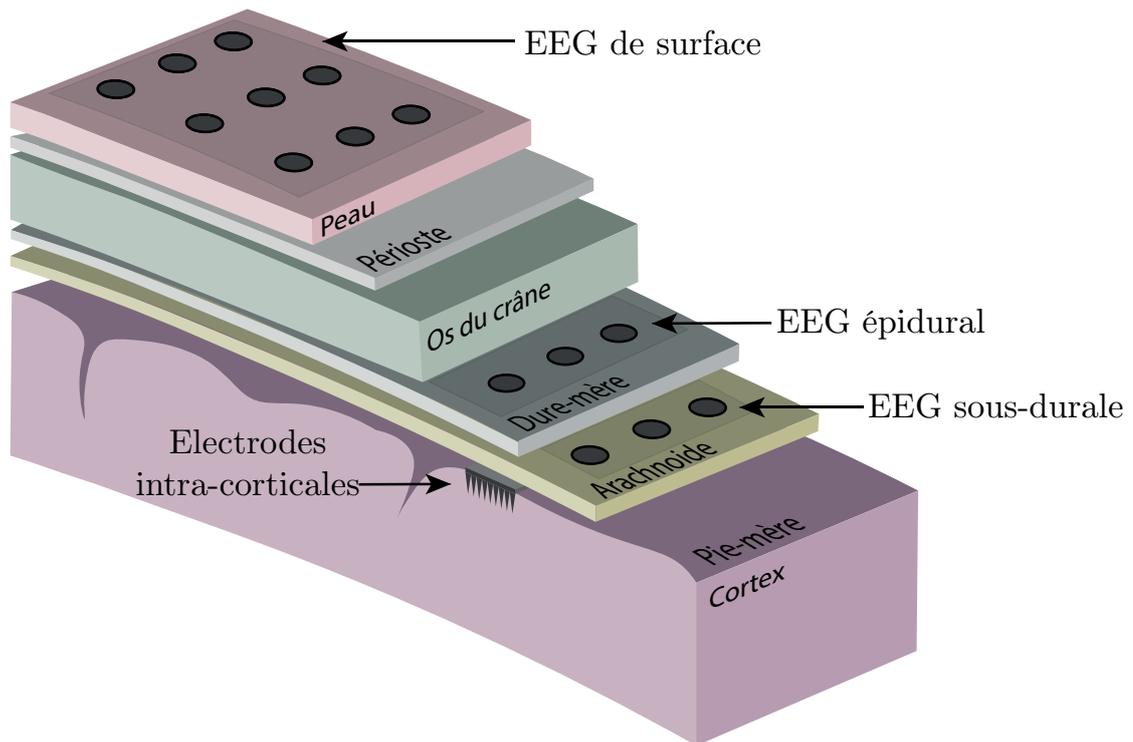


FIGURE 2.2: Positionnement des différents types d'interfaces neuronales autour du système nerveux périphérique

Ces interfaces neuronales sont principalement utilisées dans le diagnostic de l'épilepsie. Elles sont mises en place lors de bilans pré-chirurgicaux pour localiser le tissu épileptogène avant de le retirer. Dans le cadre de la commande robotique, l'ECoG a montré des performances équivalentes à l'EEG avec un temps d'apprentissage de l'utilisateur réduit [47]. Ces améliorations sont dues à une meilleure sélectivité même s'il reste encore des progrès à réaliser afin d'envisager le contrôle de la motricité fine. Pour augmenter la biocompatibilité, la sélectivité et la résolution du signal, le développement des ECoG se focalise sur la réduction de l'impédance et des dimensions des électrodes, ainsi que la souplesse du maillage à la surface de contact [48]. Le comportement de ce dispositif sur le long terme est encore peu connu et l'équilibre entre les risques et le bénéfice est d'autant plus difficile à évaluer qu'il dépend considérablement du patient.

Pour que ce type de dispositif devienne viable pour du contrôle de système, il est nécessaire de caractériser l'atténuation des hautes fréquences. Les ondes Gamma, situées autour de 40Hz, mais pouvant atteindre 100Hz, correspondent au rythme cérébral avec la fréquence la plus élevée. Elles ont été fortement corrélées à des phénomènes cognitifs et moteurs, ce qui souligne leur intérêt pour générer des commandes de prothèses actives. Malheureusement, l'acquisition et le traitement de ces ondes restent un verrou pour l'exploitation d'interface EEG intracrânienne.

## Electrodes intracorticales

Intégrer des électrodes au plus près des neurones permet d'augmenter la sélectivité du signal et le débit des données. De ce fait, les électrodes intracorticales représentent la solution la plus performante pour extraire des informations du cerveau [49]. L'acquisition est focalisée sur un groupe de neurones réduit et présente un faible rapport signal sur bruit [50]. Ce type d'interface neuronale a été utilisée pour le contrôle d'un bras robotique par un patient tétraplégique [51], le développement d'une prothèse visuelle corticale [52], ou encore le traitement de l'épilepsie et de la maladie de Parkinson [52],[53].

En fonction de la technologie, les électrodes intracorticales peuvent enregistrer des potentiels d'actions d'un seul neurone, ou alors étendre leurs mesures à plusieurs neurones environnants. Le choix du positionnement est essentiel et il est réalisé de manière à mesurer une zone d'intérêt spécifique afin de répondre à la fonction choisie.

Les points négatifs sont à la hauteur des avantages. Cette interface est hautement invasive et il n'est pas encore envisageable de l'implanter sur le long terme, car sa faible stabilité affecte sa fiabilité [36]. En effet, l'amplitude des signaux a tendance à diminuer en raison de la dégradation de l'électrode et de la modification de l'environnement à proximité du dispositif. Certains canaux se retrouvent complètement déconnectés, nécessitant alors une nouvelle intervention neurochirurgicale comportant des risques. Des variations spatiales ont également été observées. Pour une mesure sur une seule unité (et donc un seul neurone), seulement 39% des patients ont conservé une mesure stable pendant 15 jours [36]. Les électrodes intracorticales apparaissent alors inapplicables dans le cadre d'une utilisation chronique.

### 2.1.3 Les interfaces neurales dans le système nerveux périphérique

Le système nerveux périphérique assure la transmission des signaux entre le système nerveux central et le reste du corps. On y trouve l'ensemble des informations motrices et sensorielles nécessaires à la commande d'une prothèse bionique. À l'instar des dispositifs du système nerveux central, différents degrés d'invasivité distinguent les solutions. Une fois encore, des électrodes seront d'autant plus efficaces qu'elles poseront des problèmes de biocompatibilité et de stabilité. En effet, des maladies ou des traumatismes sont susceptibles d'altérer, voire détruire des nerfs menant à une diminution de la motricité et de la perception. Notre sujet reste les prothèses robotiques, mais il convient de garder à l'esprit que la majorité des handicaps moteurs sont liés à l'inactivité d'un membre et non à sa disparition. En cas de dégénérescence nerveuse, l'utilisation d'électrodes peut être envisagée, non pas pour acquérir des signaux, mais pour

commander les muscles inactifs par électrostimulation. La collecte de l'information devra alors être réalisée en amont de la chaîne de commande, principalement au niveau du système nerveux central.

### **L'électromyographie de surface**

L'électromyographie de surface (sEMG) est une mesure indirecte de l'activité neuronale, car les potentiels électriques sont émis par le muscle lors de sa contraction volontaire. Les signaux mesurés renseignent sur l'amplitude de la contraction des fibres musculaires à proximité du capteur. Comme il s'agit de la conséquence de la requête issue du motoneurone, il est envisageable de recalculer la consigne. En résumé, on mesure la réaction afin d'en déduire l'action. Une fois encore, les dispositifs montés en surface sont extrêmement répandus. La mise en place ne demande aucune opération chirurgicale et des périphériques d'acquisitions sont disponibles en vente libre pour des utilisations dépassant le cadre médical. Pour le contrôle de prothèses actives, les électrodes sEMG représentent le choix dominant dans la littérature [54]. Elles sont alors communément appelées prothèses myoélectriques. La prothèse *Bebionic Hand*<sup>®</sup> de *OttoBock*<sup>®</sup> [55] et la prothèse *i-LIMB*<sup>®</sup> de *Össur*<sup>®</sup> [56] sont les solutions myoélectriques les plus courantes.

Un des avantages d'une acquisition au niveau du système nerveux périphérique est qu'il est possible de cibler un type d'information par le positionnement des électrodes. En effet, le cervelet a un rôle de démultiplexage des commandes motrices entre le SNC et le SNP. Alors que l'acquisition EEG de surface au niveau du cerveau apporte un nombre colossal de données difficiles à décorrélérer, l'EMG de surface n'a accès qu'aux informations motrices du muscle qu'il capte. Ce positionnement assure que seuls les éléments nécessaires au contrôle de la prothèse sont disponibles.

À l'heure actuelle, cette technologie d'acquisition est la plus aboutie. Il reste néanmoins de nombreux points négatifs pour espérer une amélioration du fonctionnement. On retrouve les mêmes limitations que la mesure en surface du SNC. Certes, le système osseux n'entrave pas la propagation des signaux EMG, mais une couche de tissu adipeux s'ajoute à la peau pour filtrer les signaux et appauvrir l'information. En outre, la quantité de masse grasseuse au niveau de la mesure a une incidence avérée sur la qualité de l'acquisition [57]. La force de la mesure EMG de surface se révèle être sa faiblesse : comme la mesure se concentre sur un nombre de fibres musculaires restreint, les données acquises sont limitées au contrôle d'une partie réduite de la motricité. Étant donné que la main comporte de nombreux muscles, il faudrait

autant d'électrodes pour recalculer la totalité de la commande. Or, les muscles profonds et les muscles intrinsèques sont inatteignables avec cette technologie. Par conséquent l'identification de l'actionnement sera forcément parcellaire. L'EMG de surface part du principe que le système nerveux et musculaire sont intacts. Il s'agit d'une nouvelle limitation de cette technologie. Si le SNP est atteint, la commande risque d'être atténuée, voire absente. Des cas de myopathie peuvent également affecter le signal, avec une disparition de l'activité EMG malgré la présence de potentiels d'action des motoneurones.

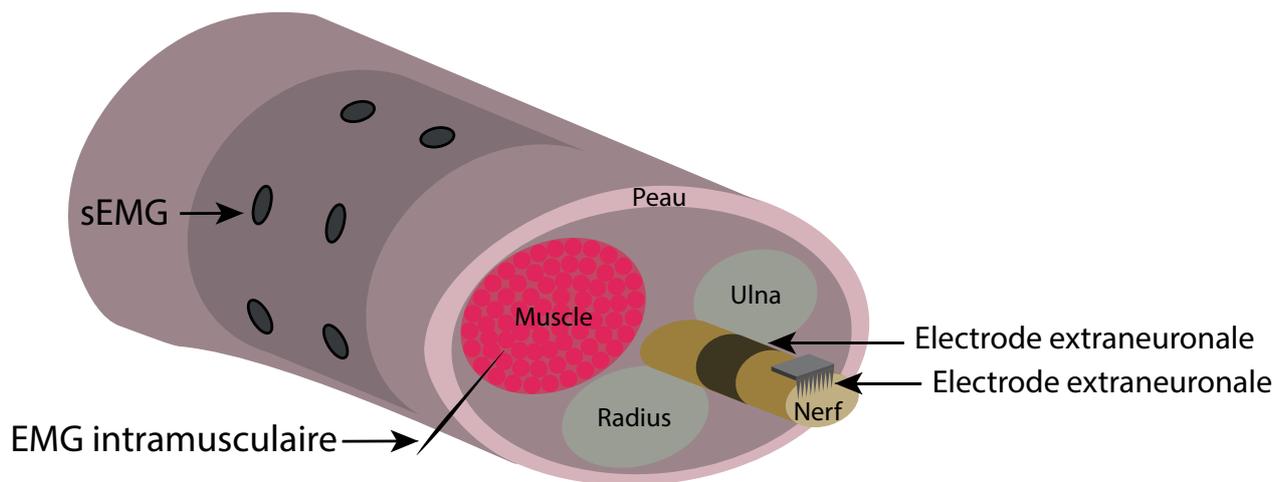


FIGURE 2.3: Positionnement des différents types d'interfaces neuronales autour du système nerveux périphérique

### L'électromyographie intramusculaire

A priori, les électrodes intramusculaires combinent les défauts de l'EMG de surface et des électrodes invasives. La proximité de l'électrode avec un groupe restreint de fibres musculaires permet de remonter à l'activité individuelle des motoneurones [58]. La mesure est plus facilement exploitable que son homologue en surface, et elle conserve un caractère localisé. Contrairement aux interfaces neuronales invasives du SNC, il existe des capteurs myoélectriques conçus pour une implémentation sur une longue période. À titre illustratif, des électrodes implantées pendant 4 mois sur un chat n'ont présenté aucune détérioration des performances [57].

Le choix entre l'EMG de surface et l'EMG intramusculaire est une question de compromis. Les mesures intramusculaires apportent des améliorations pour la commande de prothèses actives [59]. L'expérience montre que l'erreur de suivi de trajectoire et le dépassement de la consigne sont sensiblement diminués avec une mesure intramusculaire. Néanmoins, le débit de données et le taux de réussite sont équivalents, et la vitesse moyenne est plus élevée avec l'EMG de surface. Malgré la meilleure sélectivité du signal des électrodes invasives, les faibles

améliorations justifient difficilement le recours à l'utilisation d'électrodes intramusculaires.

Néanmoins, cette expérience ne propose pas d'étude de la stabilité du signal dans le temps. L'EMG de surface dépend de l'interface entre la peau et les électrodes. La sudation modifie l'impédance et le placement des électrodes modifie les fibres ciblées. L'électrode intramusculaire ne souffre pas de ces défauts et propose une mesure robuste dans le temps [60]. L'EMG intramusculaire est alors une solution envisageable pour du contrôle de prothèses.

Récemment, une nouvelle solution à cheval entre l'EMG intra-musculaire et l'EMG de surface est apparue. Le capteur IMES®(pour Implantable Myoelectric Sensors), implanté sous la peau, capture l'activité musculaire à la surface des muscles [61]. Il se rapproche de l'EMG de surface en supprimant les principales difficultés imposées par la modification de l'interface. Ce capteur a été utilisé sur les muscles résiduels d'un patient amputé et les premiers résultats soulignent une amélioration de la commande par rapport à l'EMG de surface.

### **Les électrodes extra-neuronales et intra-neuronales**

Dans le SNP, une mesure au niveau du nerf est envisageable. Deux solutions sont disponibles : les électrodes extra-neuronales placées à la surface du nerf, ou les interfaces intra-neuronales intégrées dans le nerf [62].

La forme la plus répandue d'électrodes extra-neuronales est l'électrode à manchon. Elle se présente comme une enveloppe qui enrobe le nerf au niveau de l'épinèvre. Ces électrodes peuvent être utilisées pour récupérer les signaux qui transitent dans le nerf ou pour de l'électrostimulation [63]. Par son positionnement, l'électrode à manchon cible un nerf, la mesure subit ainsi moins de perturbations environnantes que les électrodes EMG. Dans le cas de stimulations, le courant est confiné dans l'électrode et n'a aucune incidence sur les nerfs voisins. Pour les amputés, une stimulation bien calibrée du nerf afférent est capable de simuler un retour haptique du membre fantôme [64]. L'étude a montré que les patients amputés augmentent leur dextérité grâce à ce type de retour sensoriel.

Même si les électrodes à manchon sont utilisées depuis des années, il existe des risques non négligeables de détérioration du nerf. La fragilité des tissus nerveux et les propriétés physiques et géométriques expliquent cette détérioration. Des mesures sur des lapins ont montré que 27% des axones myélinisés étaient endommagés seulement deux semaines après l'opération. Notons qu'après le retrait de l'électrode, les axones se sont régénérés pour retrouver leur niveau normal après 16 mois de convalescence.

Les électrodes intra-neuronales peuvent être implantées longitudinalement ou transversa-

lement dans l'épinèvre, voire le périnèvre. Le placement longitudinal dans un fascicule est le plus commun. Ce type d'électrode présente une très bonne sélectivité du signal avec un rapport signal sur bruit élevé. Si la majorité des essais ont été réalisés sur des animaux, un chercheur s'est porté volontaire pour recevoir une matrice de 100 électrodes dans le nerf médian pendant 3 mois [65]. Ces électrodes ont généré un signal de retour de force pour permettre au patient de réguler la force de saisie d'une prothèse. Elles ont également été utilisées dans la récupération des signaux pour commander un fauteuil roulant.

De par leurs avantages et leurs inconvénients, les électrodes intra-neuronales se rapprochent des électrodes intra-corticales. Cette solution est très invasive et détériore les tissus à proximité. Le mouvement des organes entraîne le déplacement des aiguilles qui endommagent les cellules voisines et déclenche une réponse inflammatoire. Les électrodes ont une durée de vie limitée, ce qui restreint davantage l'approche à long terme. À l'occasion de l'expérience sur l'homme, une fraction des 100 électrodes étaient encore opérationnelles après 3 mois [65].

### 2.1.4 Quelle est l'interface à choisir ?

Il n'existe aucun choix universel susceptible de convenir à tous les patients souffrant de déficience motrice. Chaque type de pathologie nécessite une réponse spécifique. Par exemple, des dégénérescences nerveuses peuvent être abordées au moyen de neuroprothèses. Les neuroprothèses consistent à pratiquer des électrostimulations sur des muscles qui ne sont plus atteints par le système nerveux périphérique. On parle alors de stimulation électrique fonctionnelle. La commande est récupérée au niveau du SNC (par exemple avec des électrodes intra-corticales) afin de stimuler les fibres musculaires avec des impulsions électriques générées par des électrodes [66].

Si le SNP est opérationnel, il est préférable de l'utiliser comme source d'informations. La ramification du SNP agit comme un démultiplexeur qui simplifie la tâche d'extraction de la commande. Une mesure au niveau des motoneurons ou des muscles filtre la masse d'information du SNC. Elle met à disposition une commande propice à des opérations de motricité fine. De plus, la solution EMG de surface est non invasive et facile à mettre en place. Ces avantages expliquent le succès des prothèses myoélectriques. L'EMG de surface comporte néanmoins des points négatifs. En effet, l'interface entre le capteur et la peau est modifiée dans le temps en raison de la sueur et de micro déplacements des électrodes. Ces entraves à la mesure limitent la complexité du signal de commande.

Quand bien même l'acquisition de signaux de contrôle semble plus pertinente au niveau du

SNP, certaines difficultés subsistent. Chaque individu est unique et les différences sont d'autant plus présentes au niveau du SNP. Le système musculaire est le siège de disparités notables (variation de la masse musculaire, des taux de type 1 et de type 2, etc). Dans l'avant-bras, le long palmaire est absent chez 15% de la population (supra chapitre 1). De surcroît, pour un patient amputé, une mesure au niveau des muscles résiduels dépend de la nouvelle architecture, qui elle-même dépend de l'opération. Les électrodes du SNP représentent une solution justifiée, mais les algorithmes de traitement du signal doivent évoluer pour augmenter les capacités d'extraction de la commande de motricité fine.

Un dernier phénomène joue en défaveur du SNP. En effet, un nerf du SNP nécessite une connexion à une cible active pour survivre. En cas de lésions, les fibres nerveuses subissent une dégénérescence wallérienne et la connexion disparaît. Toutefois, les gaines de Schwann persistent et une repousse du nerf est possible sous conditions (taille de la séparation ; temps nécessaire à la réparation ; état du segment proximal du nerf). Des solutions de systèmes bio-hybrides sont en cours de développement pour guider la régénération nerveuse et ainsi recréer les connexions [67].

En conclusion, le choix d'une interface neuronale est dépendant de l'objectif et de la pathologie. Le meilleur placement est communément dicté par l'état de santé du patient et les fonctions que doit remplir le capteur. La solution n'est pas nécessairement unique et les avancées technologiques continuent d'ouvrir des portes grâce à de nouveaux matériaux et des algorithmes de traitement du signal plus efficaces.

## **2.2 Le contrôle de prothèse par traitement électromyographique de surface**

Le positionnement en surface des électrodes est la seule alternative non invasive. Elle représente la solution idéale pour une implémentation sur le long terme. Dans le cas de patients amputés, le choix entre sEMG et EEG de surface est évident : Comme les muscles résiduels ou les muscles en amont donnent accès au SNP via une mesure électromyographique, l'EMG de surface est privilégié. L'électromyographie de surface représente ainsi le choix technologique le plus justifié pour du contrôle de prothèse.

Ce choix est fortement encouragé par de récentes évolutions majeures dans le domaine du traitement de données. En effet, le principal défaut de la mesure sEMG est son manque de sélectivité, son faible ratio signal sur bruit, et la variation des caractéristiques de l'interface. Dès

lors, trouver un algorithme de traitement du signal fiable et stable est un vrai défi. Néanmoins, l'évolution exponentielle de la puissance de calcul informatique depuis les années 1970 [68] a ouvert de nouvelles possibilités. L'explosion de l'intelligence artificielle en est la preuve et l'apprentissage machine propose des performances encore inimaginables 20 ans auparavant [69]. Notre approche est la suivante : exploiter les avancées scientifiques en *machine learning* en l'appliquant au traitement des signaux sEMG. Le point de départ de notre démarche est en accord avec les avancées récentes dans le domaine : l'information nécessaire à la commande est complexe à extraire, mais si elle est accessible, alors une intelligence artificielle est capable de l'extraire.

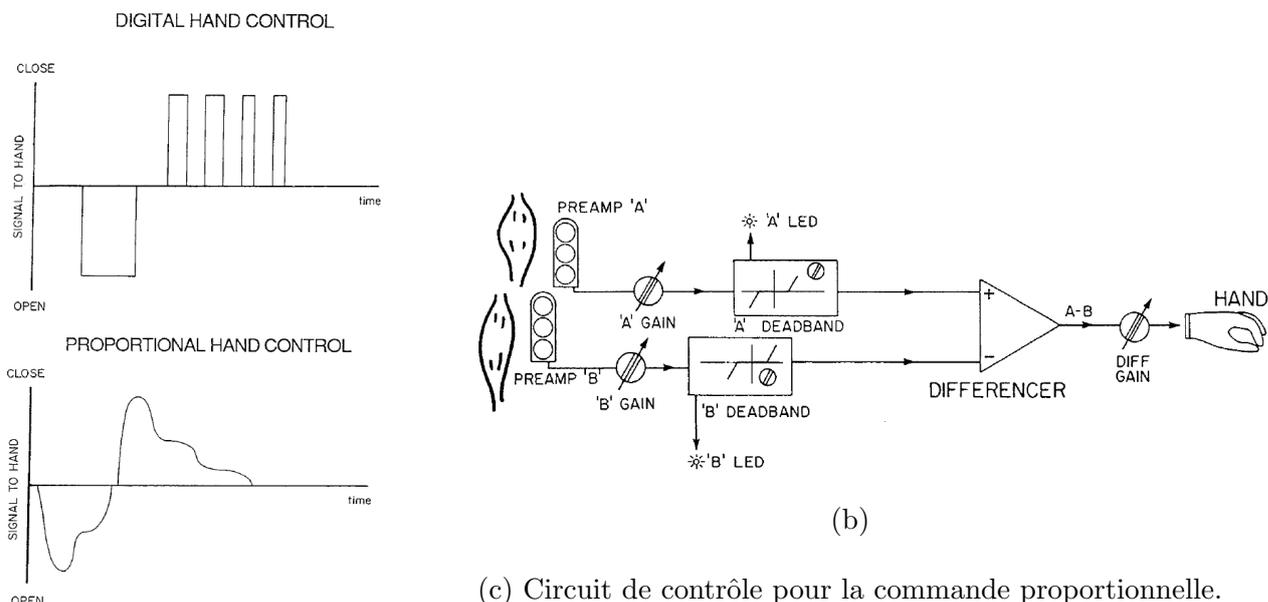
### 2.2.1 État de l'art en commande de prothèse par signaux électromyographiques

#### La genèse de la commande électromyographique

Les recherches autour de la commande de prothèse sont récentes, elles se concentrent sur ces 40 dernières années. Avant les années 70, il était difficile d'envisager des mains robotiques anthropomorphiques en raison de lacunes technologiques. Les avancées en stockage d'énergie (principalement avec de nouvelles compositions de batterie), en sciences des matériaux (avec l'explosion des matériaux composites), en électronique embarquée et électronique de puissance permettent d'envisager l'actionnement de prothèses.

Dans les années 1980, les prothèses actionnées du membre supérieur ont peu de degrés de liberté (voir infra Chapitre 3). Les mains sont remplacées par des pinces pour réaliser des saisies. La commande tout ou rien (TOR) représente la plus simple des approches en automatique, mais des limites apparaissent très rapidement. Dès 1984, Lee et al. proposent un algorithme de reconnaissance des motifs EMG pour commander un bras actionné [70]. Les motifs étaient ensuite classifiés avant de générer la commande. En 1991, la commande proportionnelle est développée (figure 2.4a). Il s'agit de faire varier la tension d'alimentation de l'actionneur proportionnellement à la tension mesurée par les électrodes [71]. La solution retenue consiste à récupérer un signal de contraction pour 2 muscles antagonistes. À l'image des muscles fléchisseurs et extenseurs de l'avant-bras, un actionneur est dédié à un mouvement de fermeture de main, et l'autre à l'ouverture. Le contrôleur calcule la différence entre l'intensité d'activation des muscles pour actionner la main en flexion ou extension (figure 2.4b). Cette approche propose un contrôle plus fin que la commande TOR : Plus le patient contracte son muscle, plus la main va se fermer ou s'ouvrir rapidement. Néanmoins, deux défauts principaux influencent la recherche jusqu'à

aujourd'hui :



(a) Comparaison entre le signal de contrôle TOR (digital control en anglais) et un signal proportionnel.

FIGURE 2.4: Le contrôle de prothèse active début des années 1990 [71].

Premièrement, l'information extraite du signal est très réduite. Seule la valeur efficace du signal (RMS) est utilisée. L'extraction d'éléments caractéristiques du signal (ou features) peut fournir des renseignements bien plus riches sur l'activation des motoneurones.

Deuxièmement, l'amplitude du signal EMG est une fonction de l'activation musculaire. Elle est donc liée à un effort dans une architecture mécanique. La commande en tension d'un moteur électrique agit sur la vitesse de rotation. La variation du couple, et donc de l'effort, n'est qu'une conséquence non asservie de la commande en vitesse. En conclusion, la commande proportionnelle de la tension d'alimentation du moteur est inadaptée à la réussite d'une saisie d'objet. Morita et al. ont proposé une commande en couple début des années 2000 [72]. Plutôt que de proposer une proportionnalité entre le couple et l'amplitude du signal EMG, les auteurs ont préféré entraîner un réseau de neurones (figure 2.5). Avant d'entrer dans le réseau, le signal EMG est redressé puis filtré avec un passe bas d'ordre 2. Le couple cible servant de consigne à la prothèse est issu d'un calcul de dynamique inverse. Avec le modèle dynamique inverse, le couple nécessaire est estimé pour passer d'un angle mesuré sur la prothèse à un angle désiré. L'angle désiré est issu d'une mesure sur la main valide du patient amputé.

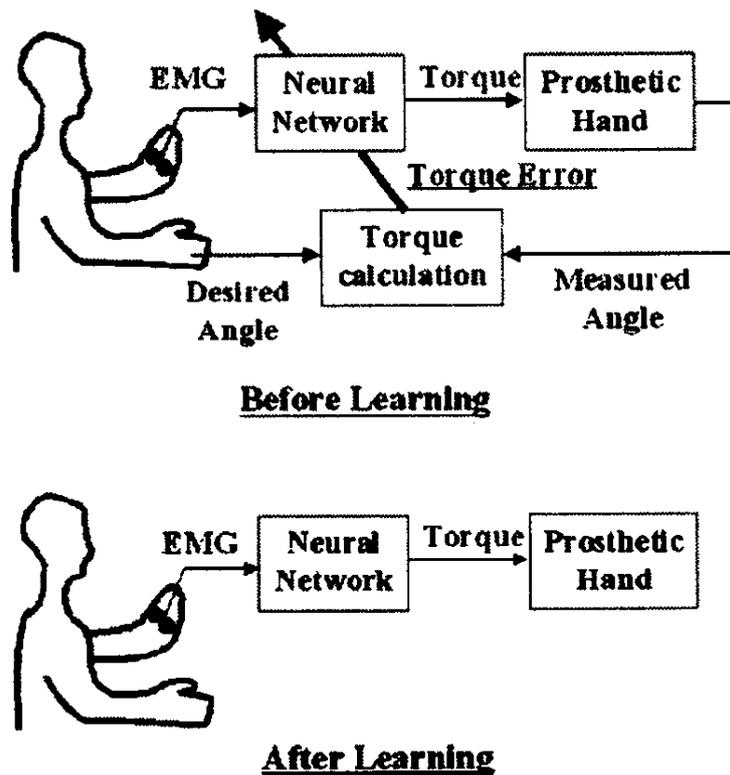


FIGURE 2.5: Architecture d'apprentissage et de déploiement d'un réseau de neurones pour la commande en couple d'une prothèse robotique [72].

En résumé, une consigne de position est extraite en copiant la main valide, puis on entraîne un contrôleur pour que la prothèse suive cette consigne. L'étape d'estimation du couple semble superflue dans cette optique, car il n'y a pas d'asservissement en force. Un retour d'effort, par exemple à l'aide d'une jauge de déformation ou indirectement avec une mesure du courant consommé par le moteur, permettrait un asservissement de la force de saisie. L'effort appliqué sur un objet est une variable critique à la réussite d'une saisie : une force trop importante risque d'endommager l'objet alors qu'une force trop faible peut engendrer du glissement. Les systèmes robotiques actuels sont fréquemment dotés de capteurs de position et de force pour un asservissement de ces grandeurs physiques en interne. Une consigne de position est envoyée au contrôleur et il corrige en autonomie la commande. La tension régulée garantit une faible erreur de position et la commande en courant assure un couple modéré.

Depuis, la régulation de l'effort est majoritairement assurée par la conception de l'architecture de la main (voir infra Chapitre 3), en particulier grâce aux liaisons sous-actionnées. Il reste donc à assurer l'asservissement en position de la prothèse. Dès lors, il est indispensable de s'intéresser au lien entre signaux EMG et mouvement de la main.

## Le choix des caractéristiques du signal

L'état de l'art présente le machine learning comme la meilleure approche pour identifier la relation entre un signal EMG et les mouvements. Dès l'année 1989, Hiraiwa et al. proposent un réseau de neurones artificiels pour de la classification de mouvements [73]. Malgré une évolution majeure des performances des classifieurs, l'approche n'a pas changé.

Initialement, un des défis était d'extraire les caractéristiques (features) pertinentes du signal afin d'augmenter la précision de la classification [74]. Dès 1997, Merletti et al. proposent une normalisation dans le protocole de la mesure EMG, en ajoutant des recommandations à propos du traitement du signal [75].

La méthode plébiscitée pour une analyse temporelle est un lissage par un filtre passe-bas du signal redressé. La constante de temps du filtre doit être comprise entre 10 et 250ms et l'utilisation d'un filtre à réponse impulsionnelle finie est recommandée. Cette approche peut être assimilée à une détection linéaire d'enveloppe. Il est aussi possible d'exploiter la valeur efficace du signal (RMS) ou la valeur moyenne redressée.

Pour le traitement fréquentiel, le calcul de la densité spectrale de puissance est mis en avant. Il s'agit du carré du module de la transformée de Fourier divisé par la largeur de bande spectrale. Rappelons que les motoneurones augmentent leur fréquence de décharge lors de la contraction musculaire. Les variations fréquentielles vont de pair avec l'augmentation de la valeur moyenne du signal filtrée avec un passe-bas.

A priori, il est difficile de voir quelle approche est la plus pertinente pour extraire des informations du signal EMG. L'approche temporelle a montré de bons résultats. Par exemple, la commande en couple proposée par Merletti et al. utilise l'analyse temporelle avec un filtre passe-bas [72].

L'approche fréquentielle est également répandue. Dès 1992, Uchida et al. utilisent le résultat de la transformée de Fourier comme features pour la reconnaissance de mouvements. La transformée en ondelettes a ensuite dépassé la transformée de Fourier [76][77]. Cette évolution se justifie, car la transformée de Fourier est connue pour réaliser une analyse fréquentielle sans la possibilité de localiser les changements temporels abrupts, alors que les transformées en ondelettes comblent cette lacune. La transformation de Hilbert-Huang (HHT) représente aussi une amélioration des transformées en ondelettes idéale pour atténuer le bruit du signal EMG [77]. La méthode HHT partage les avantages de la transformée en ondelettes, comme la multi-résolution, mais fait disparaître la difficulté du choix d'une fonction de base.

## Les algorithmes d'apprentissage

Le choix d'un algorithme d'apprentissage est essentiel afin d'obtenir de bonnes estimations de la motricité. L'objectif de la majorité des recherches dans le domaine est de réaliser une classification de mouvement. En d'autres termes, il faut choisir, à partir d'un nombre fini de mouvements, celui qui est lié aux features [3]. Chaque mouvement représente une classe. Il est commun de comptabiliser une dizaine de classes, chacune liée à un mouvement de la vie quotidienne. Les classes les plus importantes sont représentées sur la figure 2.6.

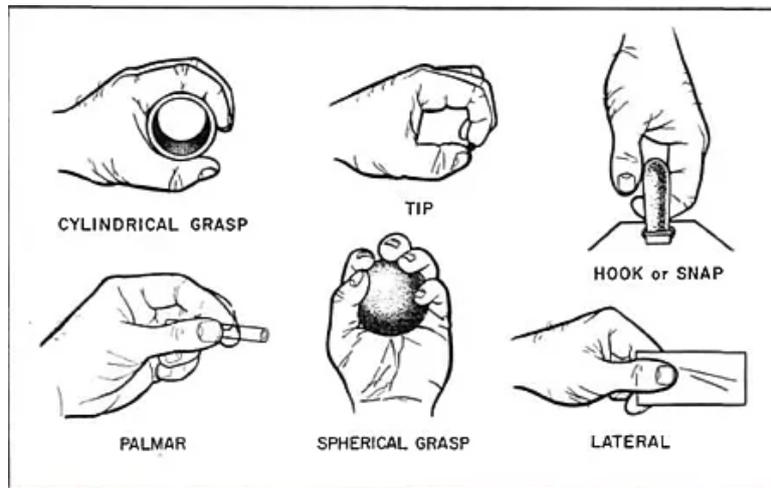


FIGURE 2.6: Principales classes de mouvements de la main.

Jusqu'en 2010, les algorithmes les plus utilisés sont les machines à vecteurs de support (SVM pour Support Vector Machine), les algorithmes des forêts aléatoires (Random Forests), l'analyse discriminante linéaire (LDA pour Linear Discriminant Analysis) et la méthode des  $k$  plus proches voisins ( $k$ -nn pour  $k$ -nearest neighbors). Sur des bases de données avec une dizaine de classes, il est commun d'atteindre plus de 95% de réussite de la classification. Atzori et al. proposent en 2016 une comparaison de ces différentes méthodes avec un réseau de neurones convolutif [78]. Les résultats, présentés dans la figure 2.7, comportent une analyse sur 3 ensembles de sujets de la base de données Ninapro [79] [80]. Le premier ensemble inclut 27 sujets sans pathologie, le deuxième ensemble passe à 40 sujets sans pathologie, alors que le troisième ensemble comprend 11 amputées trans-radiaux. Dans le même temps, l'influence des features est aussi comparée. La liste des features comporte la valeur efficace (RMS), l'histogramme (HIST) décrit par Zardoshti-Kermani et al. [81], l'approche temporelle statistique (TD) proposée par Hudgins et al. ([81]), la transformée en ondelettes discrète (mDWT) et la combinaison normalisée de tous les features précédemment cités. Le signal en entrée du réseau de neurones est extrait sur une fenêtre temporelle de 150ms avant de subir un calcul de va-

leur efficace (RMS) et d'être filtré par un filtre passe-bas à 1Hz. Notons que la performance des classifieurs n'excède pas 80%, car la base de données utilisée comprend 50 mouvements de mains. Plus le nombre de classes est important, plus les mouvements se ressemblent, il est alors difficile pour les classifieurs de les distinguer.

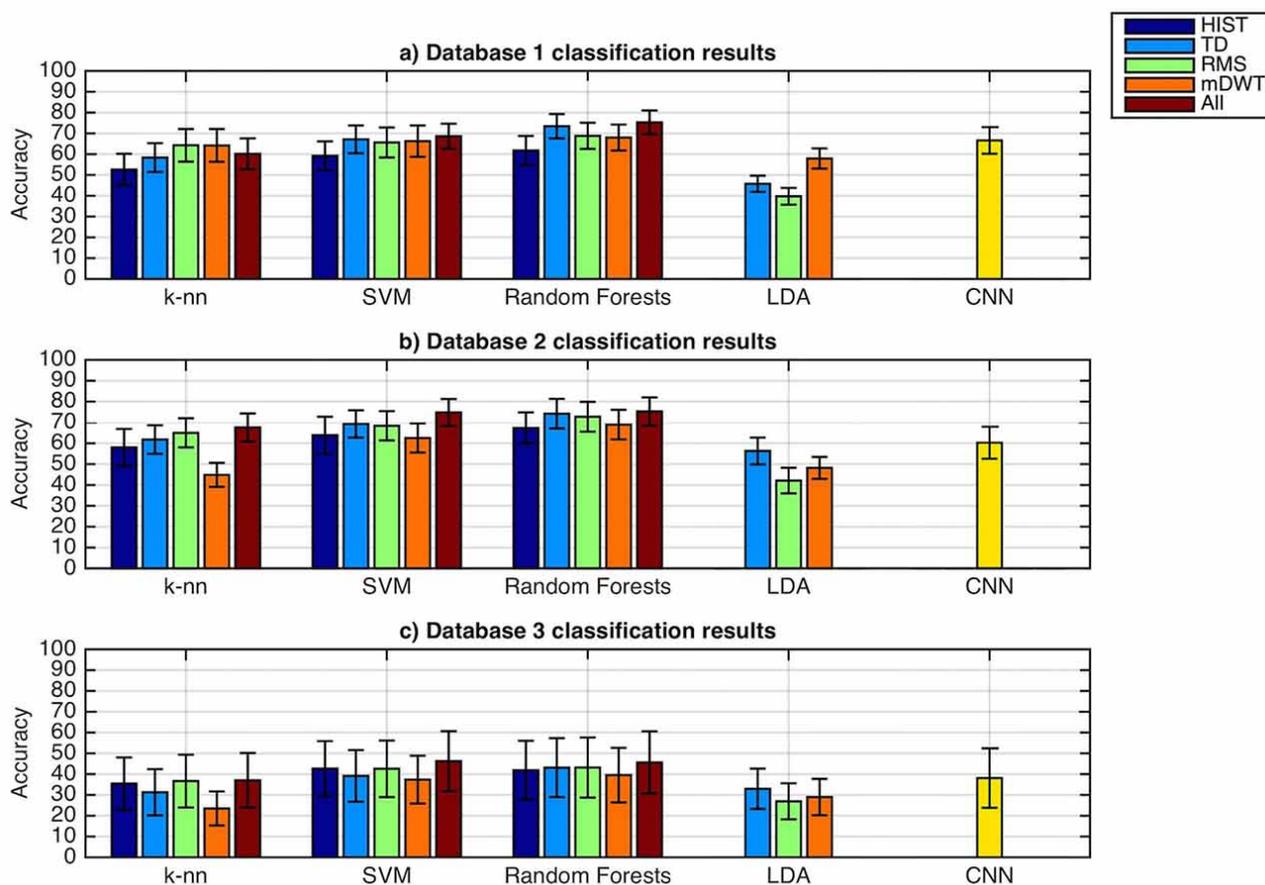


FIGURE 2.7: Comparaison de performances entre différents algorithmes d'apprentissage. Méthode des k plus proches voisins (k-nn), machines à vecteurs de support (SVM), algorithme des forêts aléatoires (Random Forests), analyse discriminante linéaire (LDA), réseau de neurones convolutionnel (CNN) [78].

La figure 2.7 souligne l'importance du choix des features. Certaines, telles que la transformée en ondelettes, passent du statut de meilleures features pour le k-nn de la première base de données à la pire solution pour la seconde. De plus, la pertinence du choix dépend de l'algorithme de classification. Par exemple, la forêt aléatoire tire bien mieux parti de l'approche temporelle que le k-nn.

Cette étude a confirmé l'importance du choix des features. Mais plus récemment, l'état de l'art a proposé une utilisation plus efficace des réseaux de neurones qu'Atzori et al. n'exploitent pas dans leur étude. Comme les features sont choisies de manière arbitraire et empi-

rique, il semble logique qu'elles ne soient pas optimisées pour le classifieur. Il s'agit d'une étape indispensable pour réduire la dimension de l'entrée, mais certaines informations sont inmanquablement filtrées. En parallèle, un réseau de neurones convolutif (CNN) a la capacité d'apprendre à extraire des caractéristiques indispensables pour la classification. Avec l'émergence de l'apprentissage profond, l'étape d'extraction de features tend à disparaître, car elle est intégrée à l'apprentissage. Cette approche est parfaitement illustrée en vision par ordinateur [82]. Les premières couches des CNN s'organisent pour filtrer une grande quantité de données afin de n'extraire que l'information nécessaire. La dimension de l'entrée en est ainsi considérablement réduite. L'organisation des couches en entrée est liée à la tâche que la suite du réseau veut réaliser (par exemple, une classification), ce qui représente un avantage indéniable par rapport à un choix arbitraire de features. Le traitement d'image impose de gérer le nombre de canaux (souvent 3 pour le nombre de couleurs) multiplié par le nombre de pixels (qui peut atteindre plusieurs milliers). Dès lors, cette technique semble adaptée à notre application : le signal sEMG comporte plusieurs canaux mesurés à plusieurs centaines de Hertz.

### Résultat récent et perspectives

Pour la classification de mouvement à partir d'un signal EMG, un réseau de neurones peut surpasser les performances atteintes avec un ensemble de features choisies empiriquement. Dans les faits, les premières couches du réseau s'adaptent pour nourrir les couches suivantes avec les features les plus pertinentes. Un réseau convolutionnel peut même arriver à une plus grande précision de la classification en utilisant des séquences EMG [83] [84] [85].

Même si de nombreux algorithmes ont été développés, l'idée principale reste la classification d'un nombre fixe de mouvements. Ce nombre de mouvements est limitant pour recopier tous les gestes d'une main humaine sur une main robotique. De plus, la classification restreint l'estimation de position à une réponse binaire : le mouvement est réalisé ou ne l'est pas. On retrouve la logique TOR critiquée par Sears et al. dès les années 1990 [71]. Même si le nombre de mouvements classifiés tend à augmenter (Atzori et al. classifient plus de 50 mouvements [78]), deux défauts sont à souligner : le côté binaire du déclenchement du mouvement (logique TOR) et le nombre fixe de gestes qui cloisonne les mouvements possibles de la main. Néanmoins, les classifieurs proposent des résultats très satisfaisants. Pour classifier sept mouvements de la main et du poignet, des algorithmes ont des résultats supérieurs à 95% [84]. La figure 2.7 indique qu'une précision de l'ordre de 70% est accessible pour classifier plusieurs dizaines de

mouvements.

Dès lors, est-il possible d'estimer plus finement les mouvements de la main ? Une commande continue a été développée en réalisant une combinaison de plusieurs mouvements classifiés [86], mais cette solution est toujours dépendante du nombre de mouvements présent dans la classification. Une estimation de la position continue de la main est proposée par Quivira et al. en 2018 [87]. Le réseau de neurones récurrents (RNN) estime 10 features représentant la position de la main à partir du signal EMG. Cette démarche permet une description plus fidèle des mouvements de la main. Ces derniers, réalisés pendant l'acquisition, sont néanmoins limités à 7 gestes. Ils ne représentent donc que partiellement la panoplie de mouvements qu'une personne réalise au quotidien. Les travaux de Quivira et al. sont actuellement les plus proches de notre développement. Dans la suite de ce chapitre, nous proposons une estimation des mouvements de la main en exploitant une mesure des angles articulaires. La position de la main n'est alors plus décrite à travers des features, mais directement par les coordonnées articulaires. La précision de la reconstruction peut ainsi être plus fidèle aux mouvements enregistrés.

En résumé, nous chercherons donc à concevoir un estimateur dans le but de reconstruire les mouvements de la main le plus fidèlement possible. Cette démarche se décompose en trois étapes : la création d'une base de données pour l'entraînement d'un algorithme d'apprentissage supervisé, le choix d'une structure de réseau de neurones, et enfin l'évaluation des performances de l'estimateur.

### 2.2.2 Base de données pour l'apprentissage supervisé

La principale base de données pour la reconnaissance de mouvements par analyse de signaux EMG est la base NinaPro [79] [80]. Cette base est utilisée afin de tester les performances des classifieurs de gestes. De nombreux algorithmes ont été évalués sur les différentes versions de cette base [88] [84] [89] [90] [83] [78] [85] [74]. Au sujet des mesures cinématiques, les acquisitions sont réalisées à l'aide d'un gant électronique CyberGlove II. Il s'agit d'un gant à 22 capteurs répartis sur les articulations des doigts. La valeur renvoyée par chaque capteur dépend de l'angle de l'articulation. De plus, lors de l'acquisition, le sujet est invité à recopier des mouvements projetés sur un écran. Le geste en exemple correspondant à une classe de mouvement, les données EMG sont ensuite liées à cette classe pour créer la base de données. Les mesures cinématiques de la base de données NinaPro semblaient être la meilleure solution pour la réalisation d'un classifieur. Malheureusement, les données du CyberGlove ne sont pas calibrées et les coordonnées articulaires ne peuvent pas être extraites. Un autre défaut majeur des bases

existantes concerne le protocole d'acquisition. Étant donné que l'entraînement d'un classifieur est la finalité de l'expérience, les mouvements réalisés sont restreints aux gestes classifiés. Enfin, certains résultats concernant l'estimation des angles articulaires ont été publiés sans la base de données [87].

Par conséquent, afin de surmonter ces obstacles, nous avons décidé de réaliser une base de données. Les acquisitions seront réalisées avec deux dispositifs : un bracelet EMG et une caméra stéréoscopique. Les solutions technologiques choisies sont explicitées à la suite de la description du protocole expérimental.

### Protocole de l'expérimentation

Lors de l'expérimentation, chaque sujet réalise des mouvements des doigts et du poignet avec le bracelet EMG sur l'avant-bras et la main environ 20 cm au-dessus d'une caméra stéréoscopique grand-angle placée sur un bureau (figure 2.8). La main est ainsi constamment dans le champ de vision de la caméra. Les critères d'inclusion sont détaillés ci-dessous :

- Sujet capable de comprendre les ordres simples, les consignes données de conditionnement, et de donner son consentement éclairé.
- Sujet capable de répondre aux questions simples durant les expérimentations.
- Homme ou Femme dont l'âge est supérieur à 18 et inférieur à 60 ans.
- Nécessité d'une assurance auprès d'un régime de sécurité sociale.
- Sujet ayant déjà signé le consentement de participation à l'étude.

De plus, des critères de non-inclusion ont été sélectionnés pour diminuer le risque de biais dans l'étude tout en assurant la sécurité du sujet. Ils sont listés ci-dessous :

- Personnes visées par les articles L. 1121-5 à L. 1121-8 et L. 1122-1-2 du code de la santé publique (mineurs, majeurs protégés, etc.)
- Toute personne se plaignant de douleurs ou de gênes au niveau du membre supérieur
- Maladie vasculaire périphérique grave
- Radiothérapie ou chimiothérapie récente (datant de moins de 3 mois)
- Déchirure musculaire (>7jours) ou ligamentaire (>degré I) profonde
- Toute personne souffrant d'une insuffisance cardiaque ou respiratoire
- Toute personne souffrant de troubles neurologiques (Exemple : Parkinson)
- Toute personne souffrant de maladie rhumatismale

- Intervention chirurgicale récente
- Troubles musculosquelettiques déclarés dans les 6 derniers mois

La base de données a été créée en enregistrant 12 sujets (7 hommes et 5 femmes) de 22 à 50 ans. Ils n'ont aucune particularité notable, sauf le cas d'un sujet ayant subi une reconstruction chirurgicale du ligament collatéral ulnaire du pouce il y a 10 ans. La séquelle remarquable est une limitation de l'amplitude de la flexion de l'articulation métacarpophalangienne de ce même doigt (environ 15% de moins que le pouce intact de l'autre main). Seule la main droite des sujets a été mesurée et tous les sujets sont droitiers.

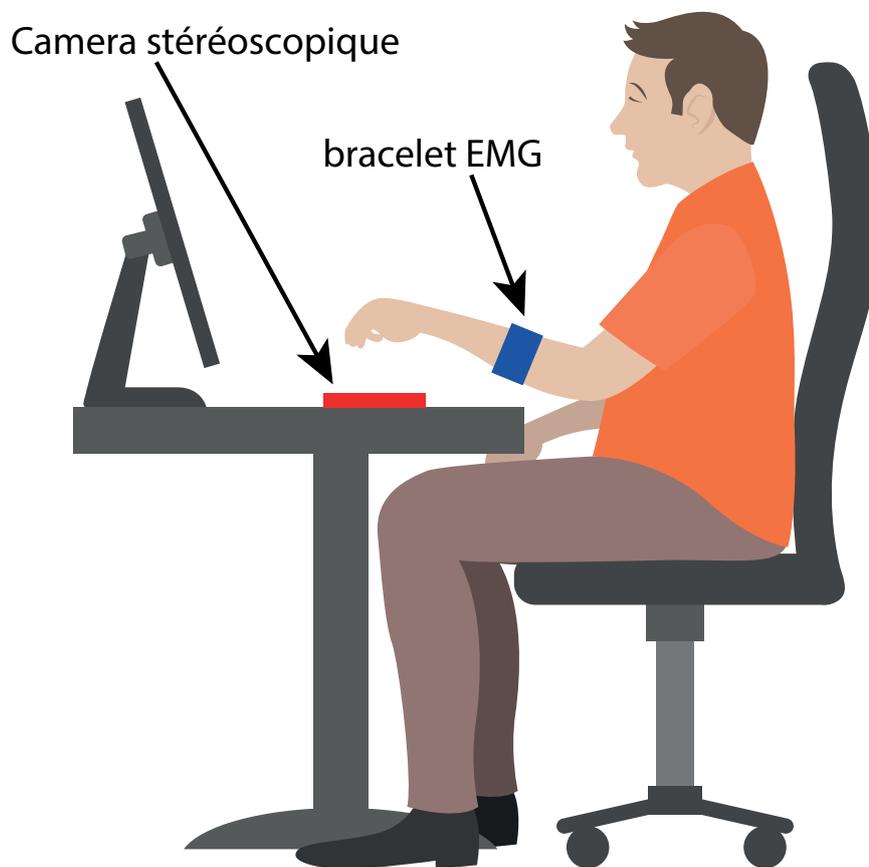


FIGURE 2.8: Positionnement du sujet pendant l'expérimentation.

Pour chaque sujet, 5 enregistrements ont été réalisés :

- 1er enregistrement : Le sujet reste au repos. La main est environ 20 cm au-dessus du capteur et parallèle à celui-ci. Les doigts sont relâchés. Cet enregistrement peut être nécessaire pour une éventuelle calibration de l'apprentissage.
- 2ème enregistrement : Le sujet réalise des mouvements lents. Pour cette acquisition, l'ouverture et la fermeture de la main durent environ 2 secondes. Chaque sujet a réalisé les

mouvements les plus variés possibles sans contrainte imposée. L'objectif est de mettre en évidence des synergies et de focaliser l'apprentissage sur les mouvements naturels. On peut remarquer néanmoins que tous les sujets ont tendance à réaliser les mêmes types de mouvement : ouverture et fermeture de la main, opposition du pouce, compter sur les doigts et des mouvements de poignet.

- 3ème enregistrement : La consigne est la même que pour l'enregistrement 2, mais à plus grande vitesse. Les sujets ont réalisé des mouvements plus rapides avec des différences d'une personne à l'autre. Le but de cet enregistrement est de visualiser des effets dynamiques.
- 4ème enregistrement : Cet enregistrement est identique au 2ème mais sans mouvement de poignet. Il est utile pour focaliser l'apprentissage sur la reconstruction des articulations inter-phalangiennes et métacarpophalangiennes. Ces articulations nécessitent davantage de données pour l'entraînement à cause d'un manque d'informations sur leur actionnement. En effet, les muscles lombricaux, interosseux dorsaux et palmaires tendent à découpler les articulations de la main, et leur contraction n'est pas mesurée.
- 5ème enregistrement : Il consiste en la réalisation de six mouvements répétés plusieurs fois : Flexion / extension, déviation radiale / ulnaire du poignet et ouverture / fermeture de la main. Le sujet retrouve la position de repos entre chaque geste. Ces mouvements rappellent des gestes classifiés que l'on retrouve dans les bases de données de l'état de l'art.

Le premier enregistrement dure 30 secondes et les quatre autres une minute. Quelques dizaines de secondes sont accordées aux sujets entre chaque enregistrement pour éviter l'apparition de fatigue musculaire. Comme il est inhabituel de tenir son bras mi-fléchi au-dessus d'une table pendant plusieurs minutes sans poser le coude, les sujets ont eu tendance à noter une gêne légère au niveau de l'épaule dû à une fatigue musculaire des deltoïdes. Le temps de repos a alors été adapté pour minimiser le désagrément. Le premier sujet a été de nouveau enregistré plusieurs mois après la première acquisition. La position du bracelet était nécessairement sensiblement différente entre les deux mesures, ce qui permet d'évaluer la robustesse de l'apprentissage et la sensibilité au placement des électrodes.

### Sélection du matériel

Le signal EMG est enregistré avec un bracelet Myo (Thalmic Labs) à 8 canaux (figure 2.9b). En plus d'être plus rapide et plus facile à mettre en place que des électrodes séparées, cette

solution est abordable d'un point de vue financier (moins de 200 euros) et permet d'atteindre de performances satisfaisantes pour des opérations de classification [91]. Même si d'autres dispositifs, comme le Delsys Trigno<sup>1</sup>, permettent une plus grande précision de la classification (jusqu'à 10% supplémentaire par rapport au Myo dans les meilleurs cas), les résultats restent comparables. Néanmoins, le bracelet Myo coûte environ 30 fois moins cher que le dispositif Trigno. Dans le cadre du développement d'un contrôle de prothèse à un coût réduit, le Myo se démarque comme étant le meilleur choix. En outre, il s'agit du capteur utilisé pour la réalisation des dernières versions de la base Ninapro.

Par ailleurs, sa connectivité Bluetooth et l'ensemble de l'électronique intégré dans le bracelet permettent d'envisager une utilisation au quotidien en dehors d'un laboratoire. Ajoutons que la plupart des électrodes requièrent d'apprêter la surface de contact en rasant la peau, en collant un adhésif ou en appliquant un gel. Le bracelet Myo ne nécessite aucune préparation particulière du sujet et s'enfile sur l'avant-bras ou le bras comme un brassard. Les surfaces en contact sont en acier inoxydable de grade médical pour limiter au maximum les risques de réaction allergique.

En revanche, les électrodes sont équitablement réparties autour de l'avant-bras, il est donc impossible de choisir spécifiquement les muscles à mesurer. De plus, l'intervalle de fréquence recommandé pour le traitement électromyographique se trouve entre 5 et 500 Hz, donnant une fréquence d'échantillonnage minimum de 1Khz [75], alors que le bracelet Myo est limité à 200Hz. Il est important de noter que le bracelet Myo a conservé la même position sur chaque sujet pendant tous les enregistrements. Il était positionné à environ 15 cm du poignet avec la première électrode au niveau du muscle extenseur des doigts. Suivant la morphologie du sujet, la distance entre le bracelet et le poignet a pu varier de  $\pm 2$  cm pour assurer un contact suffisant entre les capteurs EMG et la peau tout en garantissant l'absence de gêne pour l'utilisateur.

Pour la mesure cinématique, nous avons opté pour un Leap Motion (figure 2.9a). Cette caméra stéréoscopique de 1.3 mégapixel extrait les coordonnées euclidiennes de chaque articulation de la main, incluant le poignet et le coude. Grâce à un modèle cinématique donné, il est possible de calculer les coordonnées articulaires à partir des coordonnées euclidiennes. Avec une erreur inférieure à 2.5mm en dynamique, la précision de ce dispositif est acceptable pour notre application [92]. De plus, ce capteur est adapté à la création d'une base de données inter-individus car aucune calibration n'est nécessaire. Comme le bracelet Myo, ce système est peu onéreux et facile à mettre en œuvre.

---

1. <https://delsys.com/trigno/>



(a) Capture de mouvements avec la caméra stéréoscopique Leap Motion



(b) Bracelet Myo de Thalmic Labs

FIGURE 2.9: Coordonnées articulaires mesurées par Leap Motion et estimées par le réseau à partir de signaux électromyographiques. Les données font partie de la base d'apprentissage.

Cette base peut être facilement étendue, car la partie matérielle est abordable et facile à mettre en place. La mesure de mouvements ne dépend pas du modèle cinématique et peut être utilisée pour d'autres travaux comme la recherche de synergies ou l'espace des coordonnées articulaires atteignables. A priori, l'estimation des coordonnées articulaires semble complexe, car la classification montre déjà des difficultés pour des gestes similaires. Cependant, si un modèle inter-individus s'avère inexploitable, il reste possible d'utiliser cette installation pour un apprentissage spécifique à chaque sujet. Les variations de la position du bracelet peuvent également être une limitation à la réussite de l'entraînement d'un réseau. Comme la répartition des électrodes est imposée par la géométrie du bracelet, les zones ciblées sont variables. Des algorithmes risquent d'être nécessaires pour pallier ce phénomène [93] [90].

### Détails d'implémentation

Les informations délivrées par le bracelet Myo et la caméra Leap Motion sont enregistrées à l'aide de l'environnement ROS. Il s'agit d'une bibliothèque logicielle optimisée pour le traitement des flux de données. Elle permet de générer des nœuds communiquant à travers des topics. Dans notre cas, chaque nœud représente un capteur ou un code informatique relatif à l'exploitation et l'enregistrement des signaux des capteurs.

Pour générer les nœuds liés à nos capteurs, des packages ROS sont déjà disponibles pour notre matériel sur la plateforme GitHub<sup>2,3</sup>. Les données sont stockées dans des fichiers rosbag

---

2. [https://github.com/ros-drivers/leap\\_motion](https://github.com/ros-drivers/leap_motion)

3. [https://github.com/uts-magic-lab/ros\\_myo](https://github.com/uts-magic-lab/ros_myo)

propres à la bibliothèque ROS. Ainsi, il est possible d'enregistrer et de rejouer des enregistrements en évitant la dé-sérialisation et la re-sérialisation des messages. Quand un fichier rosbag est lu, il rejoue les flux enregistrés avec le codage temporel d'origine afin de permettre une synchronisation.

Le noeud "Myo\_node" écrit des informations sur plusieurs topics :

- myo\_arm détermine le bras portant le bracelet : Gauche ou droit.
- myo\_EmgArray contient le signal EMG. Ce topic envoie un vecteur de taille 8 dans lequel chaque valeur représente une électrode. Les valeurs de 0 à 2048 sont proportionnelles à la tension mesurée en surface.
- myo\_gest est le résultat de la classification de mouvements réalisée par l'entreprise développant le Myo.
- myo\_gest\_str envoie également la classification, mais sous forme de nom de mouvement et non de label.
- myo\_imu contient un message standard provenant de la plateforme gyroscopique du Myo. Il s'agit d'un quaternion pour l'orientation ainsi que des valeurs de l'accéléromètre et du gyroscope.
- myo\_ori est un message contenant le tangage, le lacet et le roulis du bracelet en radians.
- myo\_ori\_deg est identique à myo\_ori mais en degrés

Tous ces topics sont schématisés par le topic unique "Myo\_raw" sur la figure 2.11. Les messages issus du package d'origine ne contenaient pas d'en-tête, pourtant indispensable à la synchronisation des données. L'ajout d'un en-tête ainsi que quelques évolutions mineures ont été compilées dans un nouveau package<sup>4</sup>. L'inconvénient majeur de la bibliothèque ROS du bracelet Myo est la limitation de la fréquence d'acquisition à 50Hz alors que sa fréquence théorique peut atteindre 200Hz. En accord avec les constatations précédentes, une fréquence d'acquisition basse est problématique pour assurer une bonne précision lors de la phase d'apprentissage.

De son côté, le Leap Motion n'écrit qu'un topic ROS avec les coordonnées euclidiennes de l'extrémité de chaque os de la main. Dans les faits, les coordonnées du coude ne sont pas disponibles alors qu'elles sont mesurées par la partie matérielle. L'absence d'en-têtes contenant les informations temporelles est également à déplorer. C'est pourquoi nous avons développé un nouveau package basé sur le kit de développement C++ du constructeur. Il est partagé en open

---

4. [https://github.com/EEHMD-database/EEHMD\\_v1/tree/master/ros\\_myo](https://github.com/EEHMD-database/EEHMD_v1/tree/master/ros_myo)

source sur la plateforme Github<sup>5</sup>. L'origine du repère est prise à la surface du capteur et les distances sont directement données en millimètres. Pour chaque doigt, les phalanges proximale, médiane et distale ainsi que le métacarpe sont mesurés. La description de la main est complétée par les coordonnées du centre du poignet, du coude et du centre de la paume de main. Les orientations de la paume de main et de l'avant-bras sont aussi disponibles. Au total, l'entête, 27 points 3D et 2 vecteurs d'orientations sont publiés à 120 Hz. Le topic contient également le nombre de mains présentes devant le capteur en vue de garantir l'absence de mesures parasites. Étant donné l'angle de mesure de la caméra (environ 150 degrés), une seconde main risque de passer dans le champ de vision du capteur. Dénombrer les mains permet de supprimer les mesures en absence de main, ou en présence de plus d'une seule.

Grâce aux coordonnées euclidiennes des articulations, il est possible de calculer les angles articulaires. À cet égard, il est nécessaire de définir ces angles, et un modèle cinématique constitue le meilleur outil pour cette tâche.

L'architecture cinématique de la main est complexe et quelques simplifications doivent être réalisées dans le but d'avoir un modèle cinématique transposable à une main robotique. Il est évident que certains degrés de liberté (DDL) sont prépondérants pour des tâches communes comme la saisie d'objet. Notre modèle à 18 DDL (figure 2.10) est inspiré de [94] et de conceptions de mains robotiques [10] [95] [96] [97] [98]. L'abduction et l'adduction des articulations métacarpophalangiennes ne sont pas prises en compte, car l'amplitude de celles-ci est réduite. Ce degré de liberté n'est pas dispensable pour des opérations de saisie, et leur actionnement assuré par les muscles interosseux n'est pas mesuré. La liaison poignet/avant-bras et la liaison métacarpophalangienne du pouce sont modélisées par des cardans (2 DDL en rotation). Tous les os carpiens et métacarpiens (sauf pouce) sont assimilés à un unique solide indéformable. Les articulations inter-phalangiennes sont modélisées par des pivots. Ces simplifications n'entraînent pas de modifications majeures pour réaliser des mouvements usuels ou des opérations de saisie d'objets.

---

5. [https://github.com/EEHMD-database/EEHMD\\_v1/tree/master/ros\\_leapmotion](https://github.com/EEHMD-database/EEHMD_v1/tree/master/ros_leapmotion)

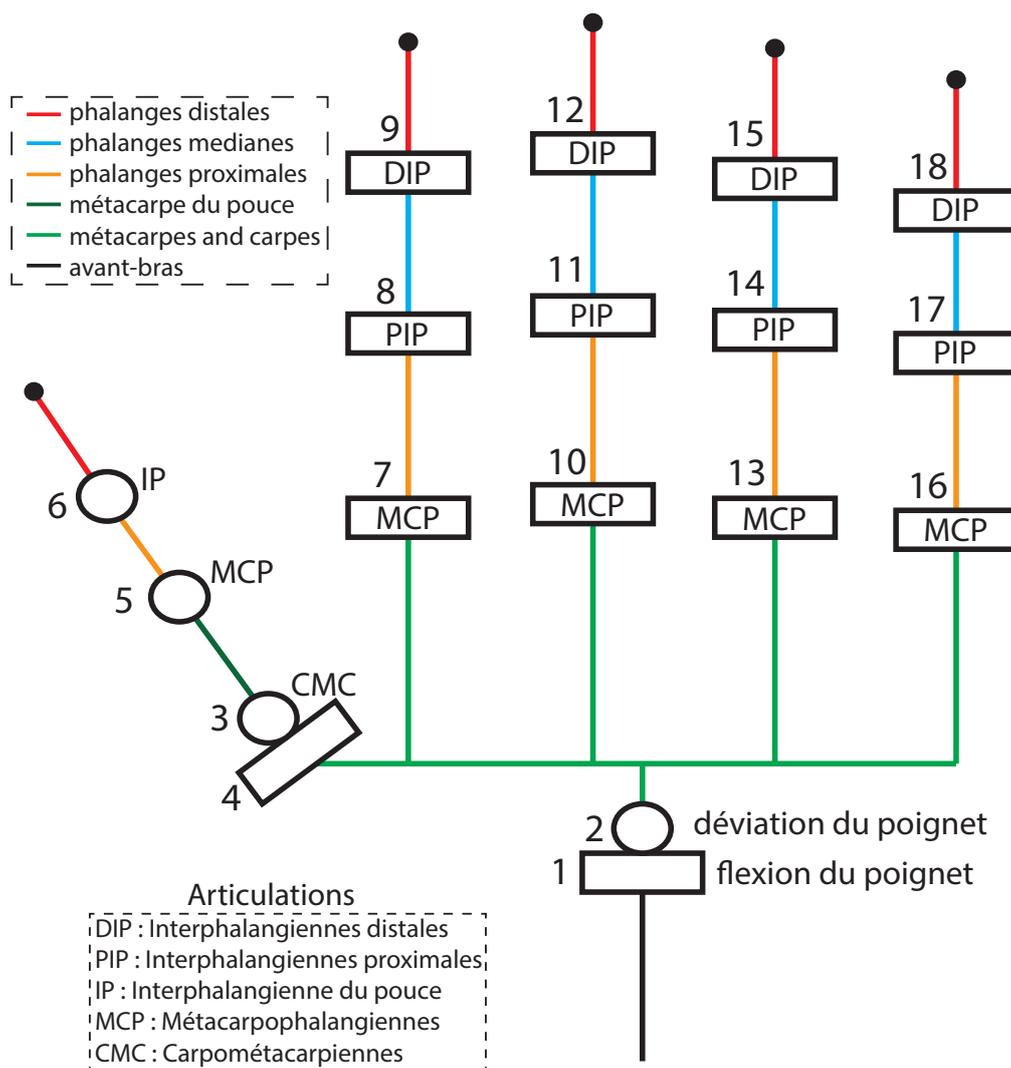


FIGURE 2.10: Schéma cinématique de la main et du poignet

Le calcul des coordonnées articulaires est réalisé grâce aux coordonnées euclidiennes du centre des articulations. Chaque os est considéré comme un vecteur calculé à partir des coordonnées des liaisons à ses extrémités. Puis, pour les articulations métacarpophalangiennes et inter-phalangiennes, la valeur de la coordonnée articulaire est l'arc-cosinus du produit scalaire entre les vecteurs des deux os adjacents. Comme le Leap Motion renvoie le vecteur normal au plan frontal de la paume de main, le plan sagittal est calculé avec le produit vectoriel entre le plan frontal et le métacarpe du majeur. La flexion du poignet est alors donnée par l'angle entre la normale au plan frontal et le vecteur de l'avant-bras, et la déviation par l'angle entre la normale au plan sagittal et le vecteur de l'avant-bras. De la même manière, les 2 coordonnées articulaires de la liaison carpométacarpienne du pouce sont données avec l'arc-sinus du produit scalaire entre le vecteur du métacarpe du pouce et les normales au plan frontal et sagittal. Un nœud ROS a été déployé pour souscrire au topic du Leap Motion et publier les coordonnées

articulaires avec le même code temporel (figure 2.11).

Enfin, un dernier nœud ROS reçoit les messages du Leap Motion, les données articulaires et les informations EMG afin de les synchroniser selon leur code temporel avant d'écrire des fichiers CSV. La synchronisation a été réalisée grâce à un outil de la bibliothèque ROS<sup>6</sup>. Le résultat est composé de deux tableurs au format CSV : Le premier contient les vecteurs des 18 coordonnées articulaires et le second les vecteurs des 8 canaux du bracelet EMG. Chaque ligne du fichier EMG correspond temporellement à la même ligne dans le fichier des coordonnées articulaires.

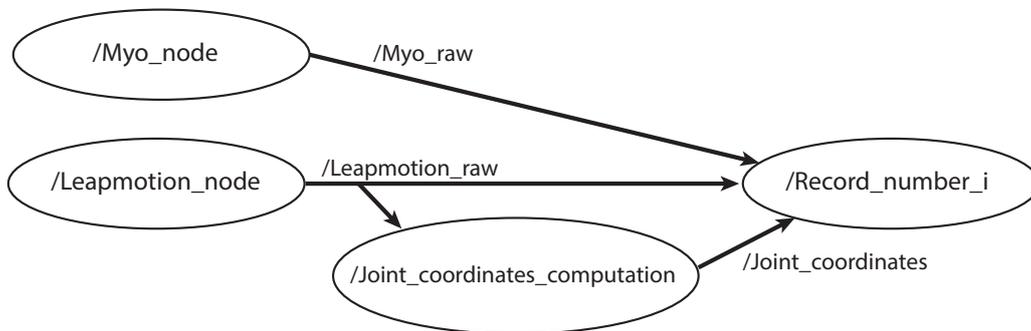


FIGURE 2.11: graphique du flux de données ROS

### 2.2.3 Réseau de neurones pour l'estimation de coordonnées articulaires

Les réseaux de neurones artificiels représentent une partie importante de l'apprentissage machine. Ils ont récemment prouvé leur aptitude à générer des modèles complexes. Le paragraphe suivant décrit les équations régissant le fonctionnement des réseaux de neurones. Ensuite, différents types de réseaux sont comparés afin d'estimer les coordonnées articulaires de la main à partir de signaux électromyographiques.

#### Principe de fonctionnement d'un réseau de neurones pour un apprentissage supervisé

L'élément de base qui les constitue, le neurone (aussi appelé perceptron), a été présenté pour la première fois en 1958 par Rosenblatt [99]. Dans ce calcul, les entrées  $x_i$ , une fois multipliées par des poids, sont sommées. La valeur  $z$  ainsi obtenue passe par une fonction d'activation  $\sigma$  pour obtenir la sortie  $a$  (figure 2.12). L'équation 2.1 résume ainsi l'architecture du neurone.

6. [http://wiki.ros.org/message\\_filters/ApproximateTime](http://wiki.ros.org/message_filters/ApproximateTime)

$$a = \sigma\left(\sum_{i=1}^n w_i x_i + b\right) \quad (2.1)$$

Avec :

- $X = [x_1, \dots, x_n]$  vecteur d'entrée de dimension  $n$
- $W = [w_1, \dots, w_n]$  vecteur de poids de dimension  $n$
- $\sigma$  fonction d'activation
- $b$  biais

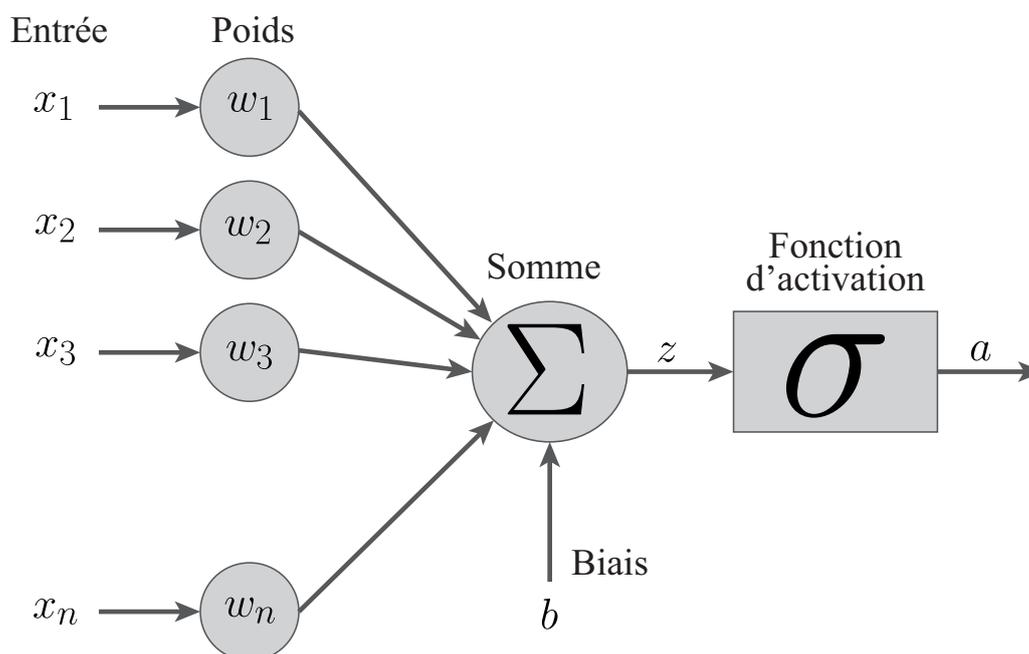


FIGURE 2.12: Schématisation d'un neurone

La force du neurone réside dans ses poids. Lors d'une phase d'apprentissage, ils sont modifiés pour changer l'influence d'une entrée sur le résultat. Le biais est également ajusté pour contrôler le seuil de l'activation. La fonction d'activation constitue le second point clé du neurone. Le terme "fonction d'activation" vient du potentiel d'action que l'on retrouve chez le neurone biologique. Le rôle de ces fonctions est d'amener un comportement non linéaire au neurone. À l'instar du neurone biologique, la fonction d'activation détermine un seuil à partir duquel la sortie sera active. Par conséquent, les fonctions sigmoïdes et tangentes hyperboliques sont adaptées pour générer cet effet de seuil.

Afin de constituer le réseau, les neurones sont agglomérés dans différentes couches. Le nombre de couches, de neurones par couches et le type de fonction d'activations sont sélectionnés de manière à dimensionner correctement le modèle. Ces paramètres sont nommés hyperparamètres de la structure du réseau et ils sont invariants pendant l'apprentissage. Dans le cas

d'un réseau totalement connecté, tous les neurones sont inter-connectés entre deux couches. La sortie d'une couche est décrite par l'équation 2.2.

$$a^{(l+1)} = f(W^{(l)}a^{(l)} + b^{(l)}) \quad (2.2)$$

Avec :

- $a^{(l+1)}$  vecteur de sortie de la couche  $l + 1$ . Sa dimension  $s_{l+1}$  correspond à son nombre de neurones
- $a^{(l)}$  vecteur de sortie de la couche  $l$ . Sa dimension  $s_l$  correspond à son nombre de neurones
- $W^{(l)}$  matrice des poids de dimension  $s_{l+1}$  par  $s_l$
- $b^{(l)}$  vecteur de biais de dimension  $s_{l+1}$

Le choix des hyperparamètres est délicat et représente la difficulté majeure à laquelle se heurte le concepteur du réseau. Plus le modèle à approcher semble complexe, plus le nombre de couches et de neurones sera grand. Néanmoins, une quantité de neurones excessivement grande va de pair avec un nombre de poids important, et donc un temps d'apprentissage rapidement démesuré. La taille d'une couche et sa fonction d'activation doivent être en accord avec le rôle de la couche en question. Par exemple, si l'objectif d'une couche est de réduire la dimension de l'entrée, le nombre de neurones choisis sera plus faible que la couche précédente. Les réseaux convolutionnels (CNN) permettent de limiter le nombre de poids dans un réseau. En effet, contrairement à une couche complètement connectée (aussi appelé couche dense), la couche convolutionnelle ne se connecte qu'à un nombre restreint  $s_c$  de neurones de la couche précédente. Elle se concentre ainsi sur un fragment de la couche précédente et la deuxième dimension de la matrice de poids passe de  $s_l$  à par  $s_c$ .

Une fois la structure du réseau sélectionnée, la modification des poids et des biais a lieu pendant l'étape d'apprentissage. Dans un premier temps, la valeur des poids et des biais est initialisée de manière aléatoire, évitant ainsi les problèmes de symétrie. Ensuite, l'ajustement du réseau s'opère grâce à des exemples dédiés à l'apprentissage. Prenons un ensemble de valeurs  $\{(x^{(1)}, y^{(1)}), \dots, (x^{(m)}, y^{(m)})\}$  où chaque  $\{x^{(i)}\}$  est une valeur d'entrée et  $\{y^{(i)}\}$  est la valeur de sortie associée. Pour chaque couple  $\{x^{(i)}, y^{(i)}\}$ , une fonction de coût est calculée (equation 2.3). Il s'agit de la distance entre le vecteur cible  $y^{(i)}$  et la sortie de réseau associée à l'entrée  $x^{(i)}$ . Il est plus intuitif de la considérer comme la quantification de l'erreur commise par le réseau.

$$j(w, b; x^{(i)}, y^{(i)}) = \|h_{W,b}(x^{(i)}) - y^{(i)}\| \quad (2.3)$$

Avec :

- $j$  Fonction de coût (Norme euclidienne dans cet exemple)
- $h_{W,b}(x)$  vecteur de sortie du réseau avec  $x^{(i)}$  en entrée
- $y^{(i)}$  vecteur cible

Il convient de réduire ce coût pour améliorer les performances du réseau. Mais il doit être calculé pour chaque élément de la base de données. Le coût généralisé est donné par l'équation 2.4.

$$J(W, b) = \left[ \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m j(W, b; x^{(i)}, y^{(i)}) \right] + \frac{\lambda}{2} \sum_{l=1}^{n_l-1} \sum_{i=1}^{s_l} \sum_{j=1}^{s_{l+1}} (W_{ji}^{(l)})^2 \quad (2.4)$$

Avec :

- $J$  Fonction de coût global
- $m$  taille de la base d'apprentissage
- $n_l$  nombre de couches
- $s_i$  nombre de neurones de la couche  $i$
- $W_{ji}^{(l)}$  Poids de la liaison du neurone  $i$  de la couche  $l$  au neurone  $j$  de la couche  $l + 1$
- $\lambda$  paramètre de dégradation des pondérations

Les poids et les biais sont alors modifiés itérativement afin de réduire le coût (equation 2.5-2.6). Le réseau réduit ainsi progressivement l'erreur d'estimation de la cible. Le paramètre de dégradation des pondérations  $lambda$  régularise les poids pour limiter le surapprentissage.

$$W_{ij}^{(l)} = W_{ij}^{(l)} - \alpha \frac{\partial}{\partial W_{ij}^{(l)}} J(W, b) \quad (2.5)$$

$$b_i^{(l)} = b_i^{(l)} - \alpha \frac{\partial}{\partial b_i^{(l)}} J(W, b) \quad (2.6)$$

Afin de trouver la dérivée partielle de l'erreur en fonction des poids et des biais, il faut procéder à une propagation inverse. Cela consiste à propager l'erreur dans le réseau de la sortie vers l'entrée. L'implication de chaque poids et de chaque biais dans l'apparition de l'erreur est alors évaluée. Plus un paramètre est responsable de la propagation d'une erreur, plus son gradient sera important. Pour illustrer la propagation inverse, les équations 2.7-2.8 représentent la rétropropagation du gradient. La valeur  $\delta_i^{(l)}$  correspond au gradient de l'erreur de chaque neurone du réseau.

Calcul de  $\delta_i^{(l)}$  pour la dernière couche du réseau :

$$\delta_i^{(l)} = \frac{\partial}{\partial z_i^{(n_l)}} \frac{1}{2} \|h_{W,b}(x) - y\|^2 = -(y_i - a_i^{(n_l)}) f'(z_i^{(n_l)}) \quad (2.7)$$

Calcul de  $\delta_i^{(l)}$  pour les couches suivantes :

$$\delta_i^{(l)} = \left( \sum_{j=1}^{s_{l+1}} W_{ij}^{(l)} \delta_j^{(l+1)} \right) f'(z_i^{(l)}) \quad (2.8)$$

À partir des valeurs de  $\delta_i^{(l)}$ , la dérivée partielle des poids et des biais est calculée à partir de sa valeur d'activation et de son gradient d'erreur (equations 2.9-2.10).

$$\frac{\partial}{\partial W_{ij}^{(l)}} J(W, b; x, y) = a_j^{(l)} \delta_i^{(l+1)} \quad (2.9)$$

$$\frac{\partial}{\partial b_i^{(l)}} J(W, b; x, y) = \delta_i^{(l+1)} \quad (2.10)$$

Ce gradient ne dépend que d'un couple  $\{x^{(i)}, y^{(i)}\}$  de la base d'apprentissage. Une fois la totalité des exemples traitée, les équations 2.11-2.12 proposent la concaténation de la dérivée partielle des poids et des biais.

$$\frac{\partial}{\partial W_{ij}^{(l)}} J(W, b) = \left[ \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m \frac{\partial}{\partial W_{ij}^{(l)}} J(W, b; x^{(k)}, y^{(k)}) \right] + \lambda W_{ij}^{(l)} \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial}{\partial b_i^{(l)}} J(W, b) = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m \frac{\partial}{\partial b_i^{(l)}} J(W, b; x^{(k)}, y^{(k)}) \quad (2.12)$$

Cependant, la rétropropagation du gradient est coûteuse en puissance de calcul. D'autres algorithmes existent pour accélérer l'apprentissage tout en limitant la consommation de mémoire [100], mais le principe reste malgré tout inchangé.

Les données temporelles nécessitent de choisir une fenêtre afin d'être adaptées à l'entrée des réseaux denses et des réseaux convolutions. Il s'agit de sélectionner la valeur  $Y_t$  à un instant  $t$  de la série temporelle avec un nombre fini de retards de la série  $\{Y_{t-1}, Y_{t-2}, \dots, Y_{t-n}\}$ . Le nombre d'échantillons  $n$  par fenêtre est choisi en fonction de la pertinence des données les plus anciennes. Par exemple, si les données d'un signal à 50Hz deviennent obsolètes après 2 secondes, alors la taille de la fenêtre ne dépassera pas les 100 échantillons.

Les réseaux récurrents (RNN) proposent une nouvelle approche pour le traitement de données temporelles. Ils possèdent des neurones à mémoire capables de conserver de l'information pendant que l'entrée varie. Les plus utilisés sont les LSTM (pour Long Short-Term Memory). Ils ont été exploités en 2018 dans le cadre de l'estimation de la position de la main [87]. La structure de ces neurones est basée sur la mémorisation de l'état du neurone  $c_{t-1}$  ainsi que de la sortie  $h_{t-1}$  à l'instant  $t-1$  (figure 2.13). Il est alors possible de générer une cohérence temporelle entre les entrées successives. Par conséquent, les cellules LSTM sont adaptées aux signaux EMG et à l'estimation de la cinématique de la main.



### Détails d'implémentation et critères d'évaluation

Les fichiers CSV sont découpés en séquence de 200 ms, étant donné que, dans le domaine de la commande prothétique, le retard doit être sous les 300ms pour assurer de bonnes performances [103]. Comme le signal EMG est échantillonné à 50 Hz, chaque séquence contient 10 échantillons. La fenêtre glissante est décalée d'un seul incrément afin avoir un nombre maximum de séquences. Pour les 11 premiers sujets, environ 148.000 séquences EMG sont extraites. Chaque séquence est reliée aux coordonnées articulaires mesurées à la fin de la séquence EMG. En résumé, les coordonnées articulaires sont estimées avec les signaux EMG des 200 ms qui précèdent.

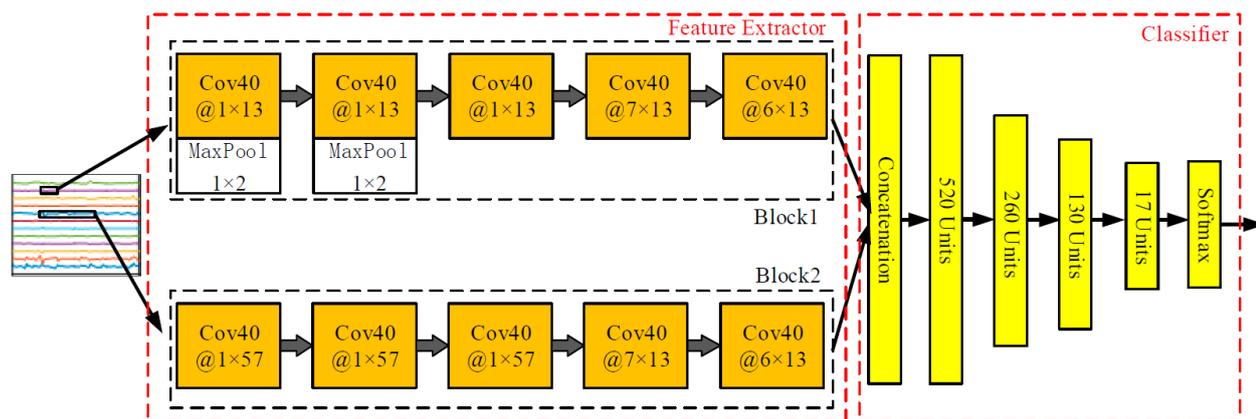
L'ensemble des couples coordonnées articulaires / séquences EMG des 11 sujets est divisé en 3 parties après un mélange aléatoire. 15% sont utilisés pour quantifier la précision de l'algorithme et n'interviennent pas dans l'apprentissage. Et parmi les 85% restants, 15% servent à la validation pendant l'entraînement.

Les performances des apprentissages sont évaluées en calculant la valeur efficace de l'erreur (RMS) entre les coordonnées articulaires estimées et celles de la base de données.

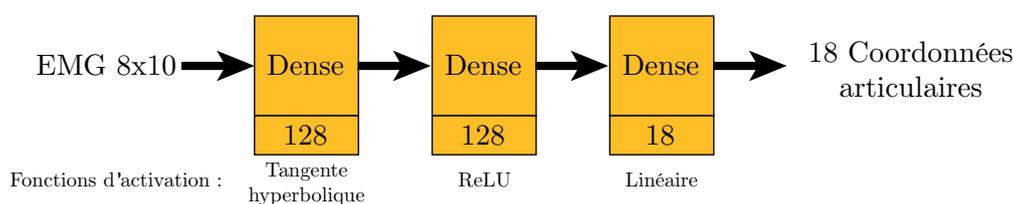
La quantification de la précision de l'estimation de chaque articulation est calculée par la valeur moyenne et l'écart type de l'erreur. Cette erreur est issue de l'ensemble de tests (15% des données) et du sujet 12 qui n'apparaît pas pendant l'entraînement. D'autres entraînements ont été réalisés en excluant d'autres sujets de l'apprentissage avec des résultats équivalents. Néanmoins, ces valeurs sont pertinentes en vue de déterminer la précision de l'estimation, mais elles ne donnent pas la répartition des erreurs parmi les articulations. C'est pourquoi un diagramme en boîte propose la visualisation de cette distribution. L'écart d'estimation est donné en pourcentage en comparant les valeurs à l'amplitude maximale de l'articulation.

### Résultats et interprétation

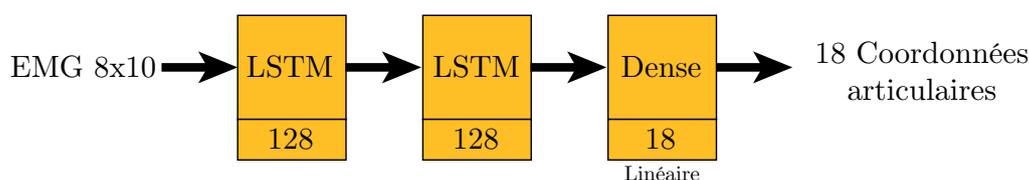
La comparaison des performances des trois types de réseau est présentée dans le tableau 2.1. L'architecture du réseau convolutionnel (CNN) est identique à celui proposé dans [83] avec une activation linéaire en sortie. Le réseau récurrent (RNN) est composé de deux couches de LSTM à 128 neurones et une couche dense à 128 neurones. Il s'agit du réseau récurrent le plus performant que nous ayons entraîné. Le réseau dense est composé de deux couches denses de 128 neurones. Il s'agit également du réseau dense qui fournit les meilleurs résultats.



(a) Architectures du réseau convolutionnel dédié à la classification de mouvement [83]



(b) Architectures du réseau dense



(c) Architectures du réseau récurrent

FIGURE 2.14: Schématisation des trois structures de réseaux présentées

Il apparaît que les architectures convolutionnelles classiques sont moins efficaces pour cette application. Les couches convolutionnelles dédiées à l'extraction de caractéristiques ne sont pas nécessaires et deviennent même contre-productives, car elles entravent la convergence de l'entraînement. Ce résultat est intuitif, car cette étape est indispensable pour réaliser une réduction de la dimension de l'espace d'entrée, or ici les dimensions de l'entrée sont réduites (8 canaux par 10 échantillons) et il est utile de conserver toutes les informations.

Le choix de deux couches denses de 128 neurones fait apparaître de bons résultats. Il s'agit d'une structure assez simple qui donne des indices pour comprendre les possibilités de machine learning sur notre base de données.

Le tracé des estimations des coordonnées articulaires est proposé pour illustrer la performance du réseau. La figure 2.16 représente la mesure et l'estimation des coordonnées articulaires

de deux articulations du premier sujet. Comme ce sujet est dans la base d'apprentissage, ces courbes permettent d'estimer la convergence de l'entraînement. Deux autres tracés (figure 2.17) montrent le même résultat, mais avec un sujet en dehors de la base d'apprentissage pour vérifier la transposition inter-individu de l'estimateur.

		CNN	RNN	Réseau dense
Données de test	Erreur moyenne (en rad)	0.248	0.2015	0.199
	Écart type de l'erreur (en rad)	0.185	0.180	0.179
Données du sujet 12	Erreur moyenne (en rad)	0.406	0.313	0.306
	Écart type de l'erreur (en rad)	0.265	0.219	0.215

TABLE 2.1: Quantification de l'erreur de reconstruction pour différentes structures de réseaux.

Dans un premier temps, nous pouvons noter que la précision varie suivant l'articulation. Sur la figure 2.15, la répartition de l'erreur pour chaque articulation du sujet 1 est quantifiée. À noter que l'on retrouve le même type de répartition sur les autres sujets, que ceux-ci proviennent de la base de test ou d'apprentissage. L'erreur d'estimation augmente avec la distance de l'articulation au poignet. Par exemple, l'estimation pour l'articulation inter-phalangienne distale est moins précise que celle de la flexion du poignet. Ce résultat est dû principalement aux muscles de la main (lombricaux, interosseux dorsaux et palmaires, muscles du pouce), impliqués dans les mouvements fins et précis de la main. Ces muscles découplent les synergies initiées par les muscles de l'avant-bras et leur activité n'est mesurée par aucun capteur EMG. De plus, l'adducteur, l'abducteur, le fléchisseur et l'opposant du pouce sont majoritairement responsables des mouvements de la liaison carpométacarpienne. En conséquence, ces coordonnées articulaires ne peuvent être approchées que grâce aux synergies et sont faussement estimées lors de mouvements atypiques. Il faut aussi ajouter que certains muscles actionnent un seul doigt et ne sont pas mesurés, car ils sont dans le compartiment profond de l'avant-bras. C'est le cas par exemple de l'extenseur de l'index et le court extenseur du pouce qui actionnent respectivement l'index et le pouce. Ils sont trop profonds pour être captés par le bracelet EMG.

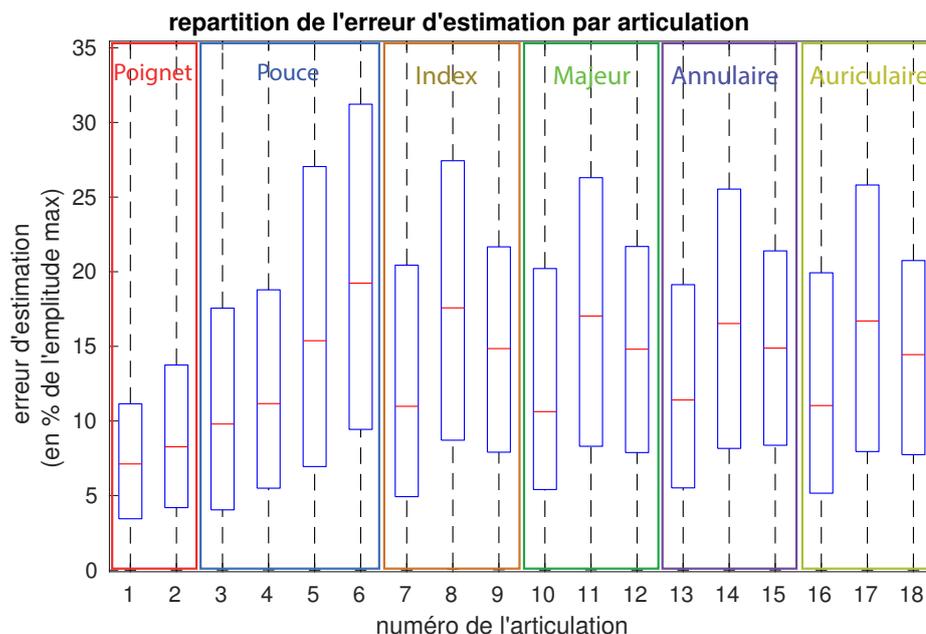


FIGURE 2.15: Répartition de l'erreur entre les coordonnées articulaires estimées par le réseau et la mesure

Le deuxième résultat remarquable est la capacité du réseau à estimer les coordonnées articulaires dans des cas non statiques. On peut voir sur la figure 2.16 qu'une rapide variation d'une coordonnée articulaire (c'est-à-dire une vitesse élevée) est détectée et bien reconstruite, alors que le maintien d'une position a pour conséquence une estimation très bruitée. Cette constatation va dans le sens de la théorie. Le modèle dynamique de la main nous donne les accélérations articulaires en fonction de la force. Étant donné que le signal EMG est une mesure de l'activité musculaire, et donc d'une force, le réseau doit reproduire le modèle dynamique de la main avec deux intégrations temporelles de la sortie. Sachant qu'intégrer une erreur a tendance à l'amplifier, une mauvaise précision en statique semble légitime. Ce résultat est aussi influencé par le protocole de création de la base de données. L'enregistrement numéro 3 contient des mouvements rapides qui influencent l'apprentissage. Après avoir réalisé deux apprentissages, avec et sans cet enregistrement, il est apparu que ces données à haute vitesse sont nécessaires pour détecter et recopier les pics des coordonnées articulaires.

La figure 2.17 représente le résultat de l'estimation du 12eme sujet n'appartenant pas aux données d'entraînements. L'erreur est plus grande que sur les données de test de la base d'apprentissage (tableau 2.1), mais avec le même type de répartition parmi les articulations. Un modèle inter-individu est donc envisageable, mais nécessite un nombre de sujets plus élevé pour que l'entraînement ne se focalise pas sur les spécificités des sujets de la base d'apprentissage.

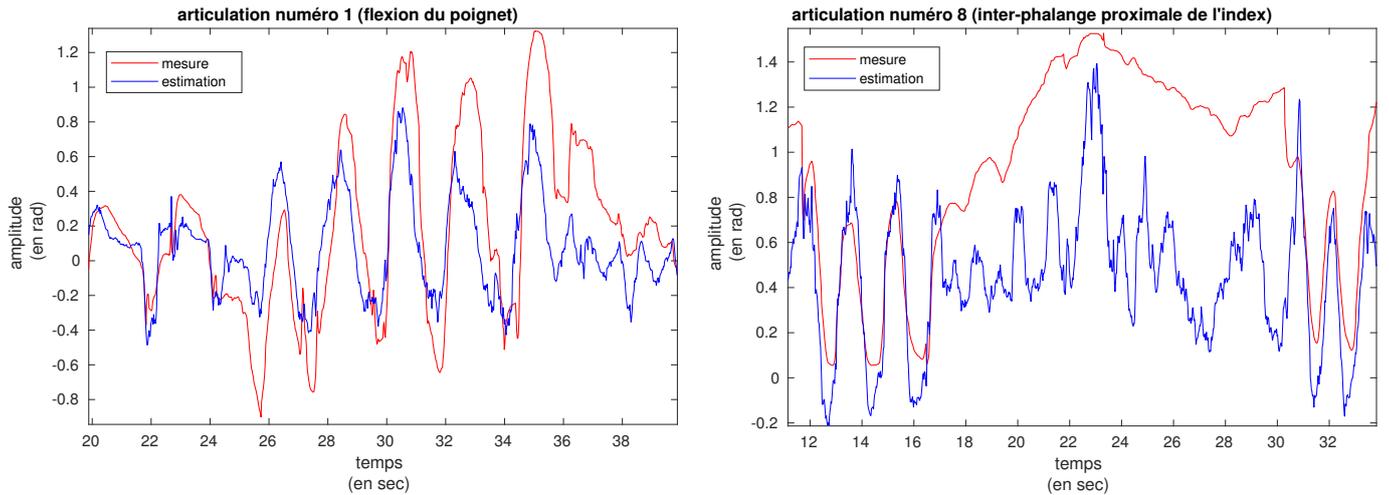


FIGURE 2.16: Coordonnées articulaires mesurées par Leap Motion et estimées par le réseau à partir de signaux électromyographiques. Les données font partie de la base d'apprentissage

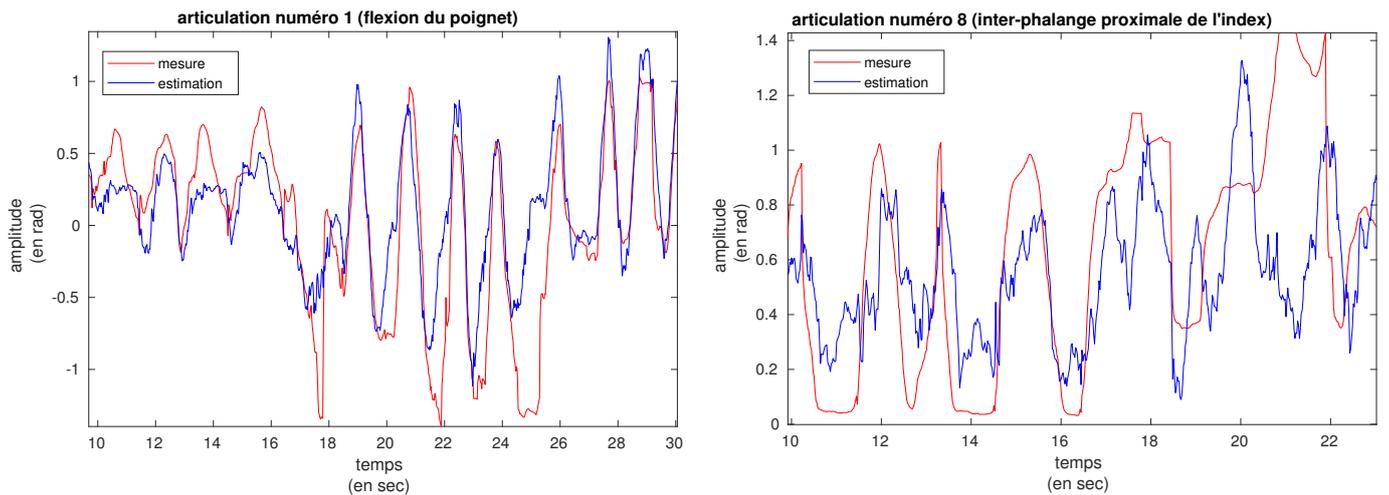


FIGURE 2.17: Coordonnées articulaires mesurées par Leap Motion et estimées par le réseau à partir de signaux électromyographiques. Les données proviennent du sujet 12 et ne font pas partie de la base d'apprentissage

Également, la disparité des synergies peut être une autre explication. Chaque sujet a sa propre façon de réaliser des mouvements. Une fois la main fermée, certains vont fermement serrer les doigts pendant que d'autres tiennent la position sans forcer. Il en résulte un grand nombre de signaux EMG différents associés aux mêmes coordonnées articulaires. Une base de données plus large permettrait d'aider à décoder ces situations.

### 2.2.4 Conclusion et Perspectives

Les premiers résultats sont encourageants avec une estimation du mouvement du poignet exploitable. D'un autre côté, en fonction de l'articulation ou du type de mouvement, certaines situations indiquent que l'estimateur fait face à des limitations. Les mouvements quasi-statiques et les articulations inter-phalangiennes posent problème. De plus, nos connaissances anatomiques précisent que l'on ne peut pas résoudre le modèle dynamique avec aussi peu de données si les synergies sont rompues. En effet, les signaux EMG acquis par le bracelet ne contiennent qu'une faible partie du signal d'actionnement.

Nous avons néanmoins une preuve de concept qui encourage à continuer dans cette direction. Les défauts de l'estimateur suggèrent les modifications à réaliser pour de meilleures performances. Cela commence par un perfectionnement de la base de données. Une deuxième version sera réalisée avec une partie logiciel améliorée. Les packages ROS ont été adaptés à ROS sous Windows. Les drivers du capteur Myo n'étant disponibles que sur la plateforme de Microsoft, l'utilisation de ROS sous Windows a permis de coder un nouveau package capable d'exploiter toutes les possibilités du capteur<sup>9</sup>. L'acquisition EMG est maintenant à 200Hz, c'est-à-dire 4 fois plus élevé que dans l'expérimentation précédente. Étant donné l'importance de la fréquence d'acquisition, cette modification permettra d'apporter une amélioration significative des performances de l'estimateur. Un package ROS adapté au Leap Motion sous Windows a également été recréé<sup>10</sup>. Ce package profite de la quatrième version du kit de développement du fabricant afin d'apporter des améliorations. Codé en C et non plus en C++, il garantit un coût de calcul plus faible ainsi que de nouveaux algorithmes d'extraction des coordonnées euclidiennes pour améliorer la précision des acquisitions. Les packages ROS chargés de la réalisation de la deuxième version de la base de données sont disponibles sur la plateforme GitHub<sup>11</sup>.

Cette deuxième version doit être liée à un nouveau protocole. Le protocole initial a fait apparaître des biais dans la génération des mouvements. Les acquisitions 2 à 4 sont réalisées sans contraintes pour le sujet. Cela signifie qu'il réalise des mouvements du poignet et des doigts sans aucun but. Ces mouvements sont intéressants à exploiter, car ils produisent un large panel de mouvements admissibles, mais ils ne révèlent pas la réalité de l'utilisation de la main au quotidien. Les mouvements les plus fréquents sont connus et doivent être intégrés à la base de données [104]. Le nouveau protocole se doit d'imposer ces mouvements usuels afin de guider

---

9. [https://github.com/SimonKirchhofer-UCA/ROS\\_Myo\\_Windows](https://github.com/SimonKirchhofer-UCA/ROS_Myo_Windows)

10. <https://github.com/SimonKirchhofer-UCA/ROS-LeapMotion-Windows>

11. [https://github.com/EEHMD-database/EEHMD\\_v2](https://github.com/EEHMD-database/EEHMD_v2)

davantage l'apprentissage.

L'approche proposée contient également un défaut capital qui entrave la réalisation d'une commande de prothèse efficace. Le lien entre le signal EMG et le mouvement permet de contrôler une prothèse en boucle ouverte, c'est-à-dire sans retour d'information à l'utilisateur autre que visuel. L'efficacité de la motricité fine provient en grande partie du système sensoriel. Il permet de réguler la force de préhension afin de réussir des saisies puissantes et précises. En résumé, l'intensité du signal EMG est modérée par le sujet en fonction de la sensation de contact. En revanche, la commande d'un système prothétique avec l'estimateur de coordonnées articulaires ne permettra qu'un asservissement visuel. L'absence de retour tactile complexifie considérablement l'utilisation d'une prothèse [105] [106]. Inclure des saisies d'objets avec une mesure d'effort dans une prochaine base de données doit faire partie des objectifs. Il sera alors possible de quantifier la régulation de la force de préhension d'une prothèse active. À l'image d'un actionneur électrique, une double boucle d'asservissement serait mise en place : une boucle de tension pour un asservissement en position, et une boucle de courant pour la régulation de la force.

Malgré tout, il est évident que la reconstruction des coordonnées articulaires sera lacunaire avec ce type de dispositif EMG. Le réseau a alors comme objectif d'estimer les synergies de la main [31]. En conséquence, la prothèse de main doit être conçue de manière à reproduire ces synergies. La conception mécatronique doit être réalisée en harmonie avec les capacités de l'estimateur de position. De plus, l'architecture doit pallier le problème de manque de régulation de la force de saisie. Le prochain chapitre aborde ces problématiques de conception en tentant de proposer une solution fiable en accord avec les observations précédentes.

# Chapitre 3

## Conception d'une main robotique bio-inspirée

### 3.1 État de l'art

La volonté de remplacer un organe manquant chez l'homme n'est pas récente. Les premières traces d'appareils prothétiques remontent au XV<sup>e</sup> siècle av. J.-C. en Égypte avec la création d'un orteil artificiel [107]. À l'époque, il était courant de croire que l'amputation suivait les individus lors d'une nouvelle vie après la mort. Les prothèses avaient alors le rôle spirituel de garantir que le corps d'un amputé défunt reste complet après le décès. Il faut cependant attendre le XVI<sup>e</sup> pour voir apparaître l'ancêtre de la prothèse active [108]. Ambroise Paré (1510-1590) a développé des solutions de prothèses du membre supérieur et du membre inférieur en intégrant des systèmes de ressorts. Chirurgien militaire présent sur de nombreux fronts, il améliore ses prototypes avec les nombreux mutilés de guerre qu'il soigne. Depuis, les avancées technologiques et le développement des connaissances du corps humain nous ont permis d'envisager le contrôle de prothèses actionnées. La progression a été très rapide : par exemple, aux États-Unis, la première prothèse exploitant les signaux électromyographiques a été utilisée en 1975, puis environ 5000 utilisateurs étaient comptabilisés en 1985 [71]. La même année, le nombre total d'amputés trans-radial utilisant une prothèse myoélectrique dans le monde est estimé à 10.000. À l'heure actuelle, plus de 3 millions de personnes vivent avec l'absence d'un membre supérieur [11].

#### 3.1.1 Les prothèses commercialisées

Les systèmes rencontrant actuellement un certain succès commercial sont intéressants à étudier. Leurs caractéristiques nous permettront d'établir un cahier des charges pour répondre

à la demande des patients amputés. Les principaux acteurs du marché sont OttoBock avec les systèmes Bebionic v2 Hand et Michelangelo, Össur avec la main i-LIMB et la prothèse Vincent evolution 3 de Vincent Systems GmbH [55][56][109]. Il s'agit uniquement de prothèses de main, mis à part la prothèse Michelangelo qui contient une partie de l'avant-bras. La suite de cet état de l'art est inspirée d'une étude comparative publiée en 2013 détaillant les performances et la conception de ces prothèses [110]. Certaines valeurs sont indisponibles, car les fabricants ne révèlent que rarement les spécifications de leurs systèmes.

La masse d'une main humaine est d'environ 400g [111]. Les prothèses commercialisées sont en moyenne plus lourdes d'une centaine de grammes (tableau 3.1). Malheureusement, aucune donnée constructeur n'est accessible pour la main Vincent. La prothèse Michelangelo a naturellement une masse plus importante, car elle inclut une partie de l'avant-bras.



FIGURE 3.1: Principales prothèses actives du membre supérieur commercialisées

### Conception des doigts

La structure des doigts est sensiblement identique sur toutes ces prothèses. Les mains Bebionic, Vincent et i-Limb sont constituées de doigts à deux phalanges. Les mouvements de

la phalange proximale et distale sont couplés, chaque doigt ne possède donc qu'un degré de mobilité (figure 3.2). Un système 4 barres ou à câble impose une relation de proportionnalité entre l'angle des articulations métacarpophalangienne et inter-phalangienne. Le rapport angulaire de la PIP en fonction de la MCP est de 1.27 pour le doigt de la main Vincent, 1.09 pour la i-Limb et 1.14 pour la Bebionic. Ces relations ont été choisies en accord avec les données anthropométriques afin de recréer un mouvement naturel. Néanmoins, le doigt humain présente un ratio PIP/MCP différent en fonction de la forme des objets à saisir [112]. De plus, dans les solutions proposées, le blocage d'une phalange élimine le degré de mobilité du doigt, empêchant la seconde phalange d'envelopper l'objet. Cette approche ne garantit pas la stabilité de la préhension.

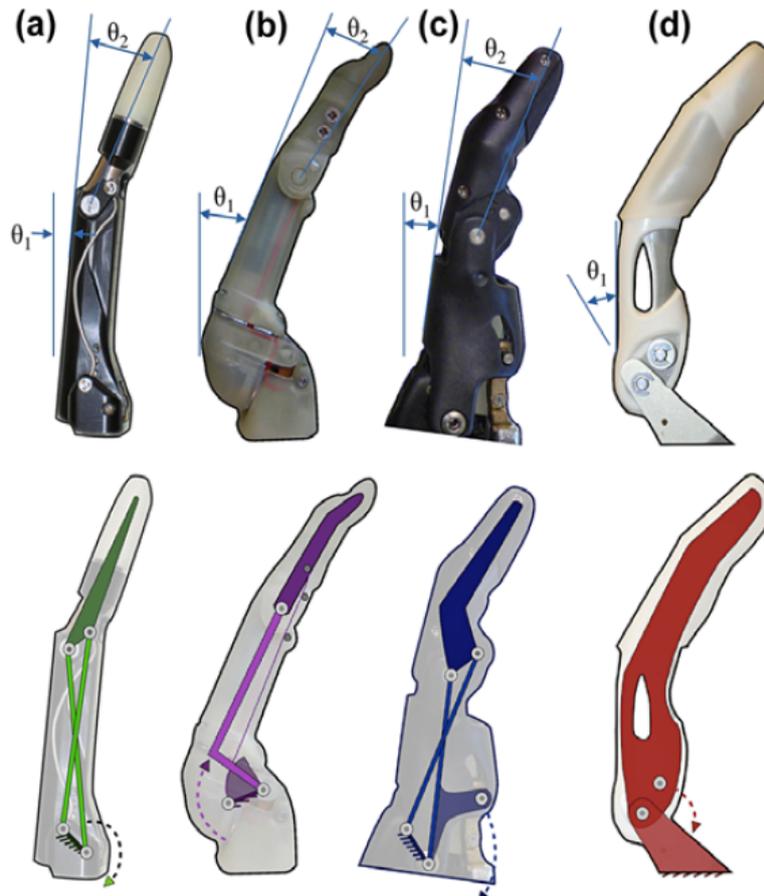


FIGURE 3.2: Doigts des prothèses commercialisées (haut) et modèle cinématique des systèmes de couplage (bas). (a) Vincent evolution, (b) i-Limb , (c) Bebionic, et (d) Michelangelo.  $\theta_1$  = angle de la liaison métacarpophalangienne,  $\theta_2$  = angle de la liaison inter-phalangienne proximale [110]

### Actionnement des doigts

La motorisation de la flexion des doigts contient également des similarités. Les mains Vincent et i-Limb disposent d'un moteur électrique dans chaque phalange proximale (figure 3.3). Les doigts sont individuellement commandés par un moteur à courant continu de 10 millimètres de diamètre et d'une puissance de 1.5W. Si le couple fourni par le moteur ne permet pas de réaliser de saisie puissante, un engrenage roue et vis sans fin procure une irréversibilité de la chaîne de transmission qui résiste à un effort extérieur sans solliciter les moteurs. La main Be-bionic utilise des actionneurs linéaires sur-mesure pour chaque doigt. Leurs caractéristiques ne sont pas disponibles, mais leur efficacité a été quantifiée par des essais. La main Michelangelo exploite un moteur synchrone à aimants permanents Maxon EC45 de 70W pour contrôler la flexion simultanée des 5 doigts. Comme cette prothèse est constituée d'une partie de l'avant-bras, l'électronique et la batterie ont été déportées hors de la paume. Le centre de la main comporte le moteur et un excentrique pour déplacer une plaque à la base des doigts et provoquer la flexion. Une liaison flexible lie le majeur et l'index au moteur, tandis que l'annulaire et l'auriculaire sont actionnés via des ressorts pour mieux se conformer aux objets à saisir. La main Michelangelo possède un second moteur bien plus petit pour positionner le pouce en opposition. À l'instar de la main Michelangelo, la Vincent a également un moteur dédié à l'opposition du pouce, alors que la Be-bionic et la i-Limb nécessitent un effort extérieur pour repositionner manuellement la base du pouce.

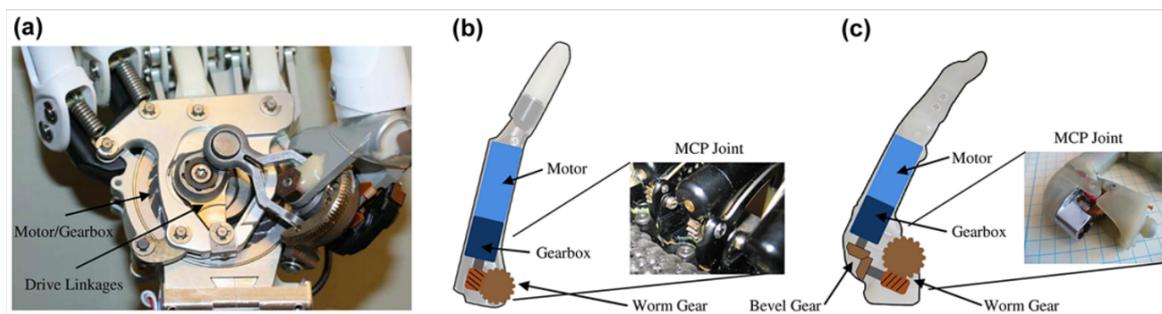


FIGURE 3.3: Mécanisme d'actionnement des doigts. (a) Michelangelo, (c) Vincent, (c) i-Limb [110]

### Performances des doigts

Les vitesses de rotation des articulations sont très proches pour toutes ces mains : elles se trouvent autour de 90 degrés/s (tableau 3.2). Le geste d'ouverture/fermeture est ainsi réalisé

	Masse (en g)	Nombre d'articulations	Nombre de phalanges par doigt	Nombre d'actionneurs	Puissance des actionneurs (en W)
i-Limb	539	11	2	5	1.5
Vincent	nc*	11	2	6	0.75
Bebionic	527	11	2	5	nc*
Michelangelo	746	6	1	2	70 <sup>(1)</sup>

TABLE 3.1: Caractéristiques des principales prothèses commercialisées. \*Non communiqué. <sup>(1)</sup>pour le moteur principal.

en environ une seconde.

À l'inverse, l'effort de saisie est particulièrement dépendant du choix de l'actionnement. Pour chaque main, le tableau 3.2 compare l'effort moyen que peut développer un doigt, ainsi que l'effort de préhension pour une saisie latérale et une saisie palmaire. Les mains i-Limb et Vincent<sup>®</sup> ont des efforts comparables, autour de 4N, justifiés par l'utilisation de la même technologie de moteur et de transmission de puissance. Elles compensent cette faible valeur avec un mode "pulse" qui commande le moteur avec des pics de courant successifs pour accroître le couple et ainsi augmenter l'effort au bout du doigt. La force en flexion est alors légèrement inférieure à 10N. La main Bebionic tire profit de ses actionneurs linéaires pour atteindre environ 15N d'effort maximal. La main Vincent n'était pas munie de pouce pendant les essais, les efforts de préhensions n'ont donc pas été évalués.

Pour les saisies, la main Michelangelo atteint des efforts de préhension élevés. L'utilisation d'un unique moteur de puissance élevée (70W contre 5 moteurs de 1.5W dans les autres cas) augmente l'effort maximal admissible. Cependant, l'effort de chaque doigt n'a pas été mesuré, car ces doigts ne peuvent être actionnés individuellement. De plus, une saisie cylindrique puissante est impossible à réaliser, car les doigts ne comportent qu'une phalange. Les autres mains proposent des performances du même ordre de grandeur : entre 20N et 30N en moyenne, et autour de 60N pour une saisie cylindrique.

### Contrôle des mouvements

Ces prothèses ne sont commandées que par deux électrodes EMG. Le plus souvent, elles sont placées sur des muscles antagonistes et ont un rôle bien déterminé. L'électrode positionnée sur un muscle antérieur est dédiée à la fermeture de la main, et l'électrode du compartiment

	Vitesse moyenne des articulations (en rad/s)	Effort moyen des doigts (en N)	Effort de saisie latéral (en N)	effort saisie palmaire (en N)	Effort de saisie puissante (en N)
i-Limb	95.6	4.4 ou 8.1 <sup>(1)</sup>	17 ou 32.1 <sup>(1)</sup>	10.8 ou 17.1 <sup>(1)</sup>	50 ou 71 <sup>(1)</sup>
Vincent	95.6	3.9 ou 8.4 <sup>(1)</sup>	nc*	nc*	nc*
Bebionic	96.4	14.5	16.4	22.5	62.4
Michelangelo	86.9	nc*	50.84	78.14	Non atteignable

TABLE 3.2: Performances des principales prothèses commercialisées. \*Non communiqué.

<sup>(1)</sup>Effort de maintien en mode "pulse"

postérieur contrôle l'ouverture. Afin de définir le type de préhension à réaliser, le patient choisit parmi des mouvements prédéfinis par le constructeur. Par exemple, la main Michelangelo propose une saisie latérale, une saisie en opposition, un pincement entre les doigts, ainsi que les positions de main ouverte et à moitié ouverte [111]. Les autres mains ont un choix plus varié grâce à l'actionnement individuel des doigts. Les modes comptabilisent une saisie cylindrique puissante ou de précision, une prise en crochet (type saisie de poignée de porte), une saisie latérale, et la flexion de tous les doigts sauf l'index. Cette dernière position se révèle idéale pour appuyer sur un interrupteur ou taper au clavier. La saisie de précision diffère de la saisie puissante par une limitation du couple articulaire. Son objectif est de conserver une cinématique de fermeture identique sans détériorer un objet fragile.

La liste des gestes n'est pas exhaustive et dépend du choix des fabricants. La sélection du mode peut se faire via un bouton comme celui sur le dos de la main Bebionic, via un smartphone pour la i-Limb<sup>1</sup>, voir même par la détection de puces électroniques astucieusement placées. La prothèse i-Limb est capable de détecter une puce dissimulée dans une poignée de porte afin de passer en mode "prise crochet" pour correctement l'attraper.

La commande de ces dispositifs est donc assez rudimentaire. Les lacunes de l'exploitation électromyographique poussent les constructeurs à adopter un contrôle tout-ou-rien en vue d'améliorer la répétabilité du déclenchement du mouvement. Il s'agit d'une contrainte de conception critique : la commande doit être reproductible, sinon le sentiment de fiabilité est

1. Une interview de Bertolt Meyer, utilisateur de la prothèse i-Limb, est disponible en ligne <https://www.youtube.com/watch?v=3Y6RmByeQkw>

compromis.

Les défauts de cette commande sont en partie compensés par la conception. Des composants flexibles assurent une déformation de la chaîne d'actionnement, répartissant plus équitablement les efforts sur l'objet en contact. Les ressorts et les barres souples de la main Michelangelo ont déjà été évoqués. La main Vincent utilise quant à elle la flexion d'une barre dans la phalange proximale à la manière d'un ressort de suspension à lames. Enfin, la i-Limb exploite un ressort qui tolère un déplacement de la phalange distale indépendamment de la MCP. Cette approche prouve qu'une conception adaptative facilite grandement la prise en main pour l'utilisateur. Partant de ce constat, la recherche s'est focalisée sur une augmentation de la capacité d'adaptation des mains. La solution actuellement privilégiée est le sous-actionnement.

### 3.1.2 Le sous-actionnement

En 1962, le brevet intitulé "prothetic hands" est déposé aux États-Unis [113]. Il propose un actionnement simultané du pouce, de l'index, du majeur et de l'auriculaire (figure 3.4). Toutes les mobilités sont seulement actionnées par le câble 17.

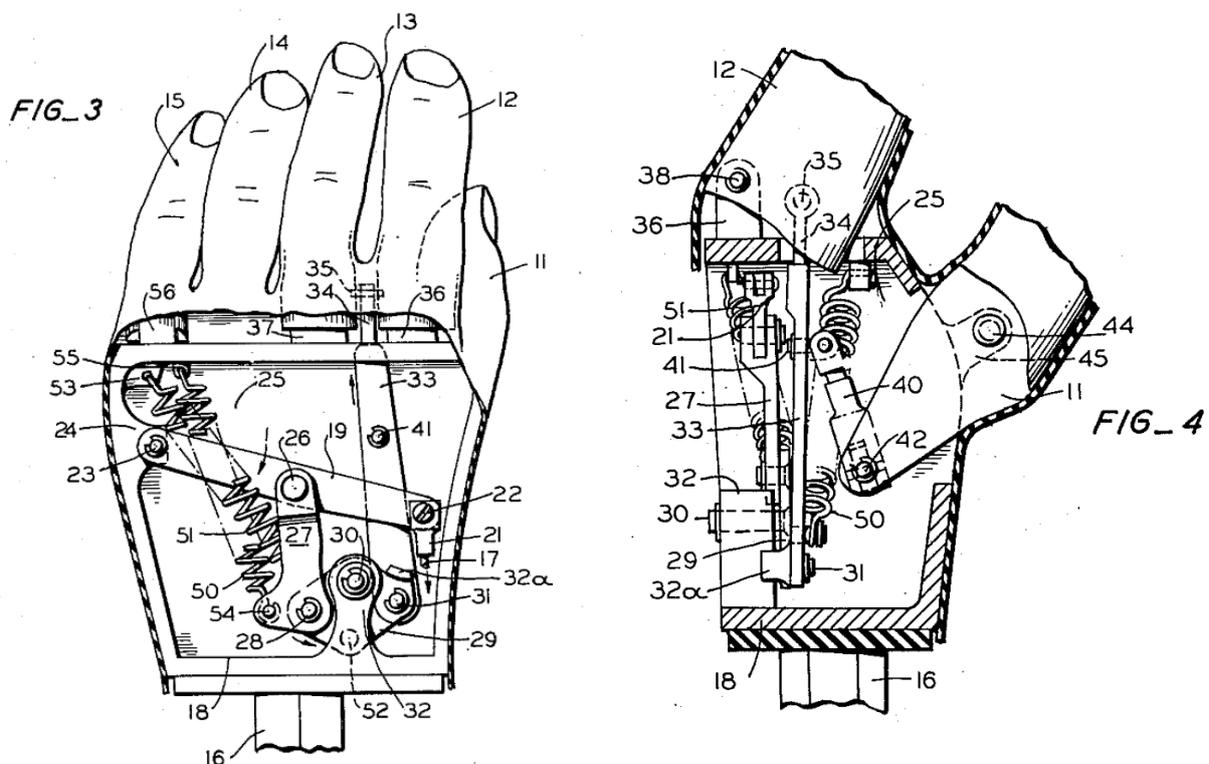


FIGURE 3.4: Schéma du Brevet US3026534A [113]

Le mécanisme est alors sous-actionné. En 2003, Laliberté et al. posent une définition du sous-actionnement.

*Un mécanisme est dit sous-actionné, lorsqu'il utilise moins d'actionneurs qu'il ne compte de degrés de liberté [9].*

Il convient de souligner que cette citation utiliserait un abus de langage. Dans cette définition du sous-actionnement, les "degrés de liberté" se réfèrent en réalité aux mobilités du mécanisme. En effet, dès 1978, Hervé utilise le terme "degrés de liberté du système" pour décrire les mouvements admissibles par un assemblage [114]. Or, la théorie des mécanismes se réfère communément à la notion de mobilité afin de définir un mouvement caractérisé par une valeur numérique indépendante, en accord avec les notations du critère Chebychev–Grübler–Kutzbach (équation 3.1) [115]. Cette différenciation est essentielle, car les degrés de liberté caractérisent les liaisons et les degrés de mobilité se réfèrent aux mouvements des pièces.

$$M = 6n - \sum_{i=1}^j (6 - f_i) \quad (3.1)$$

Avec :

- $M$  degrés de mobilité du mécanisme
- $n$  nombre de corps rigides sans compter le bâti
- $j$  nombre de liaisons
- $f_i$  degrés de liberté de la liaison  $i$

Pour une chaîne cinématique ouverte, la mobilité est bien égale à la somme des degrés de liberté des liaisons. En revanche, ce n'est plus le cas pour une chaîne fermée. Prenons l'exemple d'un doigt à deux phalanges avec une structure mécanique identique aux mains Bebionic et Vincent. Il s'agit d'un système 4 barres inversées (figure 3.5). La pièce bleue numérotée {3} forme la phalange distale, la barre {1} représente la phalange proximale, et le bâti {0} prend le rôle du métacarpe.

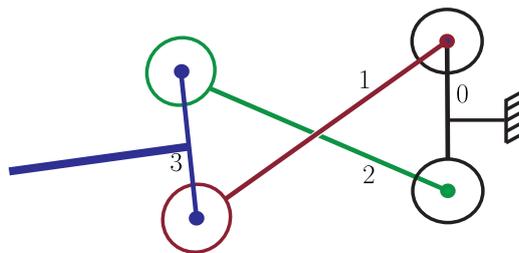


FIGURE 3.5: Modélisation d'un doigt à deux phalanges couplées par un mécanisme 4 barres

L'analyse de ce mécanisme révèle 4 liaisons à 1 degré de liberté pour 3 solides (hors bâtie). La mobilité est déduite du critère Chebychev–Grübler–Kutzbach adapté à un problème plan :

$M = 3 \times 3 - \sum_{i=1}^4 (3 - 1) = 1$ . Si le système ne comporte qu'un seul degré d'actionnement, il ne sera pas considéré comme sous-actionné. La relation entre le mouvement des 2 phalanges est imposée. Malgré le contrôle simultané de deux phalanges, il ne s'agit pas de sous-actionnement.

Quand Hervé substitue le terme "mobilité" par "degrés de liberté de système", il propose un abus de langage communément admis. Cette terminologie n'est pas absurde, car les architectures mécaniques en chaîne ouverte ont autant de degrés de liberté que de mobilité, et la ramification de l'ossature de la main est un ensemble de chaînes ouvertes. Néanmoins, les conceptions de mains proposent parfois des fermetures cinématiques qui imposent la différenciation entre liberté et mobilité. Par la suite, la différence entre les degrés de liberté et le nombre de mobilités sera respectée. À ce titre, nous proposons une définition plus appropriée du sous-actionnement :

*Un mécanisme est dit sous-actionné, lorsqu'il utilise moins d'actionneurs qu'il ne compte de degrés de mobilité.*

Le sous-actionnement est particulièrement adapté pour une application prothétique. Il répond à deux enjeux majeurs : la simplification du contrôle et la réduction de l'encombrement. La complexité du contrôle d'une prothèse myoélectrique s'explique par les lacunes de l'interface homme-machine (voir Chapitre 2). L'exploitation du signal EMG ne permet qu'une estimation partielle des mouvements et des couples articulaires à recréer. Il est alors plus facile de concevoir la commande d'une prothèse quand le nombre d'actionneurs est faible. Un nombre réduit d'actionneurs favorise également la réduction de la masse et l'encombrement. Dans le cas d'une amputation trans-radiale, il est impossible de positionner les actionneurs dans l'avant-bras. Minimiser le nombre d'actionneurs permet de garantir un volume et une masse de la prothèse proche de la main humaine. La main Shadow Dexterous Hand en est le contre-exemple type [116] : elle est construite avec 44 actionneurs pour contrôler 22 degrés de mobilité. Pour conserver un aspect humain, les actionneurs sont déportés hors de la main et les dimensions de la base ne permettent pas d'envisager une application prothétique (figure 3.6a). La main DLR/HIT Hand II réussit à intégrer la totalité des moteurs et de l'électronique dans la main de manière à contrôler indépendamment les degrés de mobilité de chaque doigt [117]. En contrepartie, la masse du système est de 1.5Kg, soit environ 3 fois plus que les prothèses de main déjà évoquées, et sa taille dépasse l'intervalle de confiance à 95% des mesures anthropométriques (figure 3.6b). L'anthropomorphisme d'une conception est un critère primordial permettant au patient de mieux accepter la prothèse en société. Par conséquent, la suite de cette étude bibliographique se concentrera sur les conceptions de préhenseurs anthropomorphiques.



(a) Shadow dexterous hand [116]



(b) DLR/HIT Hand II [117]

Il existe de multiples solutions technologiques pour générer du sous-actionnement. En 2005, Kurt et al. proposent une classification des mécanismes [118].

- Les systèmes différentiels répartissent les efforts entre les degrés de mobilité. La proportion d'effort sur chaque ramification de l'actionnement est fixée par la conception.
- Les systèmes compliants adaptent la distribution de l'actionnement avec des corps non-rigides. Ils sont souvent conçus avec des assemblages de ressorts.
- Les systèmes à déclenchement actionnent les articulations de manière séquentielle, dans le sens où le blocage d'une articulation enclenche le mouvement d'une autre.

En 2008, Begoc ajoute les systèmes autobloquants à la liste des solutions sous-actionnées [119]. Ils font intervenir une irréversibilité dans la chaîne de transmission de puissance afin de verrouiller une position.

Il existe un très grand nombre de mains robotiques dans la littérature et beaucoup intègrent plusieurs types de sous-actionnement différents. Plutôt que de dresser une liste exhaustive, il est plus approprié d'étudier les différentes solutions technologiques en se concentrant sur les conceptions les plus marquantes.

Le sous-actionnement différentiel est réalisé avec des systèmes mécaniques ou fluidiques à une entrée et plusieurs sorties (figure 3.7). Que l'approche fluide soit hydraulique ou pneumatique, elle repose sur le même principe de fonctionnement : l'équilibre des pressions (figure 3.7a). La pression étant considérée quasi-constante dans le réseau, l'effort en entrée  $F_a$  et les efforts en

sortie  $F_1^a$  et  $F_2^a$  sont proportionnels au diamètre des conduites. Dès qu'un distributeur modifie la pression dans le réseau, elle se répartit afin d'atteindre les actionneurs.

Les solutions fluidiques sont peu répandues dans le domaine de la main robotique. Elles permettent de générer des efforts importants, mais les contraintes d'intégration sont rédhibitoires pour une utilisation embarquée. Les pompes, les compresseurs et les périphériques hydrauliques ou pneumatiques respectent difficilement les contraintes d'encombrement. L'énergie électrique est majoritairement privilégiée.

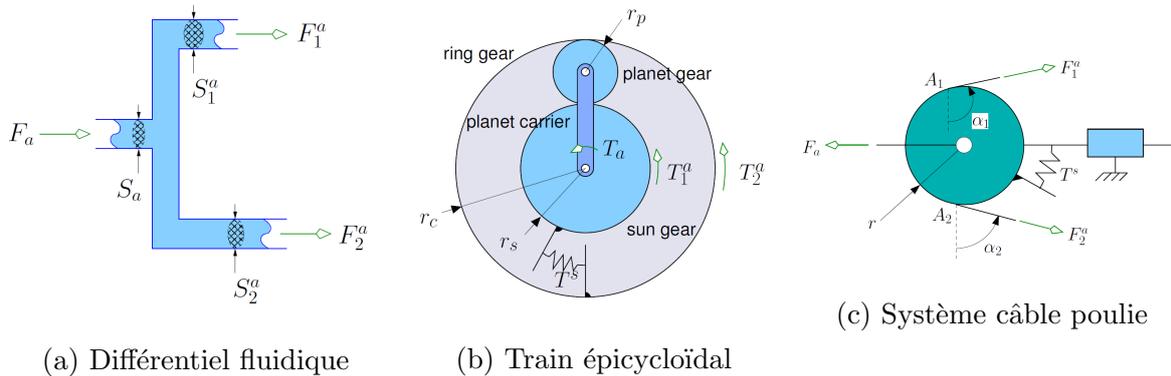


FIGURE 3.7: Différentes solutions de systèmes différentiels [120]

Les trains d'engrenages et les systèmes à câbles sont adaptés à la répartition de l'effort mécanique. Le train épicycloïdal transforme un couple d'entrée  $T_a$  en couples de sortie  $T_1^a$  et  $T_2^a$  (figure 3.7b). Le pourcentage de répartition du couple est choisi en modifiant le nombre de dents des satellites et des planétaires. Le train épicycloïdal peut être sphérique s'il est constitué d'engrenages coniques, il s'agit alors de la configuration adoptée dans les différentiels automobiles.

Une fois encore, cette solution technologique est difficile à appliquer à cause des contraintes dimensionnelles. Elle est présente dans des préhenseurs sous-actionnés industriels [121], mais les conceptions anthropomorphiques favorisent les systèmes à câbles plus légers et plus compacts.

Les ensembles poulie/câbles sont omniprésents dans les mains robotiques. Ils sont pratiques pour actionner les phalanges en déportant les actionneurs dans la paume de main. La main Pisa/IIT SoftHand fait figure de cas d'école pour mettre en avant le sous-actionnement à câble [122]. Chaque doigt dispose d'un câble qui assure la rotation des articulations métacarpo-phalangiennes et inter-phalangiennes (figure 3.8c). Le routage du câble à travers les articulations garantit la répartition des couples articulaires. La conception de l'articulation bio-inspirée est basée sur une articulation de Hillberry [123]. Il s'agit d'une paire de cylindres en roulement

sans glissement l'un sur l'autre, tenue en contact par une bande flexible qui s'enroule autour de chaque cylindre (figure 3.8b). Cette conception rappelle les ligaments qui guident la structure osseuse. L'élasticité des ligaments fournit à l'ensemble une très bonne résistance aux impacts. En effet, le doigt est capable de subir passivement des mouvements d'abduction/adduction et de torsion avant de revenir en position initiale.

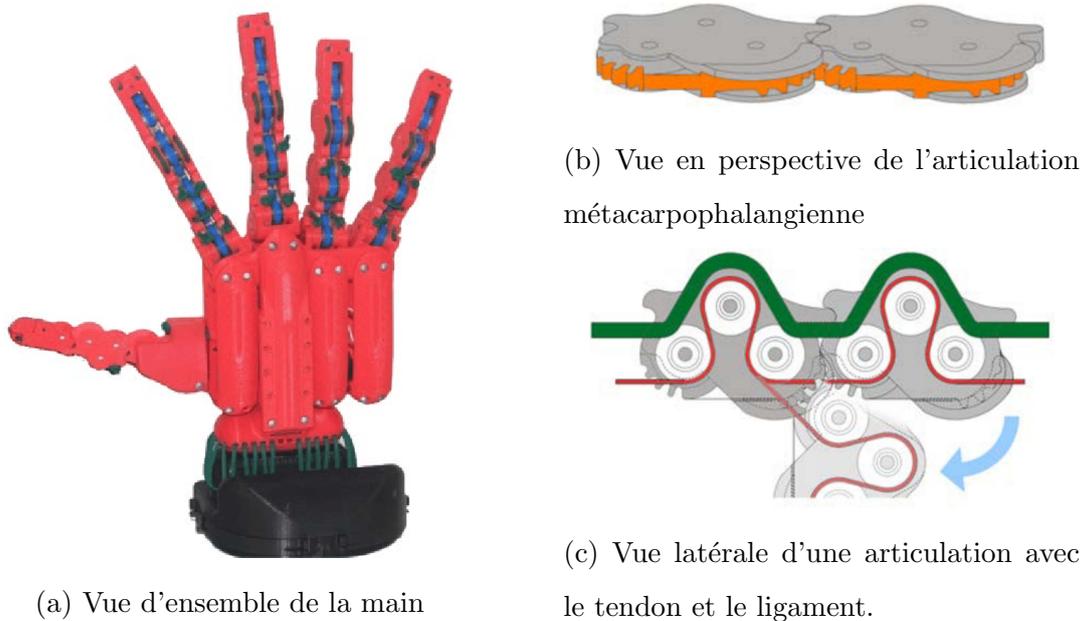
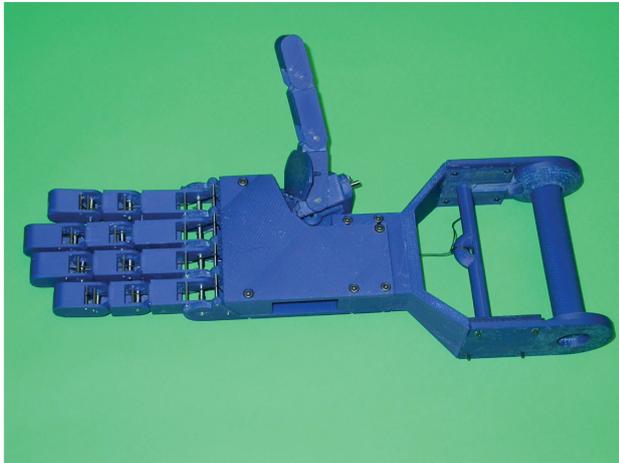


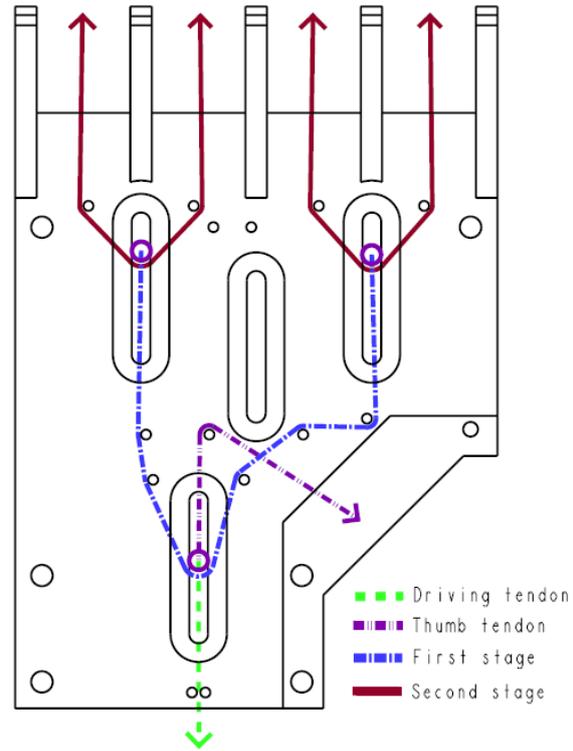
FIGURE 3.8: Main Pisa/IIT SoftHand [122]

Ce système de câble est également présent sur une main à 15 degrés de mobilités ne disposant que d'un seul actionneur (figure 3.9) [10]. La figure 3.9b présente l'ensemble de la ramification de câbles qui permet de contrôler les 3 flexions des 5 doigts. Un système de poulies répartit uniformément les efforts dans les doigts longs (figure 3.7c). Le pouce bénéficie d'une force plus importante, car il est en opposition aux 4 doigts longs. Un câble fournissant l'effort en entrée tire une poulie avec un effort de traction  $F_a$ . L'équilibre statique de la poulie impose aux deux brins du câble de sortie un effort  $F_a^1$  et  $F_a^2$ . Le choix des angles  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  modifie la répartition de l'effort en sortie. L'expérience a montré qu'une grande variété d'objets peut être saisie avec ce dispositif.

Un système à câble comporte néanmoins un défaut de taille : un câble ne transmet qu'un effort de traction. Il ne peut donc actionner une articulation que dans une direction. Afin de pallier ce problème, les articulations sont dotées de ressorts de rappel pour rouvrir la main quand la tension des câbles diminue. La main Shadow utilise deux câbles par articulation pour contrôler la flexion et l'extension, ce qui explique la présence de 44 actionneurs pour 22 degrés de mobilité.



(a) Prototype



(b) Ramification des câbles

FIGURE 3.9: Main à 15 degrés de mobilité avec un seul actionneur [10]

Le sous-actionnement compliant se rapproche de la robotique molle (traduction de l'anglais "soft robotics"). La main TBM est l'exemple le plus pédagogique [124]. Un solide en liaison glissière dans la paume de main est actionné par un moteur via une transmission vis-écrou (figure 3.10). Cette translation crée un effort de traction sur 5 ressorts connectés aux articulations des doigts, générant des couples articulaires. Contrairement à un sous-actionnement différentiel, la force n'est pas équitablement répartie entre les doigts. Une articulation reçoit d'autant plus d'effort que son angle de flexion est faible. Ceci peut s'avérer contre-productif pour garantir une bonne préhension, car les doigts qui enveloppent le plus les objets sont ceux qui produisent le moins d'effort de saisie.

Un sous-actionnement compliant est également envisageable entre les articulations des doigts. Le prototype SPRING Hand utilise 3 câbles, chacun connecté à une phalange, et relié à un unique actionneur (figure 3.11) [125]. Les câbles des phalanges proximales et intermédiaires sont reliés au solide par l'intermédiaire d'un ressort. Ainsi, quand un effort est appliqué sur une phalange, le ressort associé se comprime et les autres phalanges continuent leur flexion. Ce cas d'utilisation n'est pas idéal, car le doigt ne peut que partiellement compléter sa flexion pour stabiliser la saisie.

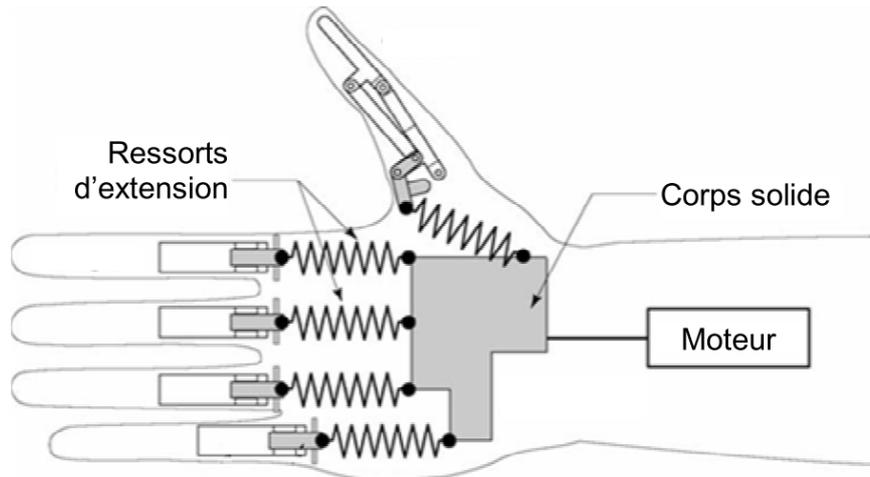


FIGURE 3.10: Sous-actionnement compliant de la main TBM [124]

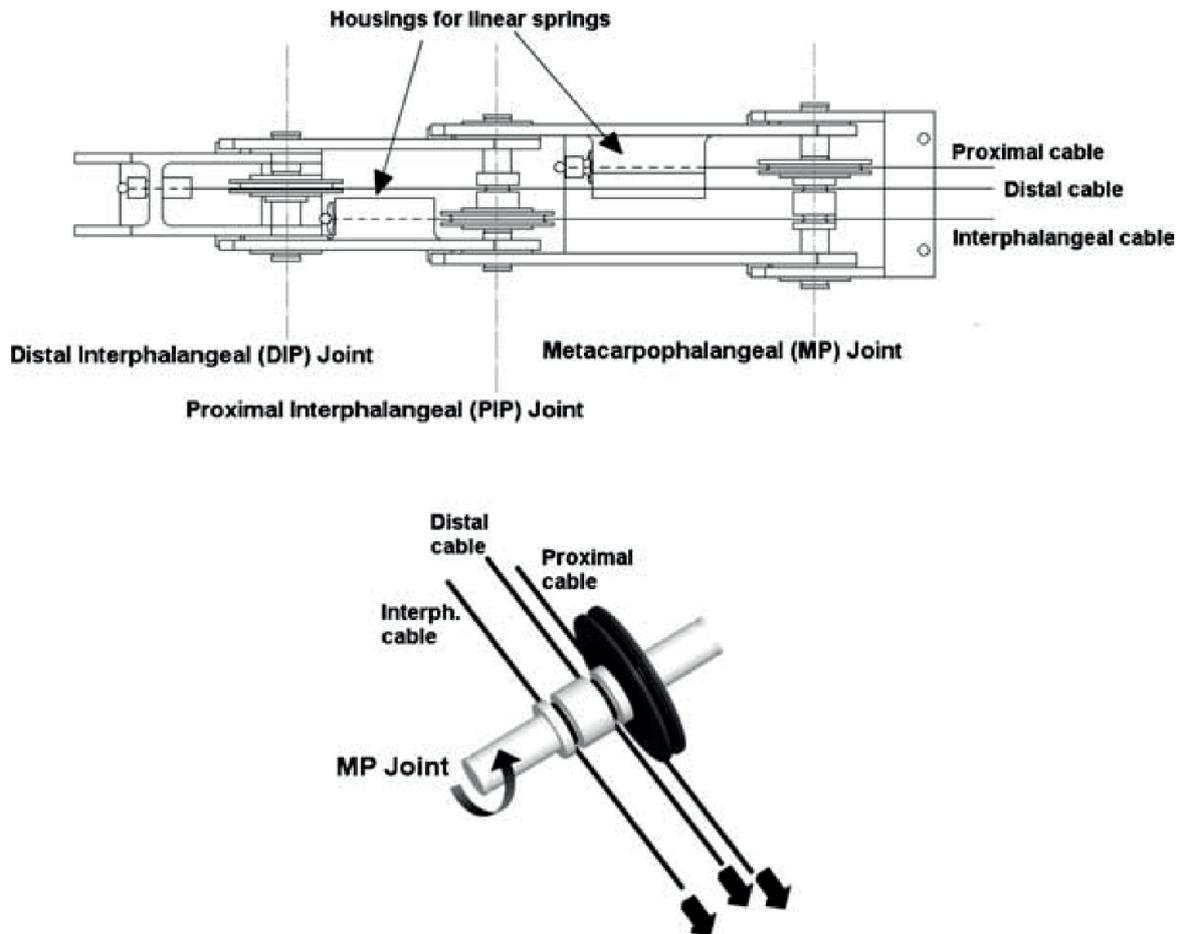


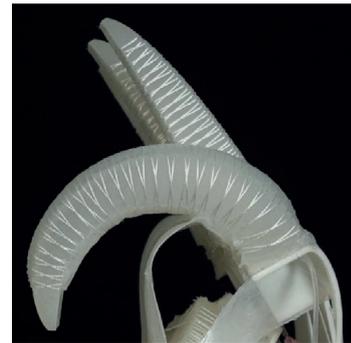
FIGURE 3.11: Sous-actionnement compliant d'un doigt de la main SPRING [125]

La main RBO hand 2 propose une approche innovante avec des cavités gonflables en guise de structure mécanique [97]. Les phalanges sont des solides déformables creux et leur flexion est provoquée par une augmentation de la pression interne (figure 3.12). Ensuite, la surface de

contact à l'intérieur du doigt se déforme pour venir épouser la forme de l'objet à saisir. Même si l'adaptation de la géométrie et de la répartition de l'effort rappelle le sous-actionnement, il est excessif de raccrocher cette technologie à la définition du sous-actionnement compliant car la notion de mobilité ou de degrés de liberté perd son sens pour des solides déformables. Plus tard, Fras et al. ont présenté un projet similaire [126]. Le fonctionnement est identique, mais l'esthétique se rapproche davantage d'une main humaine (figure 3.13).



(a) Vue d'ensemble de la main



(b) Flexion d'un doigt

FIGURE 3.12: Main à actionneur pneumatique RBO Hand 2 [97]

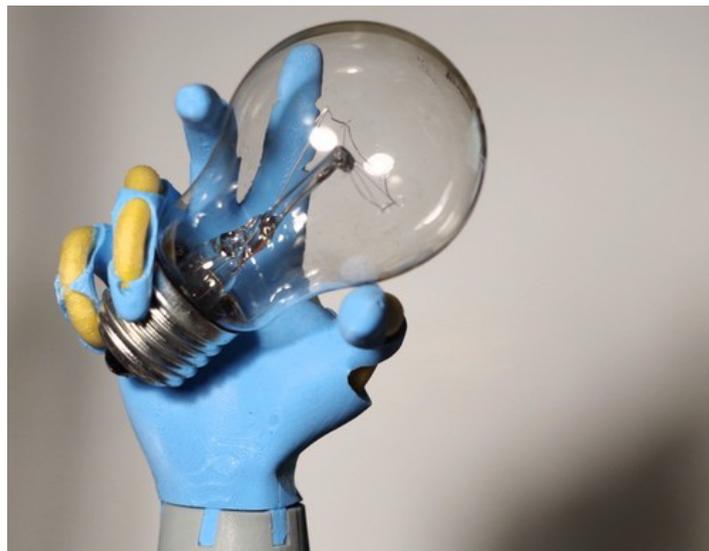


FIGURE 3.13: Main pneumatique "Soft biomimetic prosthetic hand" [126]

Le sous-actionnement à déclenchement est également une des pistes de recherche afin de diminuer le nombre d'actionneurs. Il s'agit de mettre en place des astuces de conception pour que l'articulation commandée par une chaîne d'actionnement varie en fonction des efforts ou de

la position. L'exemple de la figure 3.16 schématise un doigt à deux phalanges [9]. En absence de contact, le système 4 barres, représentant la phalange proximale, effectue un mouvement de flexion. La phalange distale, liée à une des barres, se déplace également, mais le système complet ne comporte qu'une seule mobilité. Quand la phalange proximale entre en contact avec un objet, une partie de l'effort est transmis à un ressort qui assure le couplage des phalanges. Les segments sont alors découplés et seule la phalange distale est en mouvement.

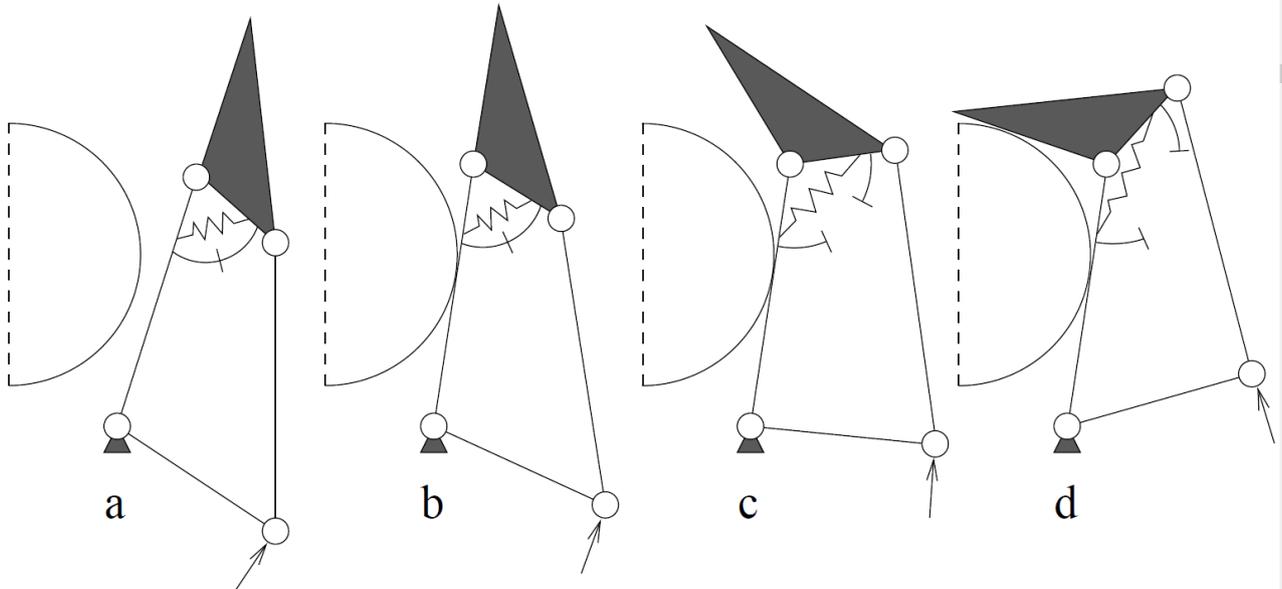


FIGURE 3.14: Deux phalanges dotées d'un sous-actionnement à déclenchement [9]

La main ALPHA Hand est à mi-chemin entre le sous-actionnement à déclenchement et différentiel [17]. Chaque doigt dispose d'un moteur lié à un engrenage et deux systèmes 4 barres en série (figure 3.15a). Les trois phalanges ainsi constituées ne possèdent qu'un seul degré de mobilité qui génère une flexion des liaisons métacarpophalangiennes et inter-phalangiennes. Le sous-actionnement est réalisé par un câble traversant le doigt. À l'instar de la main à 15 degrés de mobilité, la main ALPHA possède un actionneur qui, associé à une ramification des câbles, entraîne la flexion des doigts (figure 3.15b). La tension du câble déclenche le flambage d'une barre et la flexion du doigt (figure 3.15c). Malgré l'utilisation de plusieurs actionneurs pour réaliser la même flexion, cette conception est justifiée. L'actionnement du système 4 barres est de faible puissance : son but est de mettre en position les phalanges. Il est conçu pour être irréversible et ses dimensions et sa masse sont faibles. On retrouve 4 moteurs de 1.5W pour la flexion des doigts longs, et 3 moteurs de même puissance pour le pouce. Un huitième moteur de 70W actionne le câble. Il est dimensionné pour fournir un couple important et répondre à un objectif : fournir une force de saisie importante. Cette structure n'est pas sans rappeler la

main humaine : en effet, les muscles intrinsèques, de faible puissance, gèrent la motricité fine, tandis que les muscles extrinsèques fournissent l'effort pour la préhension.

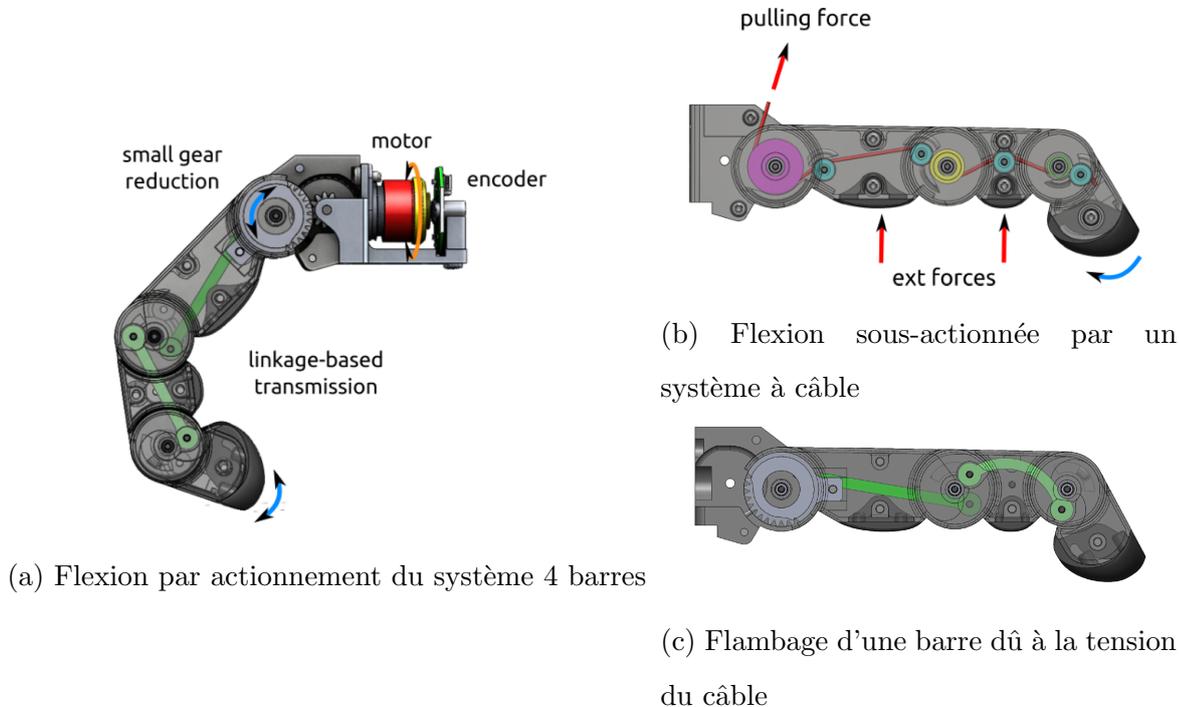


FIGURE 3.15: Schématisation des deux modes de fonctionnement de la main ALPHA [17]

Avec l'irréversibilité de la chaîne d'actionnement de ses systèmes 4 barres, la main ALPHA nous initie au sous-actionnement autobloquant. Ce dernier type de sous-actionnement permet de maintenir une position en répartissant les efforts extérieurs dans la chaîne mécanique de transmission de puissance. L'actionneur n'a alors pas à contrer la force de saisie, ce qui réduit considérablement sa consommation d'énergie. Les transmissions irréversibles roue/vis sans fin et vis-écrou sont les plus communes. Elles sont parfois présentes dans des mains déjà citées précédemment (les mains SPRING et TBM utilisent une transmission vis-écrou). Il existe néanmoins des solutions plus originales comme la main à serrage automatique développée par Lopez en 2002 [127]. L'actionneur contrôle l'ouverture de la main via un câble et la fermeture est assurée par des ressorts de rappel. Lorsqu'un effort est appliqué sur les doigts, l'architecture mécanique est conçue pour s'arc-bouter, maintenant ainsi une position sans l'implication de l'actionneur. Ce fonctionnement est adéquat pour porter une masse rigide, mais il n'autorise aucune régulation de l'effort de saisie.



les mains déjà évoquées, toutes ont une rigidité qui varie passivement grâce à des éléments élastiques. La main anthropomorphe de Takaki et al. est présentée comme la seule possédant un contrôle actif de la rigidité [129]. Cette proposition semble erronée, car la structure de l'actionnement ne permet pas de modifier la rigidité. Les doigts sont constitués d'une architecture à câble identique à des solutions déjà évoquées. L'originalité de la démarche consiste à utiliser deux moteurs pour tendre le câble. Le premier moteur, de faible puissance, est relié à un système vis-écrou qui tire le câble au niveau de son ancrage (figure 3.17a). Il est dimensionné pour atteindre une vitesse élevée et un effort faible en vue de réaliser la trajectoire d'approche. Le second moteur est relié à une poulie de renvoi via un excentrique. Son rôle est d'augmenter significativement la tension du câble en déplaçant la poulie, produisant ainsi un effort de préhension important (figure 3.17b). L'approche de Takaki et al. est semblable à celle de la main ALPHA : une première chaîne d'actionnement pour le positionnement et une seconde pour fournir la force de préhension [17]. Néanmoins, la rigidité de la structure mécanique n'est pas modifiée.

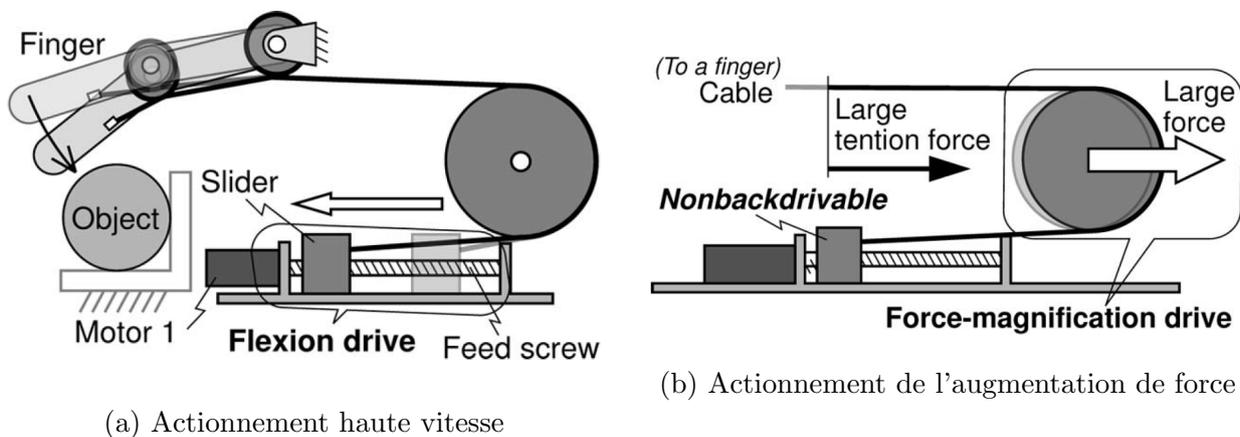


FIGURE 3.17: Actionnement du câble de la main sous-actionnée de Takaki et al. [129]

En 2016, Fumagalli et al. proposent une solution de doigt sous actionné doté d'un VSA [130]. Cette architecture non anthropomorphe à deux phalanges prouve l'avantage de s'adapter à tout type de préhension avec un asservissement de l'effort rudimentaire.

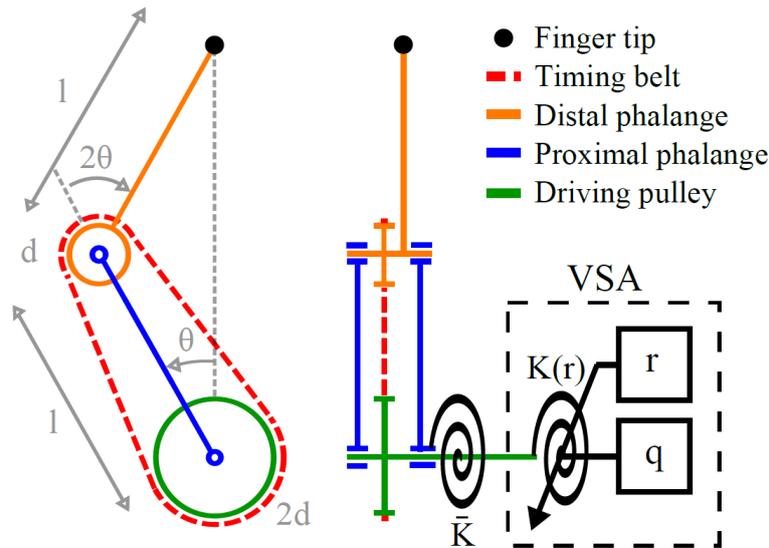


FIGURE 3.18: Doigt à 2 phalanges sous-actionnées par un actionneur à rigidité variable [130]

Un doigt à trois phalanges a été développé en 2019 [131]. Une diminution de la section du solide permet une flexion de la matière, formant ainsi les articulations (figure 3.19a). L'actionnement est réalisé par la translation d'une plaque flexible en acier traversant les 3 articulations. Si ce système ressemble au sous-actionnement à câble déjà évoqué, il a l'avantage de travailler également en compression. Il est alors possible de contrôler la flexion et l'extension des articulations.

La rigidité des articulations est contrôlée par adhésion électrostatique. Des manchons bobinés sont insérés sur le doigt polarisé (figure 3.19b et 3.19c). L'alimentation des bobines génère une force d'attraction qui plaque le manchon sur le doigt, générant de la friction. Comme la flexion de l'articulation est entravée, la rigidité de la structure est plus importante.

Le désavantage principal de cette approche réside dans le nombre d'actionneurs. En effet, chaque articulation est équipée d'un actionneur électrostatique, en plus de l'actionneur de la plaque en acier. Un doigt compte alors 4 actionneurs et 3 articulations. Si l'on se réfère à la définition, il ne s'agit donc pas d'un système sous-actionné. En outre, les actionneurs électrostatiques sont alimentés par des hautes tensions (jusqu'à 9kV). Ils sont difficilement appropriés pour une utilisation prothétique en raison des contraintes liées à la sécurité de l'utilisateur.

Une main sous-actionnée à raideur variable est présentée avec des actionneurs pneumatiques [132]. Le routage des câbles dans les doigts rappelle toujours le même type de sous-actionnement, mais les phalanges sont remplacées par des cavités pneumatiques dans lesquelles la pression est contrôlée (figure 3.20). Cette approche n'est plus basée sur le contrôle de la rigidité des

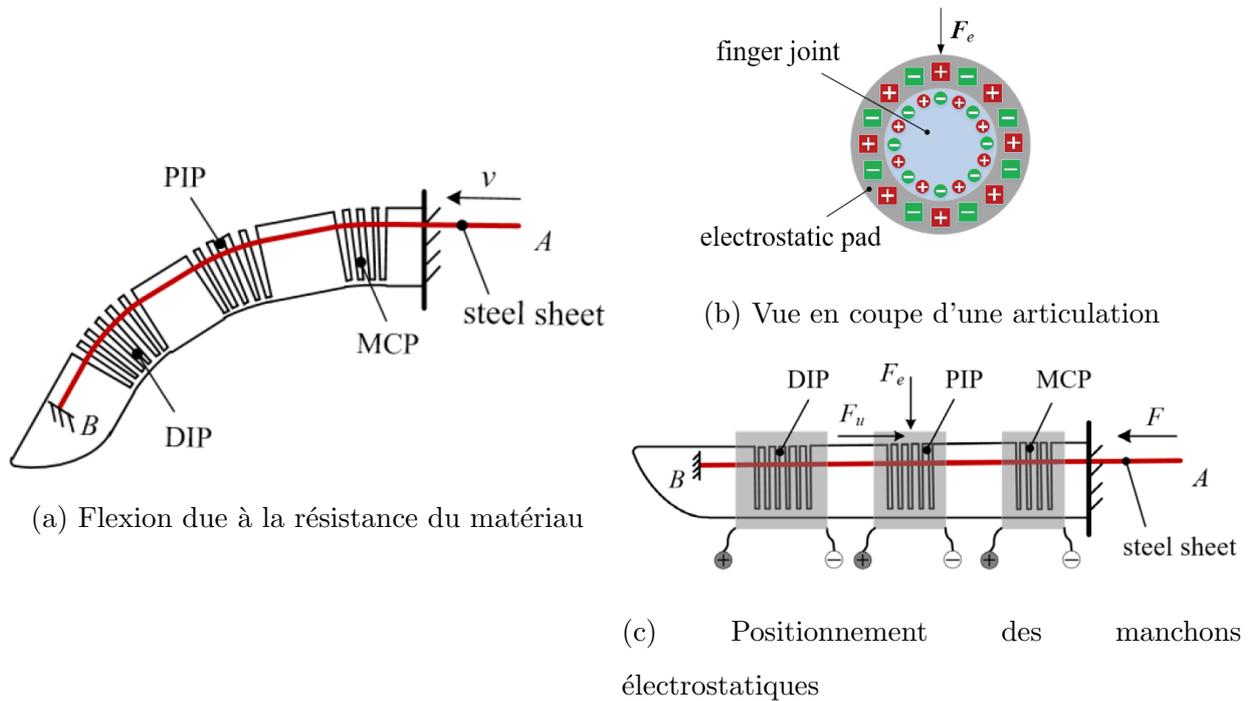


FIGURE 3.19: Doigt sous-actionné à rigidité variable par actionneurs électrostatiques [131]

articulations, mais sur la modification de la souplesse de la surface de contact. Diminuer la pression dans le doigt ne change ni les angles articulaires ni la réaction cinématique de la structure à un effort extérieur. La pression contrôlant la souplesse de la peau, les opérations de saisie peuvent être réalisées plus facilement en fonction du type d'objet. Néanmoins, même si la raideur de la zone de contact est commandée, elle n'offre qu'une faible amplitude. La rigidité de la structure est toujours dépendante du système à câble, qui n'est pas contrôlable pour une position donnée.

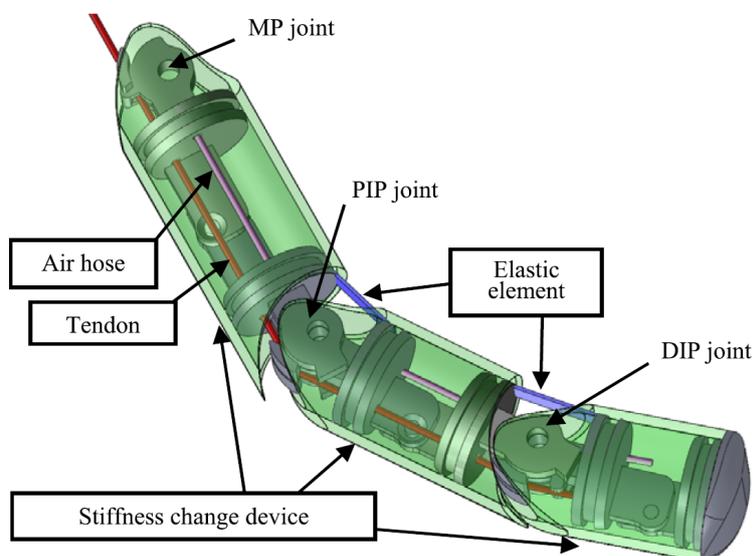


FIGURE 3.20: Doigt pneumatique sous-actionné à rigidité variable [130]

L'état de l'art met donc à disposition des systèmes robotiques sous actionnés à rigidité contrôlable. Les conceptions proposées sont variées et comportent des défauts différents. Cependant, le sous-actionnement à rigidité variable est présent naturellement chez l'humain grâce aux muscles antagonistes et à la ramification des tendons. Il est alors légitime de se demander si l'architecture de la main biologique peut être reproduite sur une prothèse du membre supérieur. L'intérêt principal serait d'allier le sous-actionnement et la rigidité variable de toutes les articulations avec uniquement deux actionneurs : un dédié à la flexion et un second attribuer à l'extension. De plus, une prothèse bio-inspiré offre un comportement plus naturel qui peut faciliter la période d'apprentissage d'un utilisateur. Le doigt sous-actionné utilisant des actionneurs électrostatiques est le dispositif de l'état de l'art se rapprochant le plus de cette architecture [131], mais il utilise 4 actionneurs par doigt. Dans la partie suivante, nous présentons une démarche de conception bio-inspirée pour une prothèse du membre supérieur. Après avoir établi un cahier des charges et modélisé un doigt commandé par deux câbles antagonistes, nous étudierons le prototype afin de valider cette approche.

## 3.2 Modélisation d'un doigt à câbles antagonistes bio-inspiré

### 3.2.1 Cahier des charges de la prothèse

Avant de développer un modèle, l'élaboration du cahier des charges est indispensable pour guider la démarche de choix de solution. Notre objectif est de concevoir une main anthropomorphe polyvalente adaptée à une commande par signaux EMG. Le cahier des charges a été établi autour de 3 axes : la contrôlabilité contraint la conception à faciliter la commande, les fonctionnalités garantissent que la prothèse est conforme à une utilisation au quotidien, et la cosmesis répond à l'approche anthropomorphe. La cosmesis comprend l'esthétique, mais également le côté naturel des mouvements et de l'exécution des fonctions [133]. Toutes les contraintes sont détaillées et quantifiées dans le diagramme des exigences de la figure 3.21.

Pour les fonctionnalités, 5 gestes représentent presque 90% des activités de la vie quotidienne (ADL) [134]. Il s'agit des mouvements que l'on retrouve dans les différents modes des prothèses commerciales. Les contraintes de force et de vitesse sont sélectionnées en adéquation avec les mains décrites dans l'état de l'art. Seule la vitesse angulaire maximale diffère : une vitesse angulaire de 3 à 4 rad/s rendrait le mouvement plus réaliste, alors que les prothèses actuelles

tournent autour de 0.5 rad/s. L'autonomie du système doit être supérieure à une journée pour programmer le rechargement de la batterie pendant la nuit.

À propos de la contrôlabilité, le chapitre 2 nous a aiguillés sur les capacités d'extraction d'information via un capteur EMG à bas coût de type Myo. L'estimation des angles articulaires manque encore de précision, mais le comportement plus global de la main, en particulier via la classification de mouvements, est bien connu. Il est donc pertinent de se rapprocher des solutions sous-actionnées. Un sous-actionnement à câble est particulièrement adapté, car il est léger, compact, compliant et son coût est faible pour un grand nombre de degrés de mobilité [135]. D'autre part, le positionnement des électrodes nous renseigne sur la commande de la rigidité de la main. En effet, la répartition des capteurs sur le bracelet donne des informations sur des muscles antagonistes. Si l'estimateur ne trouve aucun mouvement alors que les muscles sont actifs, cela signifie une augmentation de la rigidité de la structure de la main. La conception que nous proposons doit tirer profit de ces informations et être capable de modifier la rigidité de sa structure en simulant la co-contraction.

La cosmesis est séparée en trois parties. La partie esthétique reprend les données anthropométriques, en particulier le nombre de doigts, la taille des phalanges et le poids de l'ensemble. Les parties statiques et dynamiques ont pour rôle de garantir des gestes naturels. Pour cela, il est question d'exploiter la base de données du chapitre 2 qui contient plus d'une heure d'enregistrement de mouvements. Les synergies régissant les relations cinématiques des articulations sont extraites de la capture de mouvements. Une optimisation de la conception est alors possible en cherchant à reproduire le plus fidèlement possible les gestes mesurés avec un minimum de degrés d'actionnement.

La contrainte du coût fait également partie du cahier des charges. Les prothèses actives actuelles sont très onéreuses, et ce malgré l'encadrement des prix par la loi du 30 décembre 2002, modifiée par la loi du 28 décembre 2019. Le prix de la prothèse Michelangelo est plafonné à 32 275 euros, auxquels s'ajoute le gant cosmétique à 450 euros, le poignet motorisé pour la supination à 5427 euros et l'emboîture à 3 887 ou 4 879 euros selon la pathologie [136]. Le coût est donc une préoccupation centrale de notre conception.

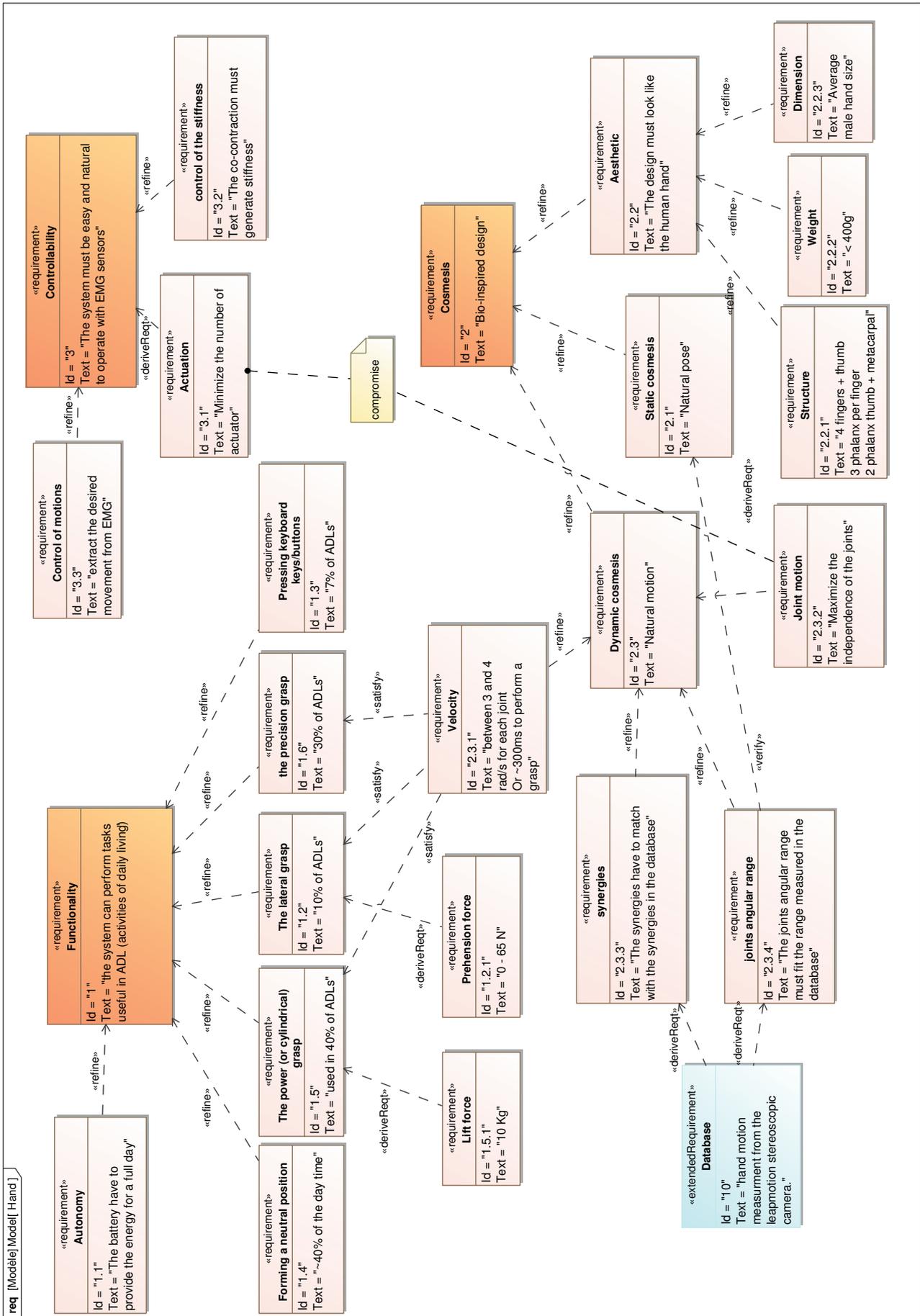


FIGURE 3.21: Diagramme des exigences SysML de la prothèse du membre supérieur

Masse	Nombre d'articulations	Nombre de phalanges par doigt	Nombre d'action-neurs	Vitesse moyenne des articulations	Effort de saisie latéral et palmaire	Effort de saisie puissante
< 400g	16	3	3	< 3 rad/s	65 N	100 N

TABLE 3.3: Résumé des principales caractéristiques du cahier des charges

Il est maintenant primordial de modéliser un doigt avant d'envisager la conception d'une main. Le modèle est le premier élément de la chaîne de conception qui doit présenter un comportement en accord avec le cahier des charges. Afin de copier la fonction d'un doigt humain, le plus judicieux est d'imiter son architecture d'actionnement. Comme évoqué au chapitre 1, les muscles fléchisseurs et extenseurs de l'avant-bras, responsables d'une grande partie de la force de préhension, se comportent comme des systèmes sous actionnés à câble : les muscles se ramifient en tendons jusqu'au bout des doigts. De plus, les muscles antagonistes actionnent les mêmes degrés de mobilité dans des sens opposés. Nous étudierons ainsi la structure mécanique et le comportement d'un sous-actionnement à câbles antagonistes.

### 3.2.2 Paramétrage de la structure

La figure 3.22 décrit le paramétrage des phalanges et de leurs articulations. Il s'agit d'une structure série avec 3 solides et 3 liaisons pivots. La phalange proximale 1 est liée au bâti par une liaison pivot d'axe  $O_1\vec{z}_0$ . Elle est liée au repère mobile  $R_1(\vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$  tel que  $\widehat{(\vec{x}_0, \vec{x}_1)} = \widehat{(\vec{y}_0, \vec{y}_1)} = q_1$ . Cette liaison est analogue à l'articulation métacarpophalangienne.

La phalange intermédiaire 2 est liée à la phalange proximale 1 par une liaison pivot d'axe  $O_2\vec{z}_0$ . Elle est liée au repère mobile  $R_2(\vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2)$  tel que  $\widehat{(\vec{x}_1, \vec{x}_2)} = \widehat{(\vec{y}_1, \vec{y}_2)} = q_2$ . Cette liaison est analogue à l'articulation inter-phalangienne proximale.

La phalange distale 3 est liée à la phalange intermédiaire 2 par une liaison pivot d'axe  $O_3\vec{z}_0$ . Elle est liée au repère mobile  $R_3(\vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$  tel que  $\widehat{(\vec{x}_2, \vec{x}_3)} = \widehat{(\vec{y}_2, \vec{y}_3)} = q_3$ . Cette liaison est analogue à l'articulation inter-phalangienne distale.

Les liaisons pivots de centre  $O_i$  sont dotées d'un ressort de rappel de constante de raideur  $K_i$  ( $i \in \{1, 2, 3\}$ ).

Les rotations dans le sens trigonométrique représentent les flexions, et les rotations anti-trigonométriques les extensions. Les liaisons sont supposées idéales, sans jeux et sans dissipation d'énergie. Remarquons que les angles  $q_i$  ont des signes différents sur le schéma :  $q_1$  est négatif

et  $q_2$  et  $q_3$  sont positifs.

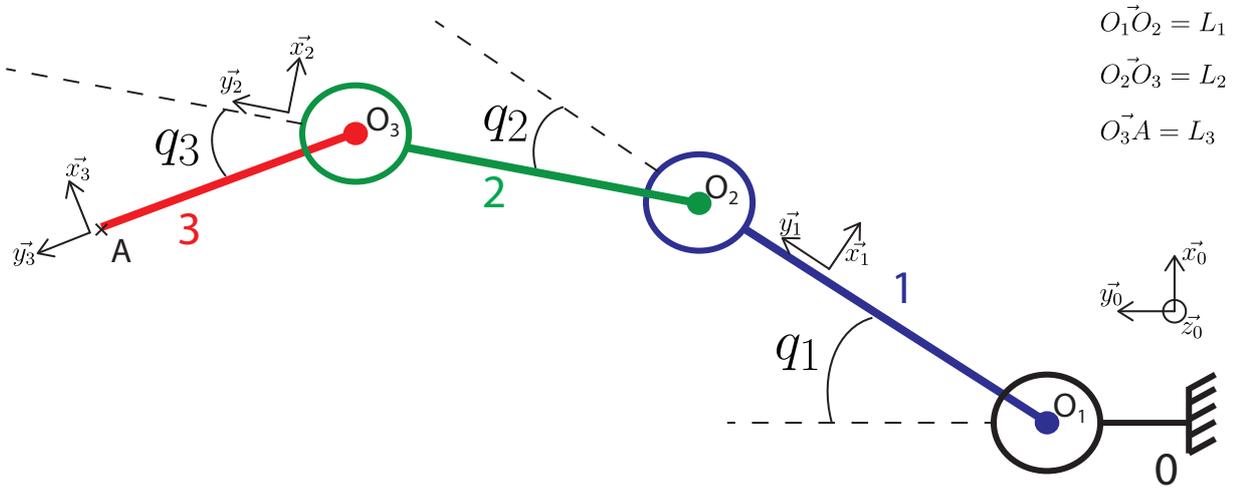


FIGURE 3.22: Schéma cinématique d'un doigt

La figure 3.23 schématise le cheminement des câbles de flexion et d'extension. Le câble de flexion propose un routage similaire aux solutions de sous-actionnement de doigt existant. Le câble d'extension suit la même logique en étant de l'autre côté du plan médian des phalanges.

Chaque poulie est libre de tourner autour de son axe avec des frottements négligeables. Les actionneurs génèrent une tension  $T_f$  sur le câble de flexion et  $T_e$  sur le câble d'extension. Les tensions sont considérées constantes le long de chaque câble. L'élasticité des câbles est modélisée par un ressort  $K_{ci}$  positionné entre la poulie  $P_0$  et le tambour  $R_e$  et  $R_f$  ( $i \in \{e, f\}$ ). La poulie du câble de flexion de centre  $O_i$  a un rayon  $R_{f,i}$  alors que la poulie du câble d'extension au même point a un rayon  $R_{e,i}$  ( $i \in \{1, 2, 3\}$ ). Les poulies de centre  $P_{i,j}$  ont un rayon  $r_{i,j}$  ( $i \in \{e, f\}$ ,  $j \in \{0, 1, 2\}$ ).

Les paramètres géométriques décrivant la position des poulies  $P_i$  sont établis sur la figure 3.24. Le calcul des angles  $\alpha_i$  et  $\beta_i$  est disponible en annexe. À l'instar du rayon des poulies, les valeurs  $\alpha_i$ ,  $\beta_i$ ,  $a_i$  et  $b_i$  sont associés à un indice  $e$  ou  $f$  pour signifier respectivement l'extension ou la flexion.

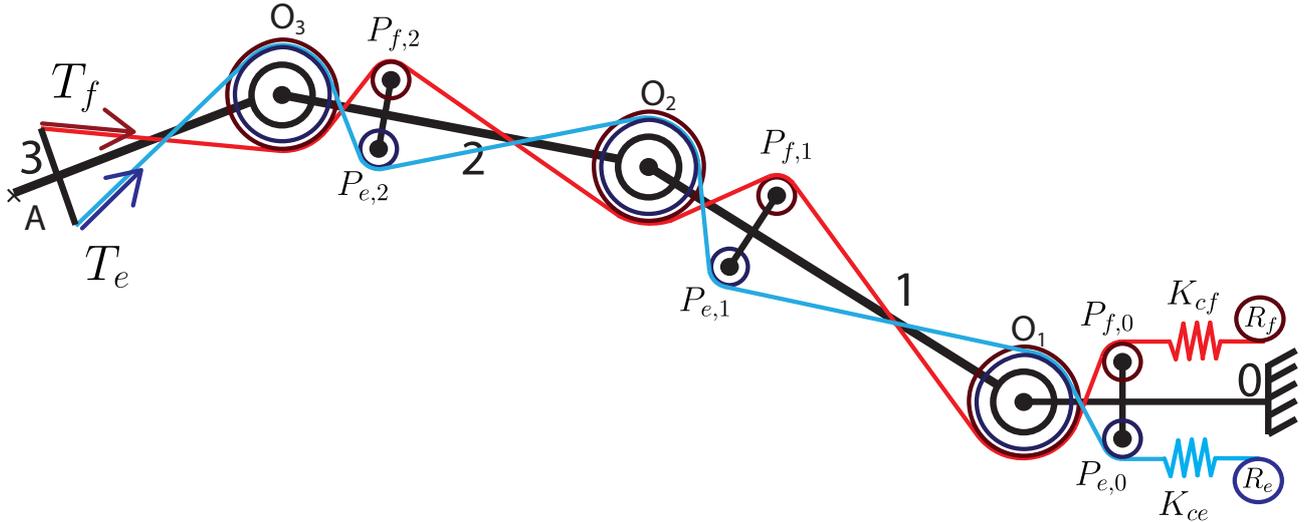


FIGURE 3.23: Routage de câbles : Câble de flexion en rouge, et câble d'extension en bleu.

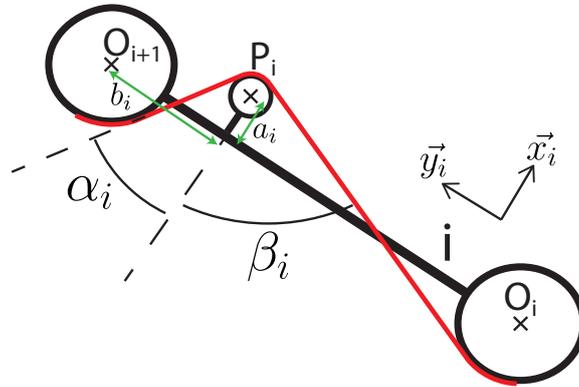


FIGURE 3.24: Paramètres géométriques du positionnement des poulies

En résumé, la liste des paramètres géométriques contient 21 valeurs :

- $L_i$  est la distance  $O_i$  et  $O_{i+1}$ .
- $R_{e,i}$  est le rayon de la poulie du câble d'extension centré en  $O_i$ .
- $R_{f,i}$  est le rayon de la poulie du câble de flexion centré en  $O_i$ .
- $r_{e,i}$  est le rayon de la poulie du câble d'extension centré en  $P_{e,i}$ .
- $r_{f,i}$  est le rayon de la poulie du câble de flexion centré en  $P_{f,i}$ .
- $a_{f,i}$  et  $b_{f,i}$  décrivent la position du point  $P_{f,i}$  sur le solide  $i$  pour le câble de flexion.
- $a_{e,i}$  et  $b_{e,i}$  décrivent la position du point  $P_{e,i}$  sur le solide  $i$  pour le câble d'extension.

### 3.2.3 Analyse cinémostatique

Il convient maintenant de quantifier l'influence de la tension du câble sur la cinématique du doigt. Comme tous les 3 degrés de mobilité sont actionnés avec 2 câbles, il est impossible de

choisir indépendamment la position de toutes les articulations. Étant donné les faibles masses des phalanges dans les conceptions actuelles, une hypothèse valable consiste à négliger les inerties des solides pour se concentrer sur les efforts issus des câbles et des ressorts de rappel  $K_i$ . Les équations statiques et dynamiques se révèlent alors être identiques et le mouvement peut être perçu comme une succession d'équilibres statiques. La cinématique est évaluée sans perturbation, à savoir sans effort extérieur sur le système. Il s'agit de la cinématique d'approche pour une opération de saisie.

La position statique du doigt dépend de la tension des câbles. Avec 3 solides, l'équilibre statique est défini par 3 équations égales à zéro :

- La somme des moments appliqués sur le solide  $\{3\}$  au point  $O_3$ , projetée sur  $\vec{z}$
- La somme des moments appliqués sur les solides  $\{2,3\}$  au point  $O_2$ , projetée sur  $\vec{z}$
- La somme des moments appliqués sur les solides  $\{1,2,3\}$  au point  $O_1$ , projetée sur  $\vec{z}$

Le développement de la résolution statique est disponible en annexe. Ces 3 équations peuvent ensuite être écrites sous forme matricielle :

$$\mathbf{G} \begin{bmatrix} T_f & T_e \end{bmatrix}^T - \mathbf{K} \mathbf{q} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$\mathbf{q} = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & q_3 \end{bmatrix}^T$  est le vecteur des coordonnées articulaires.  $\mathbf{K}$  est une matrice représentant la rigidité due aux ressorts de rappel. Il s'agit d'une matrice diagonale dont les valeurs  $K_i$  représentent la raideur des ressorts de torsion montés sur l'articulation  $i$ .  $T_f$  et  $T_e$  sont respectivement les tensions du câble de flexion et d'extension. La matrice  $\mathbf{G}$  est homogène à une distance.  $\mathbf{G} \begin{bmatrix} T_f & T_e \end{bmatrix}^T$  représente le couple appliqué par les câbles sur l'axe des trois liaisons. Chaque élément de la matrice  $\mathbf{G}$  dépend des paramètres géométriques listés précédemment.

Soulignons que la matrice  $\mathbf{G}$  ne dépend pas des  $q_i$  (la formule analytique de  $\mathbf{G}$  est disponible en annexe). Ce résultat garantit que le couple généré sur les articulations ne dépend pas de la position du doigt.

En conséquence, et en accord avec l'équation 3.2, les coordonnées articulaires du doigt sont déduites de la tension des câbles.

$$\mathbf{q} = \mathbf{K}^{-1} \mathbf{G} \begin{bmatrix} T_f & T_e \end{bmatrix}^T \quad (3.3)$$

Notre objectif est de contrôler la raideur de la structure sans impact sur les coordonnées articulaires. Une solution consiste à utiliser une conception symétrique par rapport au plan

médian des phalanges. Le point  $P_{f,i}$  est ainsi le symétrique de  $P_{e,i}$  par rapport à  $O_i\vec{y}_i$ . De ce fait, le nombre de paramètres géométriques diminue :  $a_{e,i} = -a_{f,i}$ ,  $b_{e,i} = b_{f,i}$ ,  $r_{e,i} = r_{f,i}$  et  $R_{e,i} = R_{f,i}$ .

Dans cette configuration, la matrice  $G$  devient :

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} G_1 & -G_1 \\ G_2 & -G_2 \\ G_3 & -G_3 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Par conséquent, chaque  $q_i$  est proportionnel à  $G_i(T_f - T_e)$ . Une seule variable  $\Delta T = T_f - T_e$  est responsable du contrôle en position du doigt. La cinématique est donc entièrement définie par les paramètres de conceptions. Ce cas de fonctionnement est idéal, car les relations cinématiques des phalanges sont équivalentes à une architecture sous-actionnée à un câble. Ce résultat rappelle le comportement d'un doigt humain : Une augmentation de la tension du tendon de flexion par rapport au tendon d'extension conduit à une flexion du doigt. Il convient maintenant d'étudier le comportement de la structure en augmentant simultanément la tension dans les deux câbles. Ce cas d'utilisation calque la co-contraction des muscles de l'avant-bras et doit amener à une augmentation de la rigidité de l'architecture.

### 3.2.4 Contrôle de la rigidité

La rigidité est un paramètre essentiel de la conception d'une main robotique. Le déplacement du point de contact en réaction à l'effort extérieur définit la réussite d'une opération de préhension [12]. En robotique, deux types de rigidités sont étudiés : la rigidité mécanique due à la déformation de la structure, et la rigidité contrôlée introduite par les actionneurs [137]. Dans notre cas, la rigidité structurelle est supposée négligeable devant la rigidité générée par les câbles antagonistes. L'évaluation de la raideur est réalisée grâce au principe des travaux virtuels [138]. Le doigt est assimilé à un robot sériel avec des segments rigides et des liaisons pivots parfaites.

Un torseur statique est appliqué au point A. Cet effort, appelé perturbation, modifie l'équilibre statique. L'équation 3.2 obtient alors un nouveau terme :

$$\mathbf{K}\mathbf{q}' = \mathbf{G} \begin{bmatrix} T'_f & T'_e \end{bmatrix}^T + \mathbf{H}\boldsymbol{\tau} \quad (3.5)$$

Avec :

- $T'_f$  et  $T'_e$  représente les tensions de câbles modifiées par la perturbation extérieure.

- $\boldsymbol{\tau}$  est le torseur extérieur appliqué au point A de la phalange distale. Ce vecteur contient 2 forces et un moment.
- $\mathbf{H}$  est une matrice  $3 \times 3$ . La ligne  $i$  permet de calculer le couple généré par le torseur extérieur  $\boldsymbol{\tau}$  au point  $O_i, i \in \{1, 2, 3\}$ .
- $\mathbf{q}'$  est le vecteur contenant les nouvelles coordonnées articulaires après perturbation.

Le résultat est identique à 3.3, mais avec un déplacement induit par l'effort extérieur  $\boldsymbol{\tau}$ . Les tensions de câbles sont alors décomposables en  $T' = T + \delta T$  et les coordonnées articulaires en  $\mathbf{q}' = \mathbf{q} + \delta \mathbf{q}$  (équation 3.6).

$$\mathbf{K}\mathbf{q} + \mathbf{K}\delta\mathbf{q} = \mathbf{G} \begin{bmatrix} T_f & T_e \end{bmatrix}^T + \mathbf{G} \begin{bmatrix} \delta T_f & \delta T_e \end{bmatrix}^T + \mathbf{H}\boldsymbol{\tau} \quad (3.6)$$

À l'aide de l'équation 3.2, la partie statique sans perturbation peut être retirée. L'équation 3.7 ne contient plus que les termes décrivant la modification de l'équilibre.

$$\mathbf{K}\delta\mathbf{q} = \mathbf{G} \begin{bmatrix} \delta T_f & \delta T_e \end{bmatrix}^T + \mathbf{H}\boldsymbol{\tau} \quad (3.7)$$

Les câbles sont considérés élastiques avec un module de Young donné. Leur tension en charge est calculée avec l'équation 3.8.

$$T = K_{cable}(l - l_0) \text{ avec } K_{cable} = \frac{ES}{l_0} \quad (3.8)$$

Avec :

- $S$  est la section du câble. Elle est considérée constante sur l'intégralité du câble.
- $T$  est la tension du câble
- $l$  est la longueur du câble entre l'encrage en bout de phalange distale et l'angle d'attaque du tambour motorisé.
- $l_0$  représente la même distance en absence de charge, c'est-à-dire avec  $T = 0N$ .
- $E$  est le module de Young du matériau.

Dans notre cas, les câbles sont précontraints à des tensions initiales  $T_f$  et  $T_e$ . La longueur  $l$  n'est aucunement modifiée par la précontrainte tant que les deux câbles sont tendus simultanément avec  $\Delta T$  constant (cf équation 3.3). Toutefois, des tensions initiales plus importantes provoquent un enroulement plus important autour des tambours, ce qui conduit à des valeurs de  $l_0$  plus faibles. La longueur  $l_0$  est déduite du choix de la tension  $T$ , de  $l$  qui ne dépend que de la position du doigt, et des paramètres physiques du câble. (équation 3.9).

$$l_0 = \frac{ESl}{T - ES} \quad (3.9)$$

Comme la raideur  $K_{cable}$  dépend de  $l_0$ , elle est également dépendante de la tension  $T$  (équation 3.10).

$$K_{cable} = \frac{T + ES}{l} \quad (3.10)$$

En résumé, la raideur du câble peut être augmentée pour une longueur  $l$  donnée. En reprenant l'équation 3.7, la tension est remplaçable par l'élongation (équation 3.11).

$$\mathbf{K}\delta\mathbf{q} = \mathbf{G} \left[ K_{cable,f}(T_f)\delta l_f \quad K_{cable,e}(T_e)\delta l_e \right]^T + \mathbf{H}\boldsymbol{\tau} \quad (3.11)$$

Avec :

- $K_{cable,f}$  et  $K_{cable,e}$  représentent respectivement la raideur des câbles de flexion et d'extension. Les deux dépendent de la tension du câble.
- $\delta l_f$  et  $\delta l_e$  sont les élongations des câbles.

Les longueurs d'élongation sont liées aux coordonnées articulaires. Il s'avère que le routage des câbles impose cette relation. En analysant les segments de câble un par un, il apparaît que les seules parties à longueur variable sont les arcs de cercle autour des poulies de centre  $O_i$  (figure 3.25). La variation des coordonnées articulaires par rapport à l'élongation du câble est décrite par les équations 3.12 et 3.13.

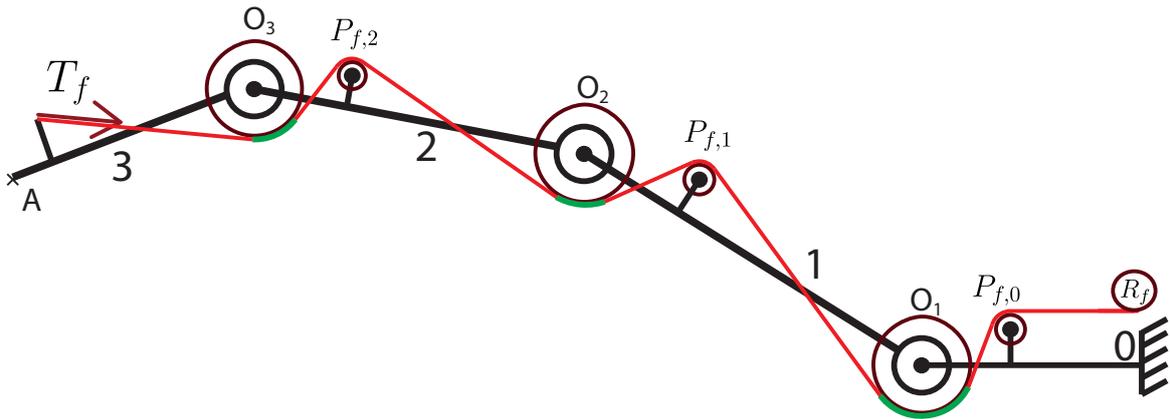


FIGURE 3.25: Schématisation des sections de câbles influencées par la cinématique. Les brins en rouge ont une longueur constante, la longueur des brins verts dépend des coordonnées articulaires  $q_i$ .

$$\delta l_f = \begin{bmatrix} R_1 & R_2 & R_3 \end{bmatrix} \delta \mathbf{q} \quad (3.12)$$

$$\delta l_e = \begin{bmatrix} -R_1 & -R_2 & -R_3 \end{bmatrix} \delta \mathbf{q} \quad (3.13)$$

En somme, la relation 3.11 se combine avec les équations 3.12, 3.13 pour donner l'équation 3.14.

$$\mathbf{K} \delta \mathbf{q} = \mathbf{G} \mathbf{K}_c \mathbf{R} \delta \mathbf{q} + \mathbf{H} \boldsymbol{\tau} \quad (3.14)$$

Avec :

—  $\mathbf{K}_c$  représente la rigidité des câbles.

$$\mathbf{K}_c = \begin{bmatrix} K_{cable,f}(T_f) & 0 \\ 0 & K_{cable,e}(T_e) \end{bmatrix}$$

—  $\mathbf{R}$  décrit l'influence du rayon des poulies sur la longueur des câbles.  $\mathbf{R} \mathbf{q} = \begin{bmatrix} \delta l_f & \delta l_e \end{bmatrix}^T$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} R_1 & R_2 & R_3 \\ -R_1 & -R_2 & -R_3 \end{bmatrix}$$

En conclusion, la raideur de la structure est exprimée par l'équation 3.15.

$$(\mathbf{K} - \mathbf{G}'(T_f, T_e)) \delta \mathbf{q} = \mathbf{H} \boldsymbol{\tau} \quad (3.15)$$

La matrice  $\mathbf{H}^{-1}(\mathbf{K} - \mathbf{G}'(T_f, T_e))$  établit la raideur du doigt. Elle confirme l'influence de la précontrainte des câbles sur la rigidité de la structure. Néanmoins, il est important de remarquer qu'un ressort linéaire, c'est-à-dire  $K_c$  constant, ne permet pas d'augmenter la rigidité de la structure. En effet, si  $K_c$  est constant, alors la matrice  $\mathbf{K}_c$  l'est également. On en déduit que  $\mathbf{G}' = \mathbf{G} \mathbf{K}_c \mathbf{R}$  n'est pas non plus modifiée par une augmentation de la tension des 2 câbles. La matrice  $\mathbf{H}^{-1}(\mathbf{K} - \mathbf{G}')$  qui représente la raideur de la structure est alors constante. Ce résultat est contre-intuitif, mais 2 câbles antagonistes ne suffisent pas, tels quels, à modifier la rigidité. Ce résultat a néanmoins un sens mécanique : les deux câbles compensent leurs précontraintes respectives. Lors de l'apparition d'un effort extérieur, ils travaillent toujours sur une plage d'effort linéaire identique, malgré un décalage induit par la précontrainte. Par la suite, il sera indispensable d'implémenter une solution élastique non linéaire dans la chaîne d'actionnement pour permettre un contrôle de la raideur. Par exemple, il est possible de solliciter un ressort conique dans une zone de fonctionnement non linéaire quand certaines spires deviennent jointives.

En définitive, le contrôle de  $\Delta T$  commande la position et l'ajustement de  $T_e + T_f$  peut modifier la raideur. Notre approche propose donc un découplage du contrôle de position et de rigidité.

### 3.3 Conception et réalisation d'un doigt sous-actionné à raideur variable

D'après le modèle, il est possible de réaliser une architecture sous-actionnée à rigidité variable avec deux câbles antagonistes. L'étape suivante est de concevoir et réaliser un prototype afin de valider expérimentalement la solution proposée. Par conséquent, cette partie aborde trois sujets :

- l'optimisation des paramètres de conception afin de garantir une cinématique en accord avec le cahier des charges.
- les solutions technologiques mises en place pour les liaisons, la structure et le guidage des câbles.
- la validation expérimentale du comportement du prototype.

#### 3.3.1 Optimisation des paramètres de conception

Nous avons étudié l'influence de la tension des câbles sur la cinématique. La relation décrivant le mouvement dépend de paramètres de conception. Les paramètres de conception regroupent les paramètres géométriques et la raideur des ressorts de rappel. L'objectif est maintenant de choisir ces paramètres afin d'obtenir un doigt réaliste doté d'une cinématique la plus naturelle possible. La taille des phalanges est définie par la moyenne de données anthropométriques de l'index d'individus masculins [139]. De plus, une fonction d'optimisation a été développée pour que les mouvements du doigt robotique se rapprochent de gestes acquis par capture de mouvements. La base de données EEHMD présentée dans le chapitre 2 contient de nombreux enregistrements de capture de mouvements de la main et sert d'exemple à la fonction d'optimisation<sup>2</sup>. En résumé, il est question d'extraire les relations cinématiques des mesures afin de modifier les paramètres de conception et de retrouver les mouvements naturels sur le système.

Dans le processus d'optimisation, le vecteur  $p$  contient les paramètres de conceptions ( $R_i$ ,  $r_i$ ,  $a_i$ ,  $b_i$  et  $K_i$ ,  $i \in 1, 3$ ) et la commande  $\Delta T$  pour chaque position.

$$p = [g_1, \dots, g_n, \Delta T_1, \dots, \Delta T_m] \in \mathbb{R}^{n+m}$$

Avec :

---

2. [github.com/EEHMD-database](https://github.com/EEHMD-database)

- $[g_1, \dots, g_n]$  est le vecteur des  $n$  paramètres de conception.
- $\Delta T_j$  est la tension liée à une position mesurée de la base de données.

Dans notre cas,  $n = 15$  et,  $m = 2000$  car 2000 mesures de  $\mathbf{q}$  sont utilisées. Les mesures ont été choisies aléatoirement dans la base de données, mais uniquement dans les enregistrements de mouvements d'ouverture et de fermeture de la main. L'intégration de l'actionnement  $\Delta T_j$  dans le vecteur d'optimisation permet de perfectionner l'actionnement et les paramètres de conception simultanément. Ce choix semble coûteux en puissance de calcul et à l'encontre des règles classiques des algorithmes d'optimisation, mais les machines actuelles peuvent facilement réaliser cette optimisation en quelques minutes.

La fonction de coût est définie dans l'équation 3.16. Elle consiste à sommer les distances (au sens de la norme euclidienne) entre chaque position de la base de données et la position du doigt robotique associée. L'optimisation consistera alors à chercher le minimum de cette fonction. Plus la valeur de  $J(p)$  est faible, plus le doigt artificiel reproduit fidèlement les positions mesurées.

$$J(p) = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m \|q_{mes,j} - q_{rob}(g_1, \dots, g_n, \Delta T_j)\| \quad (3.16)$$

Avec :

- $q_{mes,j}$  est la  $j^{\text{ème}}$  mesure de  $q_1$ ,  $q_2$  et  $q_3$  de la base de données.
- $q_{rob,j}$  représente les coordonnées articulaires  $q_1$ ,  $q_2$  et  $q_3$  du doigt robotique avec l'actionnement  $\Delta T_j$ . Elles sont calculées grâce à l'équation 3.2.

Des contraintes d'optimisation ont été ajoutées afin d'imposer des limites aux paramètres géométriques. La position et le rayon des poulies doit garantir qu'elles restent confinées dans les phalanges. Une dimension minimale assure la fabricabilité des poulies. La commande  $\Delta T$  est conservée la plus faible possible pour diminuer la consommation d'énergie. Les valeurs initiales sont choisies arbitrairement : La valeur initiale des  $a_i$  est choisie loin de la fibre moyenne de la phalange, maximisant ainsi le couple. Les rayons  $R_i$  et  $r_i$  sont proches de leurs valeurs maximales pour la même raison. Les grandeurs  $b_i$  sont sélectionnées à environ 20% de  $L_i$  et les 3 constantes de raideurs  $K_i$  sont faibles et égales. L'algorithme d'optimisation différentielle est basé sur une descente de gradient. Il s'agit de la fonction *fmincon* du logiciel Matlab<sup>3</sup>.

À l'issue de la phase d'optimisation, les constantes de raideurs des ressorts ont subi de grandes variations, tandis que les paramètres géométriques sont restés quasiment inchangés.

---

3. L'implémentation de la fonction *fmincon* est décrite sur le site du développeur : <https://fr.mathworks.com/help/optim/ug/fmincon.html>

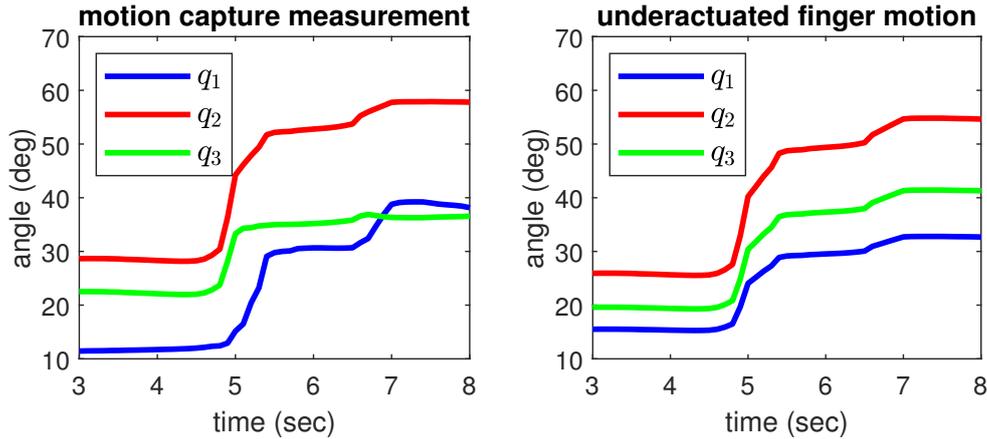


FIGURE 3.26: Comparaison entre une flexion de doigt humain (à gauche) et une flexion du doigt sous-actionné (à droite)

Il apparaît donc que la modification des ressorts de rappel est le meilleur moyen de régler les relations cinématiques entre les articulations. En résumé, il est plus intéressant d'ajuster la matrice  $\mathbf{K}_c$  que la matrice  $\mathbf{G}$  afin d'obtenir une synergie donnée entre  $q_1$ ,  $q_2$  et  $q_3$ .

Les paramètres de conception associés au minimum de la fonction d'optimisation offrent une cinématique proche d'un doigt biologique. Sur la figure 3.26, la cinématique du doigt sous-actionné est comparée avec la vérité terrain de la base de données. Ce mouvement de fermeture de main est révélateur des performances et des limitations de cette approche. L'erreur de reconstruction entre  $q_{mes}$  et  $q_{rob}$ , évaluée avec la fonction de coût  $J$ , est en dessous de 10%. La flexion de l'articulation inter-phalangienne proximale ( $q_2$ ) et distale ( $q_3$ ) intervenant à la 5<sup>e</sup> seconde est bien reconstruite par le système. La reproduction de l'articulation métacarpophalangienne ( $q_1$ ) est nettement plus compliquée, car les muscles lombricaux découplent le mouvement de la MCP, rompant les synergies pourtant imposées par le sous-actionnement. Ce phénomène est visible à la 7<sup>e</sup> seconde : l'angle de la MCP augmente d'environ 10 degrés alors que les autres articulations restent quasi constantes.

Le processus d'optimisation mène à une reproduction de la synergie moyenne des sujets de la base de données. Il est envisageable d'utiliser le même algorithme sur les acquisitions d'une seule personne pour apprendre ses propres synergies. Sur une personne amputée d'un membre supérieur, un enregistrement réalisé sur la main valide donne une bonne estimation de la cinématique de la main manquante. Il suffit alors de modifier les ressorts de rappel de la prothèse afin d'adapter le couplage des articulations.

### 3.3.2 Choix technologiques

Le prototype d'un doigt est conçu comme un robot sériel à trois articulations. La personnalisation de la taille des segments est inspirée de Castillo-Castaneda et al. [140]. Le dimensionnement du prototype repose sur les données anthropométriques du premier sujet de la base de données EEHMD. La taille des phalanges est déduite des coordonnées euclidiennes des centres de liaisons. Les spécifications dimensionnelles de la COA sont paramétrées par la longueur, la hauteur et la largeur des phalanges, proposant ainsi une adaptation rapide et aisée des principales dimensions des phalanges.

Le guidage en rotation des liaisons pivots est assuré par des roulements à billes F682-ZZ. Avec un diamètre de la bague extérieure de 5mm, et un diamètre intérieur de 2mm, ils répondent à la contrainte d'encombrement des phalanges. Les roulements génèrent moins de frictions que des paliers lisses tout en étant capables de supporter un effort radial de 170N chacun. Les articulations résistent ainsi à une charge radiale de 34Kg. Les contraintes de résistance mécanique sont satisfaites par une structure en alliage d'aluminium série 6000. Une approche de *Design for Manufacturing* a été respectée pendant la modélisation 3D afin de faciliter la fabrication. Dès lors, les phalanges respectent les contraintes de la fonderie par cire perdue et de l'usinage, elles peuvent également être adaptées à un assemblage de tôles pliées. La simplicité de la mise en forme réduit les coûts de production et limite l'impact de ces pièces sur le prix final du système.

Pour des raisons de délais et de disponibilité des moyens de production, le prototype actuel est fabriqué en impression 3D par dépôt de fil fondu en ABS. Ce matériau est inadapté, car une analyse par éléments finis fait apparaître que la résistance de l'ABS est trop faible face à l'effort maximal de 65N du cahier des charges. Une contrainte de 30MPa, correspondant à la limite élastique usuelle de l'ABS, est atteinte avec un effort de traction du doigt de 20N. De plus, le procédé de fabrication rend le matériau anisotrope et la limite élastique perpendiculaire aux couches est sensiblement réduite. Néanmoins, ce prototype permet de valider le comportement cinématique, de même que l'évolution de la raideur pour un effort faible (inférieur à 10N).

Des goupilles élastiques spiralées jouent le rôle d'axe de rotation et sont montées à la main. Leur élasticité garantit une absence de jeu ainsi qu'une très faible déformation de la bague intérieure des roulements. Les poulies sont réalisées en ABS et forment des paliers lisses avec les goupilles. La figure 3.27 montre l'assemblage de la phalange intermédiaire et distale. Les goupilles sont remplacées par un boulon sur le prototype, facilitant les montages et démontages successifs que requièrent les essais.

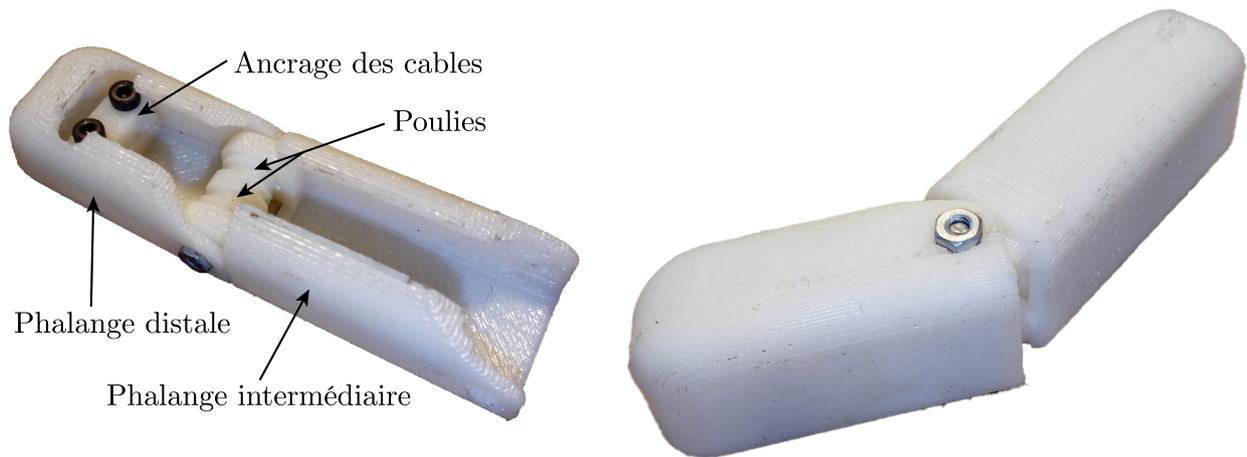


FIGURE 3.27: Assemblage de la phalange intermédiaire et distale

Les câbles Dyneema<sup>®</sup> de 1mm de diamètre conviennent à notre application, car ils résistent à 195daN sans dépasser une élongation de 1%. Il est constitué de polyéthylène de masse molaire très élevée (UHMPE), et bénéficie donc d'une très bonne tenue à l'abrasion. Ils sont fixés à la phalange distale par un freinage démontable. L'actionnement est assuré par deux servomoteurs dynamixel AX-12A. Ils sont contrôlables en position, en vitesse et en couple. La commande est calculée sur le logiciel Matlab et l'interface entre l'ordinateur et le bus de données Dynamixel est réalisée via un microcontrôleur OpenCM 9.04A et une carte d'extension OpenCM 485. La figure 3.28 met en parallèle la CAO et la réalisation du prototype. On distingue notamment les systèmes de fixations visibles sur le prototype facilitant les modifications pendant les essais.

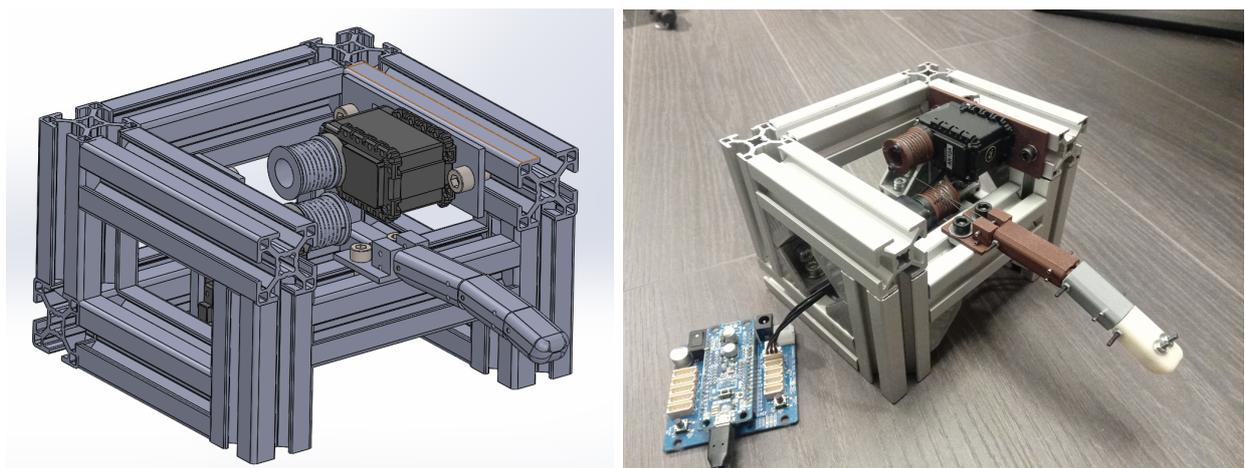


FIGURE 3.28: Modélisation 3D et prototype réalisé d'un doigt

Les ressorts de torsion sont remplacés par des tiges en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) se comportant comme des poutres en flexion dans leur zone de comportement élastique. Le choix de leurs dimensions permet de changer leur moment quadratique et ainsi calibrer leur raideur équivalente. Normalement intégrées dans les phalanges, ces pièces sont assemblées à

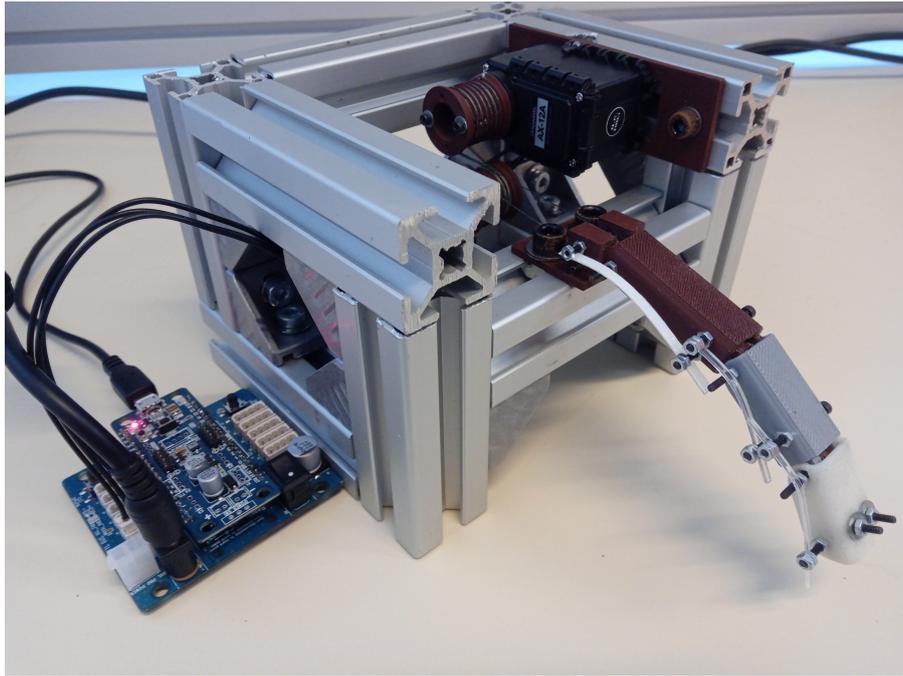


FIGURE 3.29: Ajout des ressorts de rappel à droite des articulations

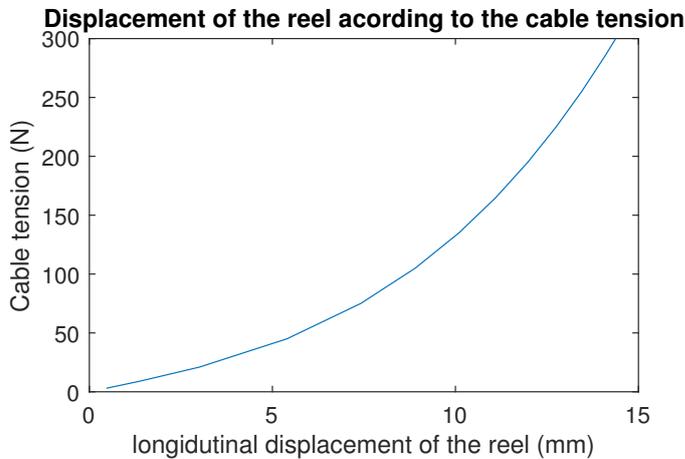
l'extérieur du doigt sur le prototype pour faciliter leur remplacement afin d'affiner les réglages (figure 3.29).

Les poulies  $P_{e,i}$  et  $P_{f,i}$  ( $i \in \{0, 1, 2\}$ ) sont substituées par des goupilles fixes. Le coefficient d'adhérence entre le Dyneema et l'acier est compris entre 0.05 et 0.08, assurant une faible friction entre le câble et la goupille.

Conformément à la section 3.2.4, un ressort linéaire en série couplé à un câble inextensible ne peut modifier la rigidité de la structure. Étant donné la faible élongation du câble, il est nécessaire d'ajouter un élément élastique non linéaire. Un support de servomoteur élastique est conçu afin de rajouter ce paramètre à la chaîne d'actionnement. Il s'agit d'une plaque de 3mm d'épaisseur en ABS évoluant dans son domaine élastique en fonction de la tension du câble. Une analyse par éléments finis sur le logiciel Solidworks donne le déplacement du tambour en fonction de la tension du câble (figure 3.30a et 3.30b). Il en résulte une fonction convexe correspondant à une réaction élastique non linéaire. En effet, la raideur du support, représentée par la pente de la courbe, augmente avec la tension. Par conséquent, en accord avec le modèle, cette solution permettra de modifier la raideur de la structure.

### 3.3.3 Validation du comportement

L'étude du comportement du prototype est incontournable pour vérifier son adéquation avec le modèle. Étant donné que le système ne dispose d'aucun capteur de position, l'évaluation de la



(a) Déplacement du point d'attache du câble sur le tambour en fonction la tension du câble



(b) Simulation par éléments finis de la déformation du support moteur. Flèches vertes : fixation au bâti; flèches rouges : sollicitation du servomoteur sur le support.

FIGURE 3.30: Réponse élastique du support moteur du prototype

cinématique est réalisée à l'aide d'une caméra et d'un algorithme de vision par ordinateur. Des marqueurs de couleurs sont placés sur le côté des phalanges et leur détection est effectuée par un réglage manuel d'un seuil HSV<sup>4</sup> sur l'image. Le moment central des marqueurs est extrait grâce à la bibliothèque OpenCV, puis les matrices de covariance sont calculées. Le vecteur propre associé à la plus grande valeur propre de la matrice donne l'orientation du marqueur, puis, par extension, les angles articulaires.

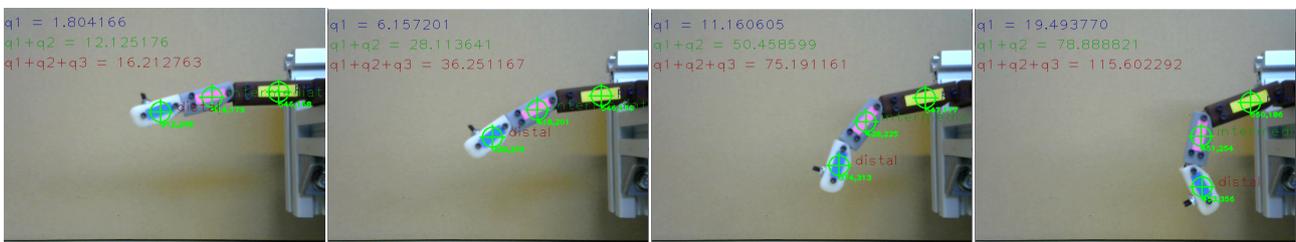


FIGURE 3.31: Enregistrement de la cinématique du prototype de doigt sous-actionné

L'évaluation de la cinématique est effectuée à une tension constante du câble d'extension

4. HSV signifie Teinte Saturation Valeur (de l'anglais Hue-Saturation-Value). Cette décomposition des canaux est plus avantageuse que l'approche RGB (Rouge-Vert-bleu), car elle dissocie toutes les couleurs sur un seul canal.

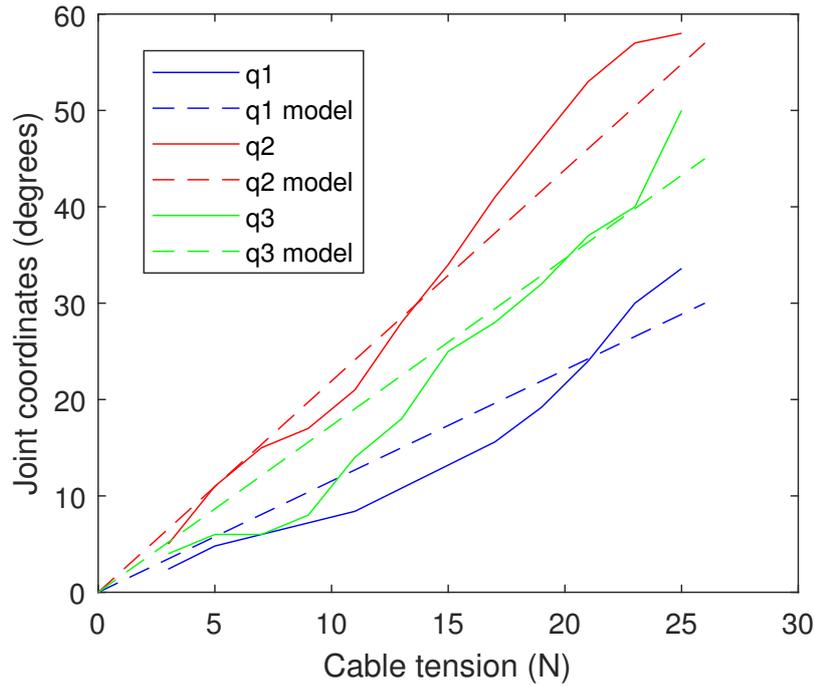


FIGURE 3.32: Comparaison cinématostatique du système et du modèle. Les lignes pointillées représentent les coordonnées articulaires de la simulation, les lignes continues décrivent les angles mesurés

$T_e = 5N$ . Les figures 3.31 et 3.32 montrent l'évolution des coordonnées articulaires  $q_i$  du prototype et du modèle. L'expérience révèle que le système se comporte conformément aux prédictions, quand bien même quelques écarts apparaissent. Les frictions représentent la majeure partie des différences entre le modèle et les essais. Dans le cas le plus défavorable, il est possible de déplacer les articulations manuellement jusqu'à 3 degrés tout en conservant l'équilibre statique, preuve que les frottements et les jeux ont un impact non négligeable sur le comportement du doigt. Néanmoins, ce manque de précision n'est pas un problème pour assurer un aspect visuel convaincant du mouvement.

La validation de la variation de raideur est réalisée à une position fixée en contrôlant  $\Delta T$  pendant que  $T_e + T_f$  augmente afin d'accroître la rigidité. Le torseur des actions extérieures est une force suivant  $\vec{x}_3$  mesurée par un dynamomètre et les variations de positions sont toujours acquises en vision par ordinateur. La figure 3.33 présente le déplacement pour plusieurs niveaux de co-contraction. La variation de position est définie comme la somme des coordonnées articulaires  $q_1 + q_2 + q_3$ . Les tensions  $T_e + T_f = 10N$  et  $T_e + T_f = 30N$  donnent une raideur identique. Ce résultat est en accord avec la simulation par éléments finis : en effet, des tensions de câbles entre 0 et 50N nous rapprochent d'une portion de courbe linéaire (figure 3.30a). Or, si la raideur du support est constante, alors la chaîne d'actionnement n'a plus la capacité de

faire varier la rigidité de la structure.

En revanche, les tensions  $T_e + T_f = 80N$  nous rapprochent d'une zone de raideur du support légèrement plus importante. Par conséquent, la raideur du support et, par extension de la structure, est augmentée.

Il est important de souligner que l'augmentation de rigidité mesurée est proche du bruit de mesure. Une validation plus rigoureuse est nécessaire, mais les matériaux actuels ne permettent pas d'augmenter la tension sans détérioration de la structure mécanique. Un essai à  $T_e + T_f = 100N$  avec un effort extérieur de 17N a conduit à la rupture de la phalange intermédiaire au niveau de la portée d'un roulement à billes. Cette défaillance permet néanmoins de valider notre hypothèse sur la résistance de l'ABS et la non-conformité de ce matériau.

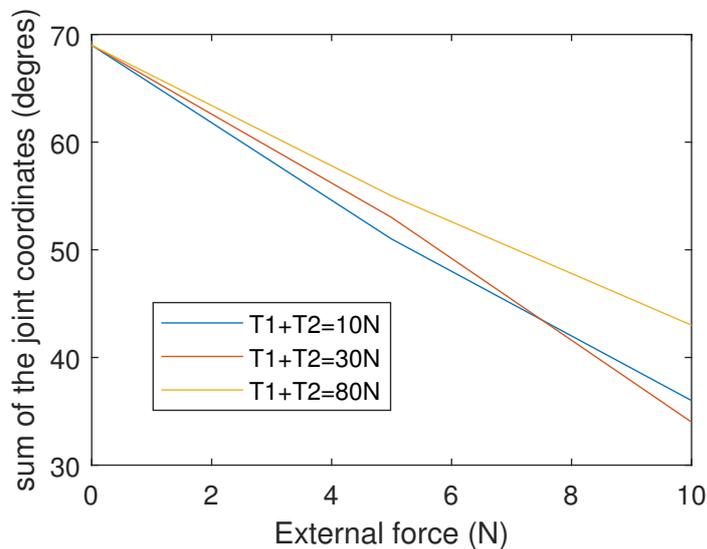


FIGURE 3.33: Déplacement angulaire des articulations en fonction d'un effort extérieur appliqué sur la phalange distale du pouce

### 3.3.4 Conclusion et perspectives

Le concept d'un doigt sous-actionné à câbles antagonistes est validé par la modélisation et l'expérimentation. Cette approche semblait contre-intuitive, car elle combine sous-actionnement différentiel et rigidité contrôlable, qui s'apparente à du sur-actionnement. Il est néanmoins possible de découpler la commande cinématique et le contrôle de la rigidité. Cette preuve de concept doit maintenant être exploitée pour concevoir une prothèse du membre supérieur à commande électromyographique.

Une main complète est en cours de développement<sup>5</sup> (figure 3.34). Elle conserve une grande partie des caractéristiques du prototype actuel : 2 moteurs actionnent 2 câbles antagonistes

5. Ce projet bénéficie du soutien de l'Agence Nationale de la Recherche, programme "Investissements d'Ave-

pour le contrôle de la cinématique et de la raideur des phalanges. Un troisième actionneur est dédié à l'opposition du pouce à travers une transmission irréversible. Une fois le prototype réalisé, le comportement statique et dynamique sera évalué. La stabilité des différentes saisies pourra également être quantifiée. En effet, l'étude actuelle n'a pas pris en compte les capacités des doigts à envelopper des objets pour réussir une saisie. Notre hypothèse suggère que la cinématique humaine est adaptée à la préhension, et, par conséquent, une copie des synergies sera adaptée à la saisie. Ce postulat mérite une validation expérimentale. Il reste également des problématiques technologiques à aborder comme la conception du poignet ou encore l'intégration de l'électronique et de la batterie.

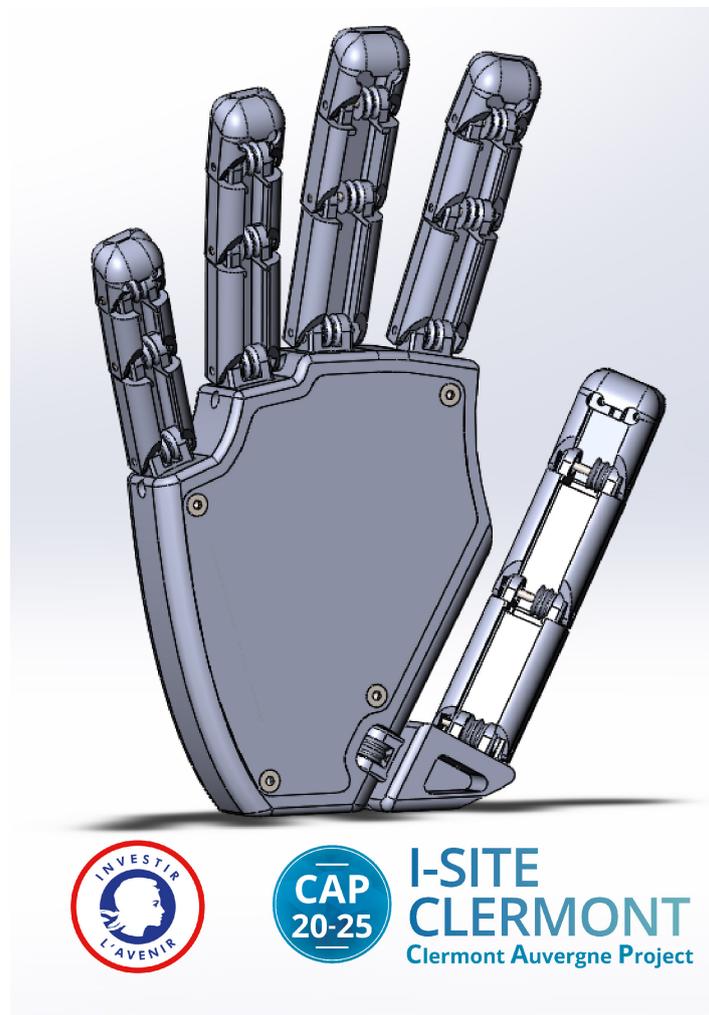


FIGURE 3.34: Modélisation 3D de la main sous-actionnée à câbles antagonistes

Par ailleurs, ce système sous-actionné possède un défaut absent de certaines prothèses commercialisées : les synergies ne peuvent être découplées. Étant donné que les doigts sont liés au même moteur, leur mouvement ne peut être actionné indépendamment. Certains modes

---

nir” (16-IDEX-0001 CAP 20-25)

de fonctionnement, comme le poing fermé avec l'index tendu, sont impossibles à réaliser. Un système de blocage d'articulation est une solution envisageable afin de verrouiller une partie du système différentiel. Des électroaimants de faible puissance (inférieure à 1W) servant à piger une ramification de l'actionnement semblent répondre aux exigences de consommation énergétique et d'encombrement.

Il reste également de nombreux axes d'amélioration à explorer, à commencer par un asservissement de l'effort de préhension. Pour rappel, la commande actuelle est focalisée sur la position des articulations. Un estimateur fait le lien entre le signal EMG et la position des articulations, puis cette position est utilisée comme consigne de commande pour que la main robotique recopie la cinématique estimée. Cependant, la préhension est appréhendée différemment chez l'être humain. En effet, les signaux EMG commandant les muscles ont une influence directe sur l'effort musculaire, le mouvement n'est alors que le résultat de cet effort. Ensuite, l'information remontée par les nerfs afférents est semblable à l'acquisition d'un capteur de pression. En résumé, ce fonctionnement est semblable à un asservissement en force plutôt qu'en position. La vision a également une part importante dans la réussite des tâches motrices et prouve que la maîtrise de la cinématique est également indispensable. Néanmoins, les prothèses du membre supérieur ne seront faciles à exploiter qu'avec une solution de retour d'effort afin d'inclure l'utilisateur dans la boucle de commande en effort.

Par ailleurs, l'intégration de l'utilisateur est une étape indispensable à la conception. Il est indéniable que des algorithmes d'apprentissage et une conception adaptée facilitent la prise en main de la prothèse pour une personne handicapée. Cependant, une partie importante de l'apprentissage reste à la charge de l'utilisateur, qui doit s'adapter à ce nouveau membre. Certes, un dispositif proche du membre originel accélère la phase d'adaptation, mais le retour d'information d'un patient amputé peut guider de futures améliorations.



# Conclusion et perspectives

En conclusion, malgré les avancées technologiques récentes, il reste inenvisageable de produire une main robotique proposant les mêmes capacités qu'une main biologique. La réalisation de saisies puissantes et de manipulations fines demeure inaccessible en raison de l'insuffisance de la densité de puissance des actionneurs et de la faible bande passante de l'interface homme-machine. Il est néanmoins possible de concevoir des prothèses actives capables de réussir une grande partie des actions de la vie quotidienne.

Dans les chapitres précédents, les solutions technologiques les plus récentes ont été exploitées afin de rendre la cinématique plus naturelle, tout en améliorant l'adaptation du mouvement à son environnement. À l'aide de l'apprentissage machine, un réseau de neurones a été proposé pour estimer les mouvements que la prothèse active doit réaliser. Une approche novatrice a permis de décrire la position des articulations de la main plus fidèlement que les classifieurs de gestes habituellement utilisés. Les performances obtenues par cette estimation cinématique sont conformes à la commande de préhensions ou de mouvements du poignet. Cependant, la motricité fine reste hors de portée avec une acquisition électromyographique de surface. Une main robotique sous-actionnée et bio-inspirée a ensuite été conçue en adéquation avec les capacités du signal de commande. L'architecture de l'actionnement est innovante, car elle fait appel à des câbles antagonistes reproduisant la co-contraction des muscles de l'avant-bras. Le système propose ainsi une cinématique en accord avec les synergies d'une main biologique, tout en offrant un contrôle de la rigidité. La preuve de concept est validée expérimentalement avec le prototype d'un doigt à 3 phalanges.

Il reste néanmoins de nombreux axes à explorer. Le retour d'informations est indispensable, car il constitue un élément essentiel de l'asservissement du mouvement. En effet, une interface homme-machine unidirectionnelle contraint l'utilisateur à évaluer visuellement les efforts de saisies. D'autre part, dans les prochaines années, les interfaces neuronales sous-cutanées

deviendront vraisemblablement plus stables dans le temps. Une intégration à long terme sera alors envisageable avec un flux d'informations plus important que les électrodes de surface. Dans ce cas, le contrôle de la motricité fine pourrait être abordé, avec une évolution assortie des conceptions sous-actionnées. Enfin, une évaluation expérimentale des performances de la prothèse complète doit être réalisée. La stabilité des saisies et la facilité d'utilisation sont les deux critères principaux à entériner. Des évolutions technologiques sont réalisables, à l'instar d'un système mécanique capable de dissocier les synergies afin d'augmenter significativement la liste de gestes réalisables.

Afin d'approfondir ces questions, une collaboration a été mise en place avec Nicolas Huchet, fondateur de l'association My Human Kit. Il conçoit des solutions open source de prothèses du membre supérieur depuis 2013. Parmi ses travaux, il a démontré la possibilité de produire une prothèse active à moins de 1000 euros. Cette conception, destinée à proposer une alternative pour les budgets modestes, souffre néanmoins des mêmes défauts que les prothèses du commerce. Selon Nicolas Huchet, lui-même utilisateur d'une prothèse Michelangelo au quotidien, le futur ne se trouve pas dans la course à l'anthropomorphisme. Le besoin exprimé par les utilisateurs est bien plus fondamental : il faut se concentrer sur la saisie cylindrique, la saisie latérale, et les mouvements de flexion/extension et pronation/supination du poignet. Ces 4 mouvements représentent un panel de gestes suffisants pour réaliser un très grand nombre de tâches du quotidien. Il semble donc que la conception de doigts à plusieurs phalanges ne soit pas l'objectif principal du développement de prothèses du membre supérieur à court terme.

Cette thèse doit donc être replacée dans son contexte : celui de la recherche, en l'occurrence la recherche à moyen voir long terme. Les avancées en sous-actionnement à rigidité variable sont intéressantes afin de faciliter la commande et fiabiliser des saisies de géométries variées. Cela ne correspond néanmoins pas à un objectif à court terme pour améliorer la vie des patients amputés. Il est possible que la recherche opérationnelle menée par les principaux acteurs industriels guide la transition vers des produits conçus en adéquation avec les besoins actuels des patients. Malheureusement, la recherche opérationnelle, dirigée par de grands groupes comme Ottobock, ne parvient actuellement pas à faire évoluer ces produits dans la direction souhaitée, principalement pour deux raisons :

- La phase de conception d'une prothèse actionnée est très coûteuse. La structure mécanique et l'interface homme / machine sont compliqués à implémenter. De plus, les

prothèses sont des produits de santé destinés à l'Homme qui nécessitent des autorisations de mise sur le marché. Les agences délivrant ces autorisations, comme l'ANSM en France (Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé), imposent des normes strictes qui contraignent, à juste titre, le travail des ingénieurs. Les acteurs du secteur privé ne souhaitent donc pas investir dans un marché de niche qui ne permettra pas un retour sur investissement.

- Le développement d'un nouveau modèle est grandement influencé par le marketing. La prothèse est vue comme un produit de consommation qui doit donner envie à un patient de la porter. Les concepteurs ajoutent alors des fonctionnalités pour se démarquer de la concurrence sans se préoccuper du réel intérêt pour le patient. Par exemple, la communication des principaux constructeurs repose sur le nombre de gestes implémenté sur le système. Cette approche est presque absurde quand les utilisateurs expliquent que certaines postures sont en réalité inutilisables. C'est le cas des mains pouvant tendre l'index afin de taper un texte au clavier. En réalité, sans flexion du poignet, il est impossible d'orienter la main vers le clavier une fois assis devant l'ordinateur.

Finalement, l'apport de cette thèse a été d'aborder deux axes de recherches historiquement séparés : le traitement de signaux biologiques en vue de développer une interface homme-machine, et la conception mécanique d'une main contrôlée par cette interface. Si l'interface homme-machine est si complexe, c'est en raison de la difficulté à prendre en main la prothèse. Malgré les avancées en apprentissage automatique, son utilisation n'est possible qu'après une période d'adaptation complexe, raison pour laquelle nombre de patients préfèrent abandonner l'utilisation du dispositif. Dès lors, il apparaît un nouveau domaine scientifique à inclure dans le processus de conception : les sciences de la rééducation et de la réadaptation (section CNU depuis 2019 [141]). L'apprentissage de l'utilisation est très proche de la réappropriation d'un membre endommagé. Il faut adapter les stimulations des connexions nerveuses et ce processus est long et fastidieux. Sans questionnement sur la rééducation, il est improbable de concevoir une prothèse parfaitement adaptée aux patients.



# Bibliographie

- [1] S. Freud, *Reflections on War and Death*, 1915.
- [2] A. Chadwell, L. Kenney, S. Thies, A. Galpin, and J. Head, “The reality of myoelectric prostheses : Understanding what makes these devices difficult for some users to control,” *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 10, no. AUG, pp. 1–21, 2016.
- [3] C. Castellini and P. Van Der Smagt, “Surface EMG in advanced hand prosthetics,” *Biological Cybernetics*, vol. 100, no. 1, pp. 35–47, 2009.
- [4] A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “Feature Reduction and Selection for EMG Signal Classification,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 39, no. 8, pp. 7420–7431, 2012. [Online]. Available : <http://dx.doi.org/10.1016/j.eswa.2012.01.102>
- [5] Z. Li, K. Li, H. Zeng, and N. Wei, “Hand Gesture Recognition Based on Electromyographic and Kinematic Analyses,” in *2019 12th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI)*, oct 2019, pp. 1–5.
- [6] K. O. A. Moura, G. W. Favieiro, and A. Balbinot, “Support vectors machine classification of surface electromyography for non-invasive naturally controlled hand prostheses,” in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016, pp. 788–791.
- [7] W. Chen and Z. Zhang, “Hand Gesture Recognition using sEMG Signals Based on Support Vector Machine,” in *2019 IEEE 8th Joint International Information Technology and Artificial Intelligence Conference (ITAIC)*, 2019, pp. 230–234.
- [8] W. Schweitzer, “Technical Below Elbow Amputee Issues - Constraints in prosthetic arm research (literature review),” 2016. [Online]. Available : <https://www.swisswuff.ch/tech/?p=6068>
- [9] T. Laliberte, L. Birglen, and C. M. Gosselin, “Underactuation in robotic grasping hands,” *Machine Intelligence & Robotic Control*, vol. 4, no. 3, pp. 1–11, 2002.

- [10] C. Gosselin, F. Pelletier, and T. Laliberte, “An anthropomorphic underactuated robotic hand with 15 dofs and a single actuator,” *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 749–754, 2008.
- [11] A. Calado, F. Soares, and D. Matos, “A Review on Commercially Available Anthropomorphic Myoelectric Prosthetic Hands, Pattern-Recognition-Based Microcontrollers and sEMG Sensors used for Prosthetic Control,” in *19th IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions, ICARSC 2019*. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., apr 2019.
- [12] M. R. Cutkosky and I. Kao, “Computing and Controlling the Compliance of a Robotic Hand,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 5, no. 2, pp. 151–165, 1989.
- [13] B. Michel, *Équations du mouvement. 1. Situation, cinématique et cinétique*, ser. Collection Génie mécanique et mécanique des solides Série Mécanique des solides indéformables. London : ISTE Editions.
- [14] B. J. Wilhelmi, L. J. Weiner, and H. C. Polk, “Hand Anatomy : Overview, Bones and Skin.” [Online]. Available : <http://emedicine.medscape.com/article/1285060-overview> (Accessed 2016-11-15).
- [15] K. A. Ibrahim, *Anatomie fonctionnelle : épaule, coude, prono-supination, poignet, main 805 dessins originaux de l'auteur / [textes et dessins par] Docteur A.I. Kapandji, ... ; préface du Professeur Raoul Tubiana. 1. [Membre supérieur]*, 7th ed. Paris : Maloine.
- [16] J. Pequignot and A. Berthe, “Biomécanique de l’articulation trapézo-métacarpienne,” *Annales de Kinésithérapie*, vol. 11, no. 4, pp. 125–135, 1984.
- [17] G. Cerruti, D. Chablat, D. Gouaillier, and S. Sakka, “Alpha : A hybrid self-adaptable hand for a social humanoid robot,” in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 2016-Novem, 2016, pp. 900–906.
- [18] B. François, *Les muscles membre supérieur : nouvelle anatomie, biomécanique, chirurgie, rééducation / avec la participation de B. Coulet, C. Fattal, C. Fontaine... [et al.] préface M. Mansat*. Montpellier : Sauramps médical.
- [19] O. Jones, “Muscles in the posterior compartment of the forearm.” [Online]. Available : <http://teachmeanatomy.info/upper-limb/muscles/posterior-forearm/> (Accessed 2016-12-10).
- [20] O. Jones, “Muscles in the anterior compartment of the forearm.” [Online]. Available : <http://teachmeanatomy.info/upper-limb/muscles/anterior-forearm/> (Accessed 2016-12-10).

- 
- [21] O. Jones, “Muscles of the hand.” [Online]. Available : <http://teachmeanatomy.info/upper-limb/muscles/hand/> (Accessed 2016-12-10).
- [22] B. He, S. Wang, and Y. Liu, “Underactuated robotics : A review,” *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 16, no. 4, pp. 1–29, 2019.
- [23] S. Wolf, G. Grioli, O. Eiberger, W. Friedl, M. Grebenstein, H. Hoppner, E. Burdet, D. G. Caldwell, R. Carloni, M. G. Catalano, D. Lefeber, S. Stramigioli, N. G. Tsagarakis, M. V. Damme, R. V. Ham, B. Vanderborght, L. C. Visser, A. Bicchi, and A. Albu-Schaffer, “Variable Stiffness Actuators : Review on Design and Components,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 21, pp. 2418–2430, 2016.
- [24] A. Philippe, *Réseaux informatiques : notions fondamentales normes, architectures, modèle OSI, TCP-IP, Ethernet, WI-FI,...*, 3rd ed., ser. Ressources Informatiques. Saint-Herblain : Éd. ENI.
- [25] L. Guy, *Le système nerveux périphérique : description, systématisation, exploration*, 2nd ed. Paris : Masson et Cie.
- [26] S. L. Smith, I. T. Smith, T. Branco, and M. Häusser, “Dendritic spikes enhance stimulus selectivity in cortical neurons in vivo,” *Nature*, vol. 503, no. 7474, pp. 115–120, 2013. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1038/nature12600>
- [27] E. college of science, “Human Body : Form & Function.” [Online]. Available : <https://online.science.psu.edu/bisc004{-}activewd001/node/1907> (Accessed 2016-12-16).
- [28] W. Tigra, “Assistance à la préhension par stimulation électrique fonctionnelle chez le sujet tétraplégique,” Ph.D. dissertation, université de Montpellier, 2016.
- [29] OpenStax, “Anatomy and Physiology.” [Online]. Available : <http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab6e-3ef2482e3e22@8.47> (Accessed 2016-12-10).
- [30] E. Henneman, “Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge,” *Science*, vol. 126, no. 3287, pp. 1345–1347, 1957. [Online]. Available : <https://science.sciencemag.org/content/126/3287/1345>
- [31] M. Santello, M. Bianchi, M. Gabiccini, E. Ricciardi, G. Salvietti, D. Prattichizzo, M. Ernst, A. Moscatelli, H. Jörntell, A. M. Kappers, K. Kyriakopoulos, A. Albu-SchÄffer, C. Castellini, and A. Bicchi, “Hand synergies : Integration of robotics and neuroscience for understanding the control of biological and artificial hands,” *Physics of Life Reviews*, vol. 17, no. February, pp. 1–23, 2016.
- [32] E. Biddiss and T. Chau, “Upper limb prosthesis use and abandonment : A survey of the last 25 years,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 31, no. 3, pp. 236–257, 2007.

- [33] E. Biddiss and T. Chau, "Upper-Limb Prosthetics : Critical Factors in Device Abandonment," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 86, no. 12, 2007. [Online]. Available : <https://journals.lww.com/ajpmr/Fulltext/2007/12000/Upper{-}Limb{-}Prosthetics{-}{-}Critical{-}Factors{-}in{-}Device.4.aspx>
- [34] E. E. Fetz, "Operant Conditioning of Cortical Unit Activity," *Science*, vol. 163, no. 3870, pp. 955–958, 1969. [Online]. Available : <https://science.sciencemag.org/content/163/3870/955>
- [35] S. F. Cogan, "Neural Stimulation and Recording Electrodes," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 275–309, 2008.
- [36] J. P. Harris and D. J. Tyler, "Biological, Mechanical, and Technological Considerations Affecting the Longevity of Intracortical Electrode Recordings," *Critical Reviews & Trade ; in Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 0278-940X, pp. 435–456, 2013.
- [37] R. L. Waters, D. R. McNeal, W. Faloon, and B. Clifford, "Functional electrical stimulation of the peroneal nerve for hemiplegia. Long-term clinical follow-up." *JBJS*, vol. 67, no. 5, 1985. [Online]. Available : <https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1985/67050/Functional{-}electrical{-}stimulation{-}of{-}the{-}peroneal.16.aspx>
- [38] J. C. Barrese, N. Rao, K. Paroo, C. Triebwasser, C. Vargas-Irwin, L. Franquemont, and J. P. Donoghue, "Failure mode analysis of silicon-based intracortical microelectrode arrays in non-human primates," *Journal of Neural Engineering*, vol. 10, no. 6, p. 66014, 2013. [Online]. Available : <http://dx.doi.org/10.1088/1741-2560/10/6/066014>
- [39] X. Liu, D. B. McCreery, R. R. Carter, L. A. Bullara, T. G. H. Yuen, and W. F. Agnew, "Stability of the interface between neural tissue and chronically implanted intracortical microelectrodes," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, no. 3, pp. 315–326, 1999.
- [40] G. C. McConnell, H. D. Rees, A. I. Levey, C.-A. Gutekunst, R. E. Gross, and R. V. Bellamkonda, "Implanted neural electrodes cause chronic, local inflammation that is correlated with local neurodegeneration," *Journal of Neural Engineering*, vol. 6, no. 5, p. 56003, 2009. [Online]. Available : <http://dx.doi.org/10.1088/1741-2560/6/5/056003>
- [41] M. Ravikumar, S. Sunil, J. Black, D. S. Barkauskas, A. Y. Haung, R. H. Miller, S. M. Selkirk, and J. R. Capadona, "The roles of blood-derived macrophages and resident microglia in the neuroinflammatory response to implanted intracortical microelectrodes," *Biomaterials*, vol. 35, no. 28, pp. 8049–8064, sep 2014. [Online].

- Available : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24973296><https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4169074/>
- [42] A. Prasad, Q.-S. Xue, V. Sankar, T. Nishida, G. Shaw, W. J. Streit, and J. C. Sanchez, “Comprehensive characterization and failure modes of tungsten microwire arrays in chronic neural implants.” *Journal of neural engineering*, vol. 9, no. 5, p. 56015, oct 2012.
- [43] D. O. Adewole, M. D. Serruya, J. P. Harris, J. C. Burrell, D. Petrov, H. I. Chen, J. A. Wolf, and D. K. Cullen, *The evolution of neuroprosthetic interfaces*, 2016, vol. 44, no. 1-2.
- [44] N. Birbaumer and L. G. Cohen, “Brain-computer interfaces : Communication and restoration of movement in paralysis,” *Journal of Physiology*, vol. 579, no. 3, pp. 621–636, 2007.
- [45] J. N. Mak and J. R. Wolpaw, “Clinical Applications of Brain-Computer Interfaces : Current State and Future Prospects,” *IEEE reviews in biomedical engineering*, vol. 2, pp. 187–199, 2009. [Online]. Available : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20442804><https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2862632/>
- [46] G. R. Müller-Putz, R. Scherer, G. Pfurtscheller, and R. Rupp, “EEG-based neuroprosthesis control : A step towards clinical practice,” *Neuroscience Letters*, vol. 382, no. 1, pp. 169–174, 2005. [Online]. Available : <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394005003009>
- [47] E. C. Leuthardt, G. Schalk, J. R. Wolpaw, J. G. Ojemann, and D. W. Moran, “A brain–computer interface using electrocorticographic signals in humans,” *Journal of Neural Engineering*, vol. 1, no. 2, pp. 63–71, 2004. [Online]. Available : <http://dx.doi.org/10.1088/1741-2560/1/2/001>
- [48] E. Castagnola, A. Ansaldo, E. Maggolini, T. Ius, M. Skrap, D. Ricci, and L. Fadiga, “Smaller, softer, lower-impedance electrodes for human neuroprosthesis : A pragmatic approach,” *Frontiers in Neuroengineering*, vol. 7, no. APR, pp. 1–17, 2014.
- [49] P. Henderson, “Implanted intracortical electrodes as chronic neural interfaces to the central nervous system,” jan 2015.
- [50] D. R. Humphrey and L. R. Hochberg, “Intracortical recording of brain activity for control of limb prostheses.” *In Proceedings of the RESNA Annual Conference*, vol. 15, pp. 650–658, 1995.
- [51] L. R. Hochberg, D. Bacher, B. Jarosiewicz, N. Y. Masse, J. D. Simeral, J. Vogel, S. Haddadin, J. Liu, S. S. Cash, P. van der Smagt, and J. P. Donoghue, “Reach and grasp

- by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm,” *Nature*, vol. 485, no. 7398, pp. 372–375, 2012. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1038/nature11076>
- [52] R. A. Normann, E. M. Maynard, P. J. Rousche, and D. J. Warren, “A neural interface for a cortical vision prosthesis,” *Vision Research*, vol. 39, no. 15, pp. 2577–2587, 1999.
- [53] J. A. Obeso, C. W. Olanow, M. C. Rodriguez-Oroz, P. Krack, R. Kumar, and A. E. Lang, “Deep-brain stimulation of the subthalamic nucleus or the pars interna of the globus pallidus in Parkinson’s disease,” *New England Journal of Medicine*, vol. 345, no. 13, pp. 956–963, 2001.
- [54] A. Cloutier and J. Yang, “Control of hand prostheses- A literature review,” *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference*, vol. 6 A, no. March 2015, 2013.
- [55] Ottobock, “Bebionic Hand.” [Online]. Available : <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/> (Accessed 2020-05-15).
- [56] Össur, “i-Limb.” [Online]. Available : <https://www.ossur.fr/solutions-protheses/sp-produits/touch-solutions/i-limb-ultra> (Accessed 2020-05-15).
- [57] P. Bartuzi, T. Tokarski, and D. Roman-Liu, “The effect of the fatty tissue on EMG signal in young women,” *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 12, no. 2, pp. 87–92, 2010.
- [58] J. Monsifrot, E. L. Carpentier, Y. Aoustin, and D. Farina, “Sequential Decoding of Intramuscular EMG Signals via Estimation of a Markov Model,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 5, pp. 1030–1040, 2014.
- [59] E. N. Kamavuako, E. J. Scheme, and K. B. Englehart, “On the usability of intramuscular EMG for prosthetic control : A Fitts’ Law approach,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 5, pp. 770–777, 2014. [Online]. Available : <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641114001370>
- [60] H. A. Dewald, P. Lukyanenko, J. M. Lambrecht, J. R. Anderson, D. J. Tyler, R. F. Kirsch, and M. R. Williams, “Stable, three degree-of-freedom myoelectric prosthetic control via chronic bipolar intramuscular electrodes : A case study,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 16, no. 1, pp. 1–13, 2019.
- [61] P. F. Pasquina, M. Evangelista, A. J. Carvalho, J. Lockhart, S. Griffin, G. Nanos, P. McKay, M. Hansen, D. Ipsen, J. Vandersea, J. Butkus, M. Miller, I. Murphy, and D. Hankin, “First-in-Man Demonstration of Fully Implanted Myoelectric

- Sensors for Control of an Advanced Electromechanical Arm by Transradial Amputees,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 244, no. 7594, pp. 85–93, 2015. [Online]. Available : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25102286>{%}0A<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4317373>
- [62] X. Navarro, T. B. Krueger, N. Lago, S. Micera, T. Stieglitz, and P. Dario, “A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems,” *Journal of the Peripheral Nervous System*, vol. 10, no. 3, pp. 229–258, 2005.
- [63] G. E. Loeb and R. A. Peck, “Cuff electrodes for chronic stimulation and recording of peripheral nerve activity.” *Journal of neuroscience methods*, vol. 64, no. 1, pp. 95–103, jan 1996.
- [64] D. W. Tan, M. A. Schiefer, M. W. Keith, J. R. Anderson, J. Tyler, and D. J. Tyler, “A neural interface provides long-term stable natural touch perception.” *Science translational medicine*, vol. 6, no. 257, p. 257ra138, oct 2014.
- [65] K. Warwick, M. Gasson, B. Hutt, I. Goodhew, P. Kyberd, B. Andrews, P. Teddy, and A. Shad, “The Application of Implant Technology for Cybernetic Systems,” *Archives of Neurology*, vol. 60, no. 10, pp. 1369–1373, oct 2003. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1001/archneur.60.10.1369>
- [66] C. T. Moritz, S. I. Perlmutter, and E. E. Fetz, “Direct control of paralysed muscles by cortical neurons,” *Nature*, vol. 456, no. 7222, pp. 639–642, 2008.
- [67] N. Kameswaran, D. K. Cullen, B. J. Pfister, N. J. Ranalli, J. H. Huang, E. L. Zager, and D. H. Smith, “A novel neuroprosthetic interface with the peripheral nervous system using artificially engineered axonal tracts.” *Neurological research*, vol. 30, no. 10, pp. 1063–1067, dec 2008.
- [68] J. Kaldasch, “Evolutionary Model of Moore ’ s Law,” 2014.
- [69] D. Yu and L. Deng, “Deep Learning and Its Applications to Signal and Information Processing [Exploratory DSP],” *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 28, no. 1, pp. 145–154, 2011.
- [70] S. Lee and G. Saridis, “The control of a prosthetic arm by EMG pattern recognition,” *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 29, no. 4, pp. 290–302, 1984.
- [71] H. H. Sears and J. Shaperman, “Proportional myoelectric hand control : an evaluation,” *American journal of physical medicine & rehabilitation*, vol. 70, no. 1, pp.

- 20–28, 1991. [Online]. Available : <http://europepmc.org/abstract/MED/1994966https://doi.org/10.1097/00002060-199102000-00005>
- [72] S. Morita, K. Shibata, X. Z. Zheng, and K. Ito, “Prosthetic hand control based on torque estimation from EMG signals,” in *Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2000) (Cat. No.00CH37113)*, vol. 1, 2000, pp. 389–394 vol.1.
- [73] A. Hiraiwa, K. Shimohara, and Y. Tokunaga, “EMG pattern analysis and classification by neural network,” in *Conference Proceedings., IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1989, pp. 1113–1115 vol.3.
- [74] T. Triwiyanto, B. Utomo, D. Titisari, M. Ridha Makruf, and T. Rahmawati, “Investigation of the Number of Features and Muscles for an Effective Hand Motion Classifier Using Electromyography Signal,” *Journal of Physics : Conference Series*, vol. 1373, p. 12051, nov 2019.
- [75] A. R. Merletti and P. Torino, “Standards for reporting EMG data,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 2, pp. I–II, 1997. [Online]. Available : <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641197900018>
- [76] A. Phinyomark, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, “Application of wavelet analysis in EMG feature extraction for pattern classification,” *Measurement Science Review*, vol. 11, no. 2, pp. 45–52, 2011.
- [77] A. ALTAMIRANO, “EMG Pattern Prediction for Upper Limb Movements Based on Wavelet and Hilbert-Huang Transform,” Ph.D. dissertation, 2017.
- [78] M. Atzori, M. Cognolato, and H. Müller, “Deep Learning with Convolutional Neural Networks Applied to Electromyography Data : A Resource for the Classification of Movements for Prosthetic Hands,” *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 10, p. 9, 2016. [Online]. Available : <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnbot.2016.00009>
- [79] M. Atzori, A. Gijsberts, S. Heynen, A. G. M. Hager, O. Deriaz, P. Van Der Smagt, C. Castellini, B. Caputo, and H. Muller, “Building the Ninapro database : A resource for the biorobotics community,” *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, no. Section II, pp. 1258–1265, 2012.
- [80] M. Atzori and H. Muller, “The Ninapro database : A resource for sEMG naturally controlled robotic hand prosthetics,” *Proceedings of the Annual International Conference of the*

- 
- IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, vol. 2015-Novem, pp. 7151–7154, 2015.
- [81] M. Zardoshti-Kermani, B. C. Wheeler, K. Badie, and R. M. Hashemi, “EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 3, no. 4, pp. 324–333, 1995.
- [82] N. Aloysius and M. Geetha, “A review on deep convolutional neural networks,” in *2017 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP)*, 2017, pp. 588–592.
- [83] Z. Ding, C. Yang, Z. Tian, C. Yi, Y. Fu, and F. Jiang, “sEMG-based gesture recognition with convolution neural networks,” *Sustainability (Switzerland)*, vol. 10, no. 6, pp. 1–12, 2018.
- [84] U. Côté-Allard, C. L. Fall, A. Drouin, A. Campeau-Lecours, C. Gosselin, K. Glette, F. Laviolette, and B. Gosselin, “Deep Learning for Electromyographic Hand Gesture Signal Classification Using Transfer Learning,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 4, pp. 760–771, 2019. [Online]. Available : <http://arxiv.org/abs/1801.07756>
- [85] W. Yang, D. Yang, Y. Liu, and H. Liu, “Decoding Simultaneous Multi-DOF Wrist Movements from Raw EMG Signals Using a Convolutional Neural Network,” *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 49, no. 5, pp. 411–420, 2019.
- [86] J. Yang, J. Pan, and J. Li, “SEMG-based continuous hand gesture recognition using GMM-HMM and threshold model,” in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2017*, 2018.
- [87] F. Quivira, T. Koike-Akino, Y. Wang, and D. Erdogmus, “Translating sEMG signals to continuous hand poses using recurrent neural networks,” in *2018 IEEE EMBS International Conference on Biomedical Health Informatics (BHI)*, 2018, pp. 166–169.
- [88] W. Sun, H. Liu, R. Tang, Y. Lang, J. He, and Q. Huang, “sEMG-based hand-gesture classification using a generative flow model,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 8, pp. 1–16, 2019.
- [89] Y. Du, Y. Wong, W. Jin, W. Wei, Y. Hu, M. Kankanhalli, and W. Geng, “Semi-supervised learning for surface EMG-based gesture recognition,” *IJCAI International Joint Conference on Artificial Intelligence*, pp. 1624–1630, 2017.

- [90] X. Zhai, B. Jelfs, R. H. Chan, and C. Tin, “Self-recalibrating surface EMG pattern recognition for neuroprosthesis control based on convolutional neural network,” *Frontiers in Neuroscience*, 2017.
- [91] S. Pizzolato, L. Tagliapietra, M. Cognolato, M. Reggiani, H. Müller, and M. Atzori, “Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks,” *PLoS ONE*, vol. 12, no. 10, pp. 1–17, 2017.
- [92] F. Weichert, D. Bachmann, B. Rudak, and D. Fisseler, “Analysis of the accuracy and robustness of the Leap Motion Controller,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 5, pp. 6380–6393, 2013.
- [93] Y. Zhang, Y. Chen, H. Yu, X. Yang, W. Lu, and H. Liu, “Wearing-independent hand gesture recognition method based on EMG armband,” 2018.
- [94] J. Lenarcic, T. Bajd, and M. M. Stanišić, “Robot Mechanisms,” vol. 60, 2013. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/978-94-007-4522-3>
- [95] E. Matheson, Y. Aoustin, E. Le Carpentier, A. Leon, and J. Perrin, “Anthropomorphic underactuated hand with 15 joints,” *4th Workshop on Medical and Service Robotics, MeSRob 2015*, vol. 39, pp. 277–295, 2016. [Online]. Available : <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84964866010{&}partnerID=40{&}md5=32f068c1af587a770e5a6130dd901af9>
- [96] L. Zollo, S. Roccella, E. Guglielmelli, M. C. Carrozza, and P. Dario, “Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 418–429, 2007.
- [97] R. Deimel and O. Brock, “A novel type of compliant and underactuated robotic hand for dexterous grasping,” *International Journal of Robotics Research*, vol. 35, no. 1-3, pp. 161–185, 2016.
- [98] C. Piazza, M. Catalano, G. S.B., R. M., G. Grioli, M. Bianchi, K. Zhao, and A. Bicchi, “The SoftHand Pro-H,” *IEEE Robotics and Automation Magazine*, pp. 87–101, 2017.
- [99] F. Rosenblatt, “The perceptron : A probabilistic model for information storage and organization in the brain,” *Psychological Review*, vol. 65, no. 6, pp. 386–408, 1958.
- [100] D. P. Kingma and J. Ba, “Adam : A Method for Stochastic Optimization,” 2014.
- [101] C. blog, “Understanding LSTM Networks,” pp. 1–8, 2016. [Online]. Available : <http://colah.github.io/posts/2015-08-Understanding-LSTMs/> (Accessed 2020-08-31).

- [102] S. Bai, J. Z. Kolter, and V. Koltun, “An Empirical Evaluation of Generic Convolutional and Recurrent Networks for Sequence Modeling,” 2018.
- [103] T. R. Farrell and R. F. Weir, “The optimal controller delay for myoelectric prostheses,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 1, pp. 111–118, 2007.
- [104] M. Santello, M. Flanders, and J. F. Soechting, “Postural hand synergies for tool use,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 18, no. 23, pp. 10 105–10 115, 1998.
- [105] S. Raspopovic, M. Capogrosso, F. M. Petrini, M. Bonizzato, J. Rigosa, G. Di Pino, J. Carpaneto, M. Controzzi, T. Boretius, E. Fernandez, G. Granata, C. M. Oddo, L. Citi, A. L. Ciancio, C. Cipriani, M. C. Carrozza, W. Jensen, E. Guglielmelli, T. Stieglitz, P. M. Rossini, and S. Micera, “Restoring Natural Sensory Feedback in Real-Time Bidirectional Hand Prostheses,” *Science Translational Medicine*, vol. 6, no. 222, pp. 222ra19–222ra19, 2014. [Online]. Available : <http://stm.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/scitranslmed.3006820>
- [106] D. Pamungkas and K. Ward, “Electro-tactile feedback system for a prosthetic hand,” *22nd Annual International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, M2VIP 2015*, pp. 27–38, 2015. [Online]. Available : <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84973667745{&}partnerID=40{&}md5=42ab3e1393f612734d1fcfe6204d0a3a>
- [107] A. J. Thurston, “PARÉ AND PROSTHETICS : THE EARLY HISTORY OF ARTIFICIAL LIMBS,” *ANZ Journal of Surgery*, vol. 77, no. 12, pp. 1114–1119, 2007. [Online]. Available : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1445-2197.2007.04330.x>
- [108] P. Hernigou, “Ambroise Paré IV : The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses),” *International Orthopaedics*, vol. 37, no. 6, pp. 1195–1197, 2013. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1007/s00264-013-1884-7>
- [109] Vincent Systems GmbH, “VINCENT EVOLUTION 3.” [Online]. Available : <https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-3/> (Accessed 2020-06-15).
- [110] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, and R. F. Weir, “Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands : A review,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 50, no. 5, pp. 599–618, 2013.
- [111] R. Chandler, C. Clauser, J. McConville, H. Reynolds, and J. Young, “Investigation of Inertial Properties of the Human Body,” p. 171, mar 1975.

- [112] J. Ingram, K. Kording, I. Howard, and D. Wolpert, “The statistics of natural hand movements,” *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, vol. 188, pp. 223–236, jul 2008.
- [113] N. J. Brown, “Patent US3026534A - prosthetic hands,” 1962.
- [114] J. M. Hervé, “Analyse structurelle des mécanismes par groupe des déplacements,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 13, no. 4, pp. 437–450, jan 1978.
- [115] J. Angeles, *Rational Kinematics*, ser. Springer Tracts in Natural Philosophy. New York, NY : Springer New York, 1988, vol. 34. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4612-3916-1>
- [116] Shadow Robot Company, “Shadow hand Website.” [Online]. Available : <https://www.shadowrobot.com/products/dexterous-hand/> (Accessed 2016-12-24).
- [117] H. Liu, K. Wu, P. Meusel, N. Seitz, G. Hirzinger, M. Jin, Y. Liu, S. Fan, T. Lan, and Z. Chen, “Multisensory five-finger dexterous hand : The dlr/hit hand ii,” in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008, pp. 3692–3697.
- [118] S. Krut, “A Force-Isotropic Underactuated Finger,” in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005, pp. 2314–2319.
- [119] V. Bégoc, “Etude et conception d ’ un préhenseur versatile sous-actionné : application dans la préparation de commandes de détail,” no. March, 2008.
- [120] L. Birglen and C. M. Gosselin, “Force analysis of connected differential mechanisms : Application to grasping,” *International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 10, pp. 1033–1046, 2006.
- [121] M. Luo, T. Mei, X. Wang, and Y. Yu, “Grasp characteristics of an underactuated robot hand,” *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 2004, no. 3, pp. 2236–2241, 2004.
- [122] M. G. Catalano, G. Grioli, E. Farnioli, a. Serio, C. Piazza, and a. Bicchi, “Adaptive synergies for the design and control of the Pisa/IIT SoftHand,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 33, no. 5, pp. 768–782, 2014. [Online]. Available : <http://ijr.sagepub.com/content/33/5/768.abstract>{%}5Cn<http://ijr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0278364913518998>
- [123] B. M. Hillberry and A. S. J. Hall, “Patent US3932045A - Rolling contact joint,” 1973.

- 
- [124] N. Dechev, W. L. Cleghorn, and S. Naumann, “Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 36, no. 10, pp. 1157–1173, oct 2001.
- [125] M. Carrozza, C. Suppo, F. Sebastiani, B. Massa, F. Vecchi, R. Lazzarini, M. Cutkosky, and P. Dario, “The SPRING Hand : Development of a Self-Adaptive Prosthesis,” *Autonomous Robots*, vol. 16, pp. 125–141, 2004.
- [126] J. Fras and K. Althoefer, “Soft Biomimetic Prosthetic Hand : Design, Manufacturing and Preliminary Examination,” *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, no. March 2019, pp. 6998–7003, 2018.
- [127] G. Lopez, “Brevet WO2004026540A1 - Prehenseur anthropomorphe a serrage automatique,” 2002.
- [128] S. C. Tapia-Siles, O. Urquidi-Gandarillas, and M. Pakleppa, “Variable Stiffness Hand Prosthesis : a Systematic Review,” *Investigacion & Desarrollo*, vol. 17, no. 1, pp. 99–108, 2017.
- [129] T. Takaki and T. Omata, “High-Performance Anthropomorphic Robot Hand With Grasping-Force-Magnification Mechanism,” vol. 16, no. 3, pp. 583–591, 2011.
- [130] M. Fumagalli, E. Barrett, S. Stramigioli, and R. Carloni, “Analysis of an underactuated robotic finger with variable pinch and closure grasp stiffness,” *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*, vol. 2016-Septe, pp. 365–370, 2016.
- [131] Z. Teng, G. Xu, R. Liang, M. Li, S. Zhang, and T. Tao, “A Novel Underactuated Robotic Finger with Variable Stiffness Joints\*,” *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 5305–5309, 2019.
- [132] J. Y. Nagase, S. Wakimoto, T. Satoh, N. Saga, and K. Suzumori, “Design of a variable-stiffness robotic hand using pneumatic soft rubber actuators,” *Smart Materials and Structures*, vol. 20, no. 10, 2011.
- [133] M. Kaczkowski and G. E. Jeffries, “Cosmesis is Much More Than Appearance... it’s Function,” *inMotion*, vol. 9, no. 3, 1999. [Online]. Available : <http://www.amputee-coalition.org/inmotion/may{-}jun{-}99/cosmesis.html>
- [134] I. M. Bullock, J. Z. Zheng, S. De La Rosa, C. Guertler, and A. M. Dollar, “Grasp frequency and usage in daily household and machine shop tasks,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 6, no. 3, pp. 296–308, 2013.

- [135] M. Kim, J. Park, J. Kim, and M. Kim, “Stiffness Decomposition and Design Optimization of Under-Actuated Tendon-Driven Robotic Systems,” *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2266–2272, 2018.
- [136] “Avis relatif à la tarification de MICHELANGELO visé à l’article L. 165-1 du code de la sécurité sociale - JORF n°0201 du 29 août 2017.” [Online]. Available : <https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000035463558&categorieLien=id> (Accessed 2020-07-09).
- [137] M. Malvezzi, G. Salvietti, and D. Prattichizzo, “Evaluation of Grasp Stiffness in Underactuated Compliant Hands Exploiting Environment Constraints,” *CISM International Centre for Mechanical Sciences, Courses and Lectures*, vol. 584, pp. 409–416, 2019.
- [138] A. Pashkevich, A. Klimchik, D. Chablat, A. Pashkevich, A. Klimchik, D. Chablat, A. Pashkevich, A. Klimchik, and D. Chablat, “Enhanced stiffness modeling of manipulators with passive joints To cite this version : HAL Id : hal-00583167 Enhanced stiffness modeling of manipulators with passive joints,” 2011.
- [139] E. Cakit, B. Durgun, O. Cetik, and O. Yoldas, “A Survey of Hand Anthropometry and Biomechanical Measurements of Dentistry Students in Turkey,” *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, vol. 24, no. 6, pp. 739–753, nov 2014. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1002/hfm.20401>
- [140] E. Castillo-Castaneda and A. Bemardo-Vasquez, “Personalized design of a hand prosthesis considering anthropometry of a real hand extracted from radiography,” in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2017, pp. 1215–1220.
- [141] “Décret n° 2019-1107 du 30 octobre 2019 modifiant le décret n° 87-31 du 20 janvier 1987 relatif au Conseil national des universités pour les disciplines médicales, odontologiques et pharmaceutiques - Légifrance.” [Online]. Available : <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000039296788/> (Accessed 2020-09-27).

# Annexes



# Annexe A

## Équations statiques du doigt sous-actionné à câbles antagonistes

### A.1 Rappel du modèle

#### A.1.1 Modèle cinématique

La figure A.1 décrit le paramétrage des phalanges et de leurs articulations. La phalange proximale 1 est liée au bâti par une liaison pivot d'axe  $O_1\vec{z}_0$ . Elle est liée au repère mobile  $R_1(\vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$  tel que  $\widehat{(\vec{x}_0, \vec{x}_1)} = \widehat{(\vec{y}_0, \vec{y}_1)} = q_1$ .

La phalange intermédiaire 2 est liée à la phalange proximale 1 par une liaison pivot d'axe  $O_2\vec{z}_0$ . Elle est liée au repère mobile  $R_2(\vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2)$  tel que  $\widehat{(\vec{x}_1, \vec{x}_2)} = \widehat{(\vec{y}_1, \vec{y}_2)} = q_2$ .

La phalange distale 3 est liée à la phalange intermédiaire 2 par une liaison pivot d'axe  $O_3\vec{z}_0$ . Elle est liée au repère mobile  $R_3(\vec{x}_2, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$  tel que  $\widehat{(\vec{x}_2, \vec{x}_3)} = \widehat{(\vec{y}_2, \vec{y}_3)} = q_3$ .

Les liaisons pivots de centre  $O_i$  sont dotées d'un ressort de rappel de constante de raideur  $K_i$  ( $i \in \{1, 2, 3\}$ ).

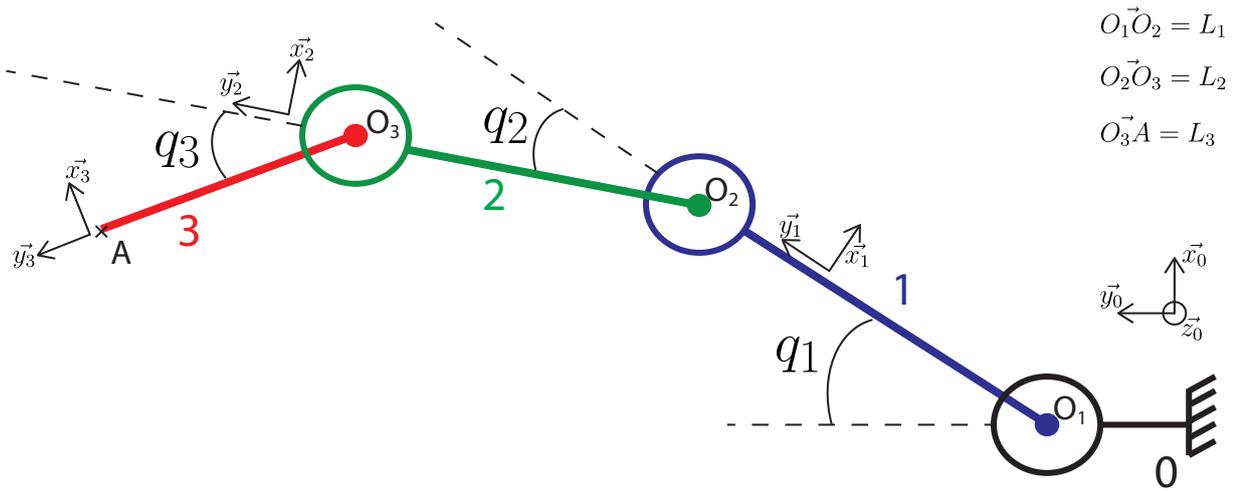


FIGURE A.1: Schéma cinématique d'un doigt

La figure A.2 schématise le cheminement des câbles de flexion et d'extension.

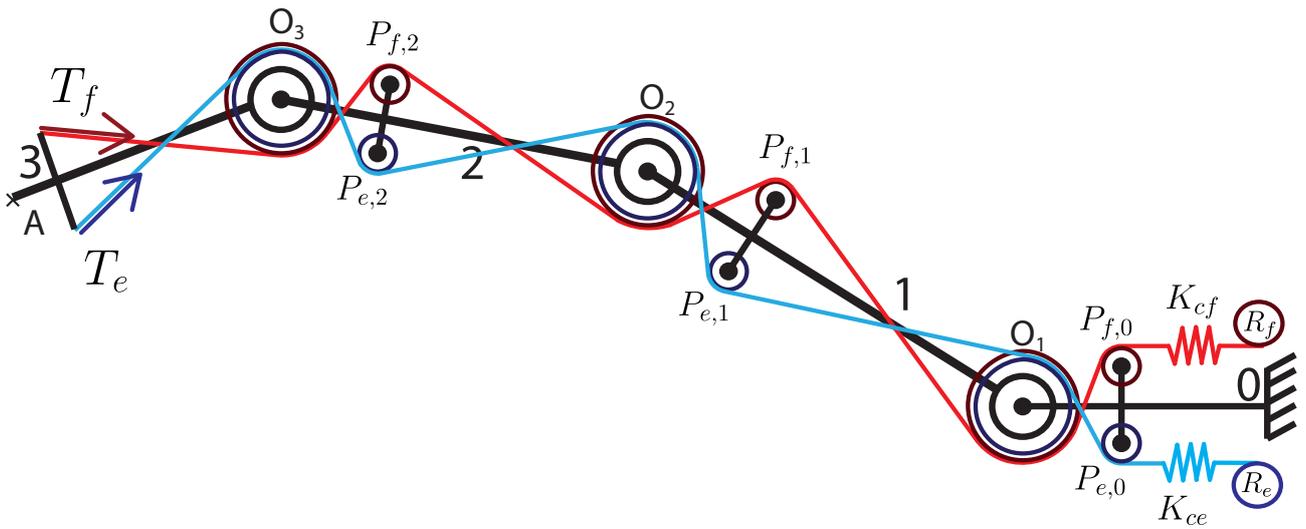


FIGURE A.2: Routage des câbles de flexion et d'extension

Chaque poulie est libre de tourner autour de son axe avec des frottements négligeables. La tension des câbles est considérée constante le long d'un brin.

### A.1.2 Modélisation d'une Poulie

Les équations d'équilibre statique de la poulie sont obtenues en isolant la poulie et la section de câble enroulée.

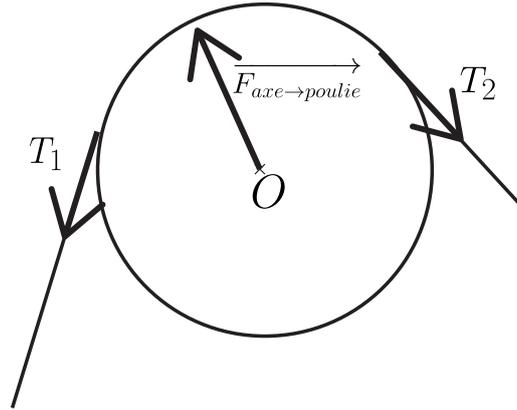


FIGURE A.3: Résolution statique d'une poulie

Le principe fondamentale de la statique en O nous donne :

- $\|\vec{T}_1\| = \|\vec{T}_2\|$
- $\vec{T}_1 + \vec{T}_2 + \overrightarrow{F_{axe \rightarrow poulie}} = 0$

On en déduit l'effort qu'exerce une poulie sur son axe :  $\overrightarrow{F_{poulie \rightarrow axe}} = \vec{T}_1 + \vec{T}_2$

## A.2 Résolution statique du doigt sous actionné en absence d'effort extérieur

Pour faciliter la lecture des équations statiques, seul un câble sera pris en compte. Étant donné la symétrie de la structure, le second câble répond aux mêmes équations statiques au signe près.

### A.2.1 Solide {3} isolé :

Le Bilan des actions mécaniques extérieures sur le mécanisme isolé nous donne :

- L'efforts du câble  $\vec{T}_{E_3}$  sur l'ancrage de la pièce 3
- $\vec{R}_{O_3}$  Réaction de la poulie  $O_3$  :  $\vec{R}_{O_3} = T_{O_3am} \vec{e}_m + T_{O_3av} \vec{e}_v$  de point d'application  $O_3$
- $\overrightarrow{M_{O_3, K_3 \rightarrow 3}}$  est le moment exercé par le ressort de rappel
- $\vec{R}_{2 \rightarrow 3}$  Réaction de la liaison pivot entre le solide 2 et le solide 3 de point d'application  $O_3$

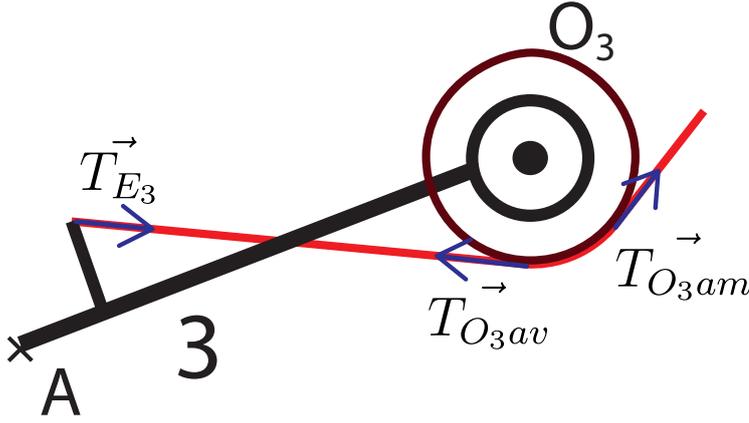


FIGURE A.4: Solide {3} isolé

Calcul du moment de chaque force sur l'axe  $\vec{z}$  au point  $O_3$  :

Calcul du moment exercé par  $R_{O_3}$  en  $O_3$  :

L'effort  $R_{O_3} = T_{O_3av} + T_{O_3am}$  est appliqué au point  $O_3$  dans le plan xy, donc il ne crée pas de moment sur l'axe  $O_3\vec{z}$ .

Calcul du moment exercé par  $T_{E_3}$  en  $O_3$  :

$$\overrightarrow{M_{O_3, T_{E_3} \rightarrow 3}} = TR_3\vec{z}$$

Avec  $R_3$  rayon de la poulie du câble centrée en  $O_3$

Le moment appliqué par le ressort de rappel dépend de la constante du ressort  $K_3$  et la position de la phalange distale 3 déterminée par  $q_3$  :

$$\overrightarrow{M_{O_3, K_3 \rightarrow 3}} = -q_3 K_3 \vec{z}$$

D'après le théorème fondamental de la statique, la somme de ces moments est égale à zéro.

$$\overrightarrow{M_{O_3, T_{E_3} \rightarrow 3}} + \overrightarrow{M_{O_3, R_{O_3} \rightarrow 3}} + \overrightarrow{M_{O_3, K_3 \rightarrow 3}} = 0$$

La projection sur l'axe  $\vec{z}$  donne l'équation scalaire suivante :

$$\boxed{TR_3 - q_3 K_3 = 0} \tag{A.1}$$

### A.2.2 Solides {2, 3} isolés :

Le Bilan des actions mécaniques extérieures sur le mécanisme isolé nous donne :

- L'effort du câble  $\vec{T}_{E_3}$  sur l'ancrage de la pièce 3
- $\vec{R}_{O_3}$  Réaction de la poulie  $O_3$  :  $\vec{R}_{O_3} = \vec{T}_{O_3am} + \vec{T}_{O_3av}$  de point d'application  $O_3$
- $\vec{R}_{P_2}$  Réaction de la poulie  $P_2$  :  $\vec{R}_{P_2} = \vec{T}_{P_2am} + \vec{T}_{P_2av}$  de point d'application  $P_2$
- $\vec{R}_{O_2}$  Réaction de la poulie  $O_2$  :  $\vec{R}_{O_2} = \vec{T}_{O_2am} + \vec{T}_{O_2av}$  de point d'application  $O_2$
- $\overrightarrow{M_{O_2, K_2 \rightarrow 2}}$  est le moment exercé par le ressort de rappel
- $\vec{R}_{1 \rightarrow 2}$  Réaction de la liaison pivot entre le solide 1 et le solide 2 de point d'application  $O_2$

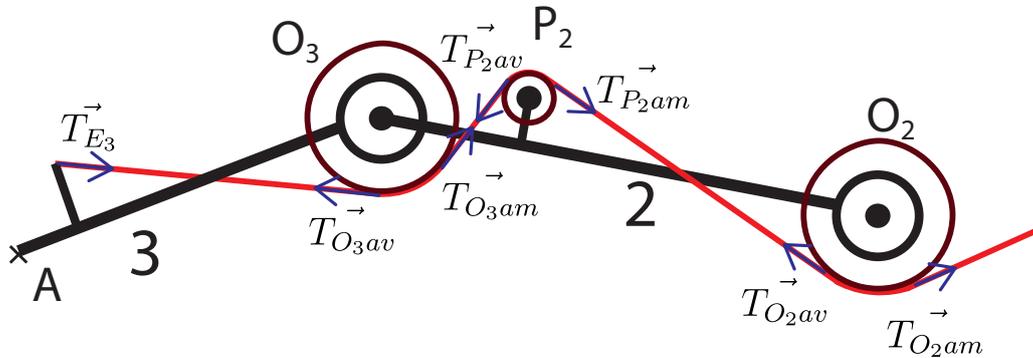


FIGURE A.5: Solides {2, 3} isolés

Pour la suite des calculs, j'introduis les angles  $\alpha_i$  et  $\beta_i$  (figure A.6). Ils sont exprimés en fonction de  $a_i$  et  $b_i$  dans la section A.3.

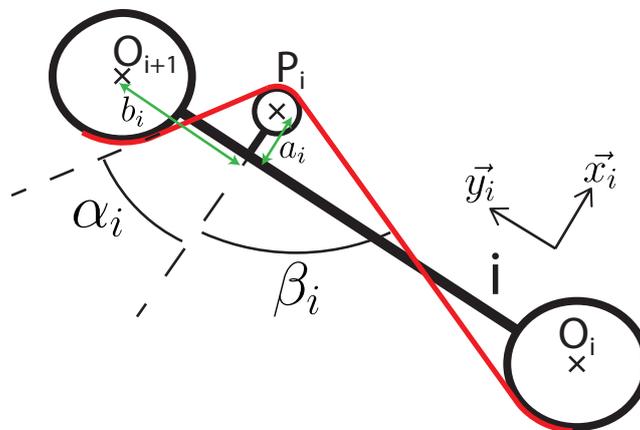


FIGURE A.6: paramétrage des poulies  $P_i$

Calcul du moment de chaque force sur l'axe  $\vec{z}$  au point  $O_2$  :

Calcul du moment exercé par  $R_{O_2}$  en  $O_2$  :

L'effort  $R_{O_2} = T_{O_2av} + T_{O_2am}$  est appliqué au point  $O_2$  dans le plan xy, donc il ne crée pas de moment sur l'axe  $O_2\vec{z}$ .

Calcul du moment exercé par  $T_{E_3}$  en  $O_2$  :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{M_{O_2 T_{E_3 \rightarrow 3}}} &= \overrightarrow{M_{E_3 T_{E_3 \rightarrow 3}}} + O_2\vec{E}_3 \wedge T_{E_3} \\ \overrightarrow{M_{O_2 T_{E_3 \rightarrow 3}}} &= O_2\vec{E}_3 \wedge T_{E_3} \\ \overrightarrow{M_{O_2 T_{E_3 \rightarrow 3}}} &= (L_2\vec{y}_2 + (L_3 - b_3)\vec{y}_3 + a_3\vec{x}_3) \wedge T(-\sin \beta_3 \vec{y}_3 - \cos \beta_3 \vec{x}_3) \\ \overrightarrow{M_{O_2 T_{E_3 \rightarrow 3}}} &= T[-(L_2 \sin q_3 + a_3) \sin \beta_3 + (L_2 \cos q_3 + L_3 - b_3) \cos \beta_3] \vec{z}\end{aligned}$$

Calcul du moment exercé par  $R_{O_3}$  en  $O_2$  :

Expression de  $R_{O_3}$  :

$$\begin{aligned}R_{O_3} &= T_{O_3am} + T_{O_3av} \\ R_{O_3} &= T(\cos \beta_3 \vec{x}_3 + \sin \beta_3 \vec{y}_3) + T(\cos \alpha_2 \vec{x}_2 - \sin \alpha_2 \vec{y}_2)\end{aligned}$$

Projection dans le repère 2 :

$$\begin{aligned}R_{O_3} &= T[\cos \beta_3(\cos q_3 \vec{x}_2 + \sin q_3 \vec{y}_2) + \sin \beta_3(-\sin q_3 \vec{x}_2 + \cos q_3 \vec{y}_2) + \cos \alpha_2 \vec{x}_2 - \sin \alpha_2 \vec{y}_2] \\ R_{O_3} &= T[(\cos(q_3 + \beta_3) + \cos \alpha_2)\vec{x}_2 + (\sin(q_3 + \beta_3) - \sin \alpha_2)\vec{y}_2]\end{aligned}$$

Calcul du moment :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{M_{O_2 R_{O_3 \rightarrow 2}}} &= \overrightarrow{M_{O_3 R_{O_3 \rightarrow 2}}} + O_2\vec{O}_3 \wedge R_{O_3} \\ \overrightarrow{M_{O_2 R_{O_3 \rightarrow 2}}} &= L_2 \vec{y}_2 \wedge R_{O_3}\end{aligned}$$

$$\overrightarrow{M_{O_2 R_{O_3 \rightarrow 2}}} = -T L_2(\cos(q_3 + \beta_3) + \cos \alpha_2) \vec{z}$$

Calcul du moment exercé par  $R_{P_2}$  en  $O_2$  :

Expression de  $R_{P_2}$  :

$$\begin{aligned}R_{P_2} &= T_{P_2am} + T_{P_2av} \\ R_{P_2} &= T(-\cos \beta_2 \vec{x}_2 - \sin \beta_2 \vec{y}_2) + T(-\cos \alpha_2 \vec{x}_2 + \sin \alpha_2 \vec{y}_2) \\ R_{P_2} &= T[(-\cos \beta_2 - \cos \alpha_2) \vec{x}_2 + (\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) \vec{y}_2]\end{aligned}$$

Calcul du moment :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{M_{O_2 R_{P_2} \rightarrow 2}} &= \overrightarrow{M_{P_2 R_{P_2} \rightarrow 2}} + O_2 \vec{P}_2 \wedge R_{P_2} \\ \overrightarrow{M_{O_2 R_{P_2} \rightarrow 2}} &= ((L_2 - b_2) \vec{y}_2 + a_2 \vec{x}_2) \wedge R_{P_2}\end{aligned}$$

$$\boxed{\overrightarrow{M_{O_2 R_{P_2} \rightarrow 2}} = -T[a_2(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2)]\vec{z}}$$

D'après le théorème fondamental de la statique, la somme de ces moments est égale à zéro.

$$\overrightarrow{M_{O_2 ext \rightarrow \{2,3\}}} = \overrightarrow{M_{O_2 T_{E_3} \rightarrow 3}} + \overrightarrow{M_{O_2 R_{O_3} \rightarrow 2}} + \overrightarrow{M_{O_2 R_{P_2} \rightarrow 2}} + \overrightarrow{M_{O_2, K_2 \rightarrow 2}} = \vec{0}$$

La projection sur l'axe  $\vec{z}$  donne l'équation scalaire suivante :

$$\begin{aligned}T[-(L_2 \sin q_3 + a_3) \sin \beta_3 + (L_2 \cos q_3 + L_3 - b_3) \cos \beta_3 + L_2(\cos(q_3 + \beta_3) + \cos \alpha_2) \\ + a_2(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2)] - q_2 K_2 = 0\end{aligned}$$

Une simplification trigonométrique nous permet de supprimer une partie des termes liée à  $q_3$ .

Le résultat devient alors :

$$\boxed{T[-a_3 \sin \beta_3 + (L_3 - b_3) \cos \beta_3 + \cos \alpha_2] + a_2(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2)] - q_2 K_2 = 0} \quad (\text{A.2})$$

### A.2.3 Solides {1, 2, 3} isolés :

Le Bilan des actions mécaniques extérieures sur le mécanisme isolé nous donne :

- L'effort du câble  $T_{E_3}^{\vec{}}$  sur l'ancrage de la pièce 3
- $R_{O_3}^{\vec{}}$  Réaction de la poulie  $O_3$  :  $R_{O_3}^{\vec{}} = T_{O_3 am}^{\vec{}} + T_{O_3 av}^{\vec{}}$  de point d'application  $O_3$
- $R_{P_2}^{\vec{}}$  Réaction de la poulie  $P_2$  :  $R_{P_2}^{\vec{}} = T_{P_2 am}^{\vec{}} + T_{P_2 av}^{\vec{}}$  de point d'application  $P_2$
- $R_{O_2}^{\vec{}}$  Réaction de la poulie  $O_2$  :  $R_{O_2}^{\vec{}} = T_{O_2 am}^{\vec{}} + T_{O_2 av}^{\vec{}}$  de point d'application  $O_2$
- $R_{P_1}^{\vec{}}$  Réaction de la poulie  $P_1$  :  $R_{P_1}^{\vec{}} = T_{P_1 am}^{\vec{}} + T_{P_1 av}^{\vec{}}$  de point d'application  $P_1$
- $R_{O_1}^{\vec{}}$  Réaction de la poulie  $O_1$  :  $R_{O_1}^{\vec{}} = T_{O_1 am}^{\vec{}} + T_{O_1 av}^{\vec{}}$  de point d'application  $O_1$
- $\overrightarrow{M_{O_1, K_1 \rightarrow 1}}$  est le moment exercé par le ressort de rappel
- $R_{0 \rightarrow 1}^{\vec{}}$  Réaction de la liaison pivot entre le solide 0 et le solide 1 de point d'application  $O_1$

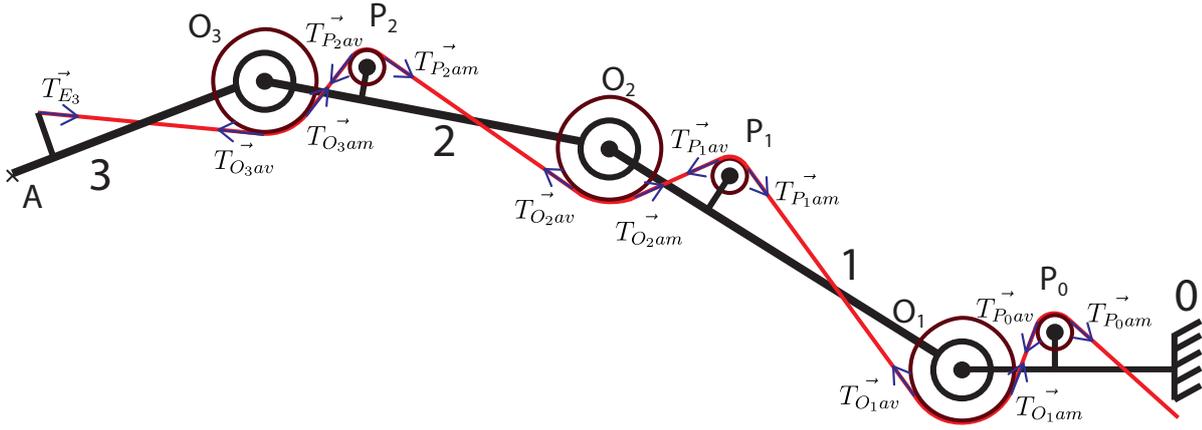


FIGURE A.7: Solides {1, 2, 3} isolés

Calcul du moment de chaque force sur l'axe  $\vec{z}$  au point  $O_1$  :

Calcul du moment exercé par  $R_{O_1}^{\vec{}}$  en  $O_1$  :

L'effort  $R_{O_1}^{\vec{}} = T_{O_1av}^{\vec{}} + T_{O_1am}^{\vec{}}$  est appliqué au point  $O_1$  dans le plan xy, donc il ne crée pas de moment sur l'axe  $O_1\vec{z}$ .

Calcul du moment exercé par  $R_{P_1}^{\vec{}}$  en  $O_1$  :

Il s'agit du même calcul que le moment exercé par  $R_{P_2}^{\vec{}}$  en  $O_2$ .

Expression de  $R_{P_1}^{\vec{}}$  :

$$R_{P_1}^{\vec{}} = T_{P_1am}^{\vec{}} + T_{P_1av}^{\vec{}}$$

$$R_{P_1}^{\vec{}} = T(-\cos \beta_1 \vec{x}_1 - \sin \beta_1 \vec{y}_1) + T(-\cos \alpha_1 \vec{x}_1 + \sin \alpha_1 \vec{y}_1)$$

$$R_{P_1}^{\vec{}} = T[(-\cos \beta_1 - \cos \alpha_1) \vec{x}_1 + (\sin \alpha_1 - \sin \beta_1) \vec{y}_1]$$

Calcul du moment :

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{P_1} \rightarrow 1}} = \overrightarrow{M_{P_1 R_{P_1} \rightarrow 1}} + O_1\vec{P}_1 \wedge R_{P_1}^{\vec{}}$$

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{P_1} \rightarrow 1}} = ((L_1 - b_1) \vec{y}_1 + a_1 \vec{x}_1) \wedge R_{P_1}^{\vec{}}$$

$$\boxed{\overrightarrow{M_{O_1 R_{P_1} \rightarrow 1}} = -T[a_1(\sin \alpha_1 - \sin \beta_1) + (L_1 - b_1)(\cos \beta_1 + \cos \alpha_1)]\vec{z}}$$

Calcul du moment exercé par  $R_{O_2}^{\vec{}}$  en  $O_1$  :

Expression de  $R_{O_2}^{\vec{}}$  :

$$R_{O_2}^{\vec{}} = T_{O_2am}^{\vec{}} + T_{O_2av}^{\vec{}}$$

$$\vec{R}_{O_2} = T(\cos \beta_2 \vec{x}_2 + \sin \beta_2 \vec{y}_2) + T(\cos \alpha_1 \vec{x}_1 - \sin \alpha_1 \vec{y}_1)$$

Projection dans le repère 1 :

$$\vec{R}_{O_2} = T[\cos \beta_2(\cos q_2 \vec{x}_1 + \sin q_2 \vec{y}_1) + \sin \beta_2(-\sin q_2 \vec{x}_1 + \cos q_2 \vec{y}_1) + \cos \alpha_1 \vec{x}_1 - \sin \alpha_1 \vec{y}_1]$$

$$\vec{R}_{O_2} = T[(\cos(q_2 + \beta_2) + \cos \alpha_1)\vec{x}_1 + (\sin(q_2 + \beta_2) - \sin \alpha_1)\vec{y}_1]$$

Calcul du moment :

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{O_2 \rightarrow 1}}} = \overrightarrow{M_{O_2 R_{O_2 \rightarrow 1}}} + O_1 \vec{O}_2 \wedge \vec{R}_{O_2}$$

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{O_2 \rightarrow 1}}} = L_1 \vec{y}_1 \wedge \vec{R}_{O_2}$$

$$\boxed{\overrightarrow{M_{O_1 R_{O_2 \rightarrow 1}}} = -T L_1 (\cos(q_2 + \beta_2) + \cos \alpha_1) \vec{z}}$$

Calcul du moment exercé par  $\vec{R}_{P_2}$  en  $O_1$  :

L'expression de  $\vec{R}_{P_2}$  a déjà été calculée :

$$\vec{R}_{P_2} = T[(-\cos \beta_2 - \cos \alpha_2) \vec{x}_2 + (\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) \vec{y}_2]$$

De plus :

$$O_1 \vec{P}_2 = L_1 \vec{y}_1 + (L_2 - b_2) \vec{y}_2 + a_2 \vec{x}_2$$

$$O_1 \vec{P}_2 = (L_1 \sin q_2 + a_2) \vec{x}_2 + (L_1 \cos q_2 + L_2 - b_2) \vec{y}_2$$

Calcul du moment :

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{P_2 \rightarrow 2}}} = \overrightarrow{M_{P_2 R_{P_2 \rightarrow 2}}} + O_1 \vec{P}_2 \wedge \vec{R}_{P_2}$$

$$\boxed{\overrightarrow{M_{O_1 R_{P_2 \rightarrow 2}}} = T[(L_1 \sin q_2 + a_2)(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_1 \cos q_2 + L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2)] \vec{z}}$$

Calcul du moment exercé par  $\vec{R}_{O_3}$  en  $O_1$  :

L'expression de  $\vec{R}_{O_3}$  a déjà été calculée :

$$\vec{R}_{O_3} = T[(\cos(q_3 + \beta_3) + \cos \alpha_2) \vec{x}_2 + (\sin(q_3 + \beta_3) - \sin \alpha_2) \vec{y}_2]$$

De plus :

$$O_1 \vec{O}_3 = L_1 \vec{y}_1 + L_2 \vec{y}_2$$

$$O_1 \vec{O}_3 = L_1 \sin q_2 \vec{x}_2 + (L_1 \cos q_2 + L_2) \vec{y}_2$$

Calcul du moment :

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{O_3 \rightarrow 2}}} = \overrightarrow{M_{O_3 R_{O_3 \rightarrow 2}}} + O_1 \vec{O}_3 \wedge \vec{R}_{O_3}$$

$$\overrightarrow{M_{O_1 R_{O_3 \rightarrow 2}}} = T[(L_1 \sin q_2)(\sin (q_3 + \beta_3) - \sin \alpha_2) - (L_1 \cos q_2 + L_2)(\cos (q_3 + \beta_3) + \cos \alpha_2)]\vec{z}$$

Calcul du moment exercé par  $T_{E_3}^{\vec{}}$  en  $O_1$  :

L'expression de  $T_{E_3}^{\vec{}}$  a déjà été calculée :

$$T_{E_3}^{\vec{}} = T(-\sin \beta_3 \vec{y}_3 - \cos \beta_3 \vec{x}_3)$$

De plus :

$$O_1 \vec{E}_3 = L_1 \vec{y}_1 + L_2 \vec{y}_2 + (L_3 - b_3) \vec{y}_3 + a_3 \vec{x}_3$$

$$O_1 \vec{E}_3 = (L_1 \sin (q_2 + q_3) + L_2 \sin q_3 + a_3) \vec{x}_3 + (L_1 \cos (q_2 + q_3) + L_2 \cos q_3 + L_3 - b_3) \vec{y}_3$$

Calcul du moment :

$$\overrightarrow{M_{O_1 T_{E_3 \rightarrow 3}}} = \overrightarrow{M_{E_3 T_{E_3 \rightarrow 2}}} + O_1 \vec{E}_3 \wedge T_{E_3}^{\vec{}}$$

$$\begin{aligned} \overrightarrow{M_{O_1 R_{O_3 \rightarrow 2}}} &= T[-(L_1 \sin (q_2 + q_3) + L_2 \sin q_3 + a_3) \sin \beta_3 \\ &\quad + (L_1 \cos (q_2 + q_3) + L_2 \cos q_3 + L_3 - b_3) \cos \beta_3] \vec{z} \end{aligned}$$

D'après le théorème fondamental de la statique, la somme de ces moments est égale à zero.

$$\overrightarrow{M_{O_1 ext \rightarrow \{1,2,3\}}} = \overrightarrow{M_{O_1 T_{E_3 \rightarrow 3}}} + \overrightarrow{M_{O_1 R_{O_3 \rightarrow 2}}} + \overrightarrow{M_{O_1 R_{P_2 \rightarrow 2}}} + \overrightarrow{M_{O_1 R_{O_2 \rightarrow 2}}} + \overrightarrow{M_{O_1 R_{P_1 \rightarrow 2}}} + \overrightarrow{M_{O_2, K_2 \rightarrow 2}} = \vec{0}$$

La projection sur l'axe  $\vec{z}$  donne l'équation scalaire suivante :

$$\begin{aligned} T[a_1(\sin \alpha_1 - \sin \beta_1) + (L_1 - b_1)(\cos \beta_1 + \cos \alpha_1) - L_1(\cos (q_2 + \beta_2) + \cos \alpha_1) \\ + (L_1 \sin q_2 + a_2)(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_1 \cos q_2 + L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2) \\ + (L_1 \sin q_2)(\sin (q_3 + \beta_3) - \sin \alpha_2) - (L_1 \cos q_2 + L_2)(\cos (q_3 + \beta_3) + \cos \alpha_2) \\ - (L_1 \sin (q_2 + q_3) + L_2 \sin q_3 + a_3) \sin \beta_3 + (L_1 \cos (q_2 + q_3) + L_2 \cos q_3 + L_3 - b_3) \cos \beta_3] \\ - q_1 K_1 = 0 \end{aligned}$$

Une simplification trigonométrique nous permet de supprimer une partie des termes lié à  $q_2$  et  $q_3$ . Le résultat devient alors :

$$\begin{aligned} T[a_1(\sin \alpha_1 - \sin \beta_1) + (L_1 - b_1)(\cos \beta_1 + \cos \alpha_1) - L_1 \cos \alpha_1 \\ + a_2(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2) \\ - L_2 \cos \alpha_2 - a_3 \sin \beta_3 + (L_3 - b_3) \cos \beta_3] - q_1 K_1 = 0 \end{aligned} \quad (A.3)$$

### A.2.4 Notation matricielle

Cas à un câble :

Les 3 équations A.1, A.2 et A.3 de l'équilibre statique sont réunies dans l'équation matricielle A.4 :

$$\mathbf{D}^T T + \mathbf{K}^T \mathbf{q} = 0 \quad (\text{A.4})$$

Avec :

- $T$  : la tension du câble
- $\mathbf{K} = [K_1 \ K_2 \ K_3]^T$  est le vecteur représentant la rigidité des articulations
- $\mathbf{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T$  est le vecteur des coordonnées articulaires
- $\mathbf{D} = [D_1 \ D_2 \ D_3]^T$  est un vecteur dépendant de la géométrie.

$$D_1 = -R_3$$

$$\begin{aligned} D_2 = & -a_3 \sin \beta_3 + (L_3 - b_3) \cos \beta_3 \\ & + a_2(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) \\ & + (L_2 - b_2)(\cos \beta_2) - b_2 \cos \alpha_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_3 = & a_1(\sin \alpha_1 - \sin \beta_1) \\ & + (L_1 - b_1)(\cos \beta_1 + \cos \alpha_1) - L_1 \cos \alpha_1 \\ & + a_2(\sin \alpha_2 - \sin \beta_2) + (L_2 - b_2)(\cos \beta_2 + \cos \alpha_2) \\ & - L_2 \cos \alpha_2) - a_3 \sin \beta_3 + (L_3 - b_3) \cos \beta_3 \end{aligned}$$

Cas à deux câbles :

Le deuxième câble est soumis aux mêmes équations. Les valeurs géométriques liées au câble d'extension possèdent un indice  $e$ , et les valeurs liées au câble de flexion  $f$ .

$$\mathbf{G} [T_f \ T_e]^T + \mathbf{K} \mathbf{q} = 0 \quad (\text{A.5})$$

$$G_{11} = -R_{f,3} \text{ et } G_{12} = R_{e,3}$$

$$\begin{aligned}
 G_{21} &= -a_{f,3} \sin \beta_{f,3} + (L_3 - b_{f,3}) \cos \beta_{f,3} \\
 &\quad + a_{f,2} (\sin \alpha_{f,2} - \sin \beta_{f,2}) \\
 &\quad + (L_2 - b_{f,2}) (\cos \beta_{f,2}) - b_{f,2} \cos \alpha_{f,2}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 G_{22} &= a_{e,3} \sin \beta_{e,3} - (L_3 - b_{e,3}) \cos \beta_{e,3} \\
 &\quad - a_{e,2} (\sin \alpha_{e,2} - \sin \beta_{e,2}) \\
 &\quad - (L_2 - b_{e,2}) (\cos \beta_{e,2}) + b_{e,2} \cos \alpha_{e,2}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 G_{31} &= a_{f,1} (\sin \alpha_{f,1} - \sin \beta_{f,1}) \\
 &\quad + (L_1 - b_{f,1}) (\cos \beta_{f,1} + \cos \alpha_{f,1}) - L_1 \cos \alpha_{f,1} \\
 &\quad + a_{f,2} (\sin \alpha_{f,2} - \sin \beta_{f,2}) + (L_2 - b_{f,2}) (\cos \beta_{f,2} + \cos \alpha_{f,2}) \\
 &\quad - L_2 \cos \alpha_{f,2} - a_{f,3} \sin \beta_{f,3} + (L_3 - b_{f,3}) \cos \beta_{f,3}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 G_{32} &= -a_{e,1} (\sin \alpha_{e,1} - \sin \beta_{e,1}) \\
 &\quad - (L_1 - b_{e,1}) (\cos \beta_{e,1} + \cos \alpha_{e,1}) + L_1 \cos \alpha_{e,1} \\
 &\quad - a_{e,2} (\sin \alpha_{e,2} - \sin \beta_{e,2}) - (L_2 - b_{e,2}) (\cos \beta_{e,2} + \cos \alpha_{e,2}) \\
 &\quad + L_2 \cos \alpha_{e,2} + a_{e,3} \sin \beta_{e,3} - (L_3 - b_{e,3}) \cos \beta_{e,3}
 \end{aligned}$$

### A.3 Calcul de $\alpha_i$ et $\beta_i$

Projection de la longueur de câble  $\vec{L}$  entre le point d'attaque de la poulie  $P_i$  et le point d'attaque de la poulie  $O_{i+1}$  sur l'axe  $\vec{y}_i$  :

$$\vec{L} \cdot \vec{y}_i = b_i - R_{i+1} \cos \alpha_i - r_i \cos \alpha_i$$

Avec :

- $r_i$  : rayon de la poulie de centre  $P_i$
- $R_{i+1}$  : rayon de la poulie de centre  $O_{i+1}$

La projection de la longueur de câble  $\vec{L}$  entre le point d'attaque de la poulie  $P_i$  et le point d'attaque de la poulie  $O_{i+1}$  sur l'axe  $\vec{x}_i$  :

$$\vec{L} \cdot \vec{x}_i = a_i - R_{i+1} \sin \alpha_i + r_i \sin \alpha_i$$

Et par définition :

$$\tan \alpha_i = \frac{b_i - (R_{i+1} + r_i) \cos \alpha_i}{a_i + (R_{i+1} + r_i) \sin \alpha_i}$$

$$\tan \alpha_i (a_i + (R_{i+1} + r_i) \sin \alpha_i) = (b_i - (R_{i+1} + r_i) \cos \alpha_i)$$

$$\sin \alpha_i (a_i + (R_{i+1} + r_i) \sin \alpha_i) = \cos \alpha_i (b_i - (R_{i+1} + r_i) \cos \alpha_i)$$

$$a_i \sin \alpha_i + (R_{i+1} + r_i) - b_i \cos \alpha_i = 0$$

Normalisons le problème en posant  $U = \sqrt{a_i^2 + b_i^2}$

$$\frac{b_i \cos \alpha_i}{U} - \frac{a_i \sin \alpha_i}{U} = \frac{(R_{i+1} + r_i)}{U}$$

$\exists \phi$  tel que  $\cos \phi = \frac{b_i}{U}$  et  $\sin \phi = \frac{a_i}{U}$

$$\cos \alpha_i \cos \phi - \sin \alpha_i \sin \phi = \frac{(R_{i+1} + r_i)}{U}$$

$$\cos \alpha_i + \phi = \frac{(R_{i+1} + r_i)}{U}$$

$$\alpha_i = -\phi + \arccos \frac{(R_{i+1} + r_i)}{U}$$

$$\boxed{\alpha_i = -\arccos \frac{b_i}{\sqrt{a_i^2 + b_i^2}} + \arccos \frac{(R_{i+1} + r_i)}{\sqrt{a_i^2 + b_i^2}}}$$

De même pour  $\beta$  avec  $b_i$  remplacée par  $L_i - b_i$  et  $R_{i+1}$  en  $R_i$  :

$$\boxed{\beta_i = -\arccos \frac{L_i - b_i}{\sqrt{a_i^2 + (L_i - b_i)^2}} + \arccos \frac{(R_i + r_i)}{\sqrt{a_i^2 + (L_i - b_i)^2}}}$$