République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

Université des Sciences et de la Technologie D'Oran

Mohamed Boudiaf

Faculté de Génie Electrique

LABORATOIRE DE RECHERCHE EN SYSTEMES INTELLIGENTS

Mémoire en vue de l'obtention du diplôme de magistère

ECOLE DOCTORALE « NTIC & Systèmes Intelligents et Robotique »

Option : Systèmes Intelligents et Robotique

SIR

Présenté par :

TALEB Abdel-hamidMahir

Thème

Développement d'une prothèse de bras et sa commande basée sur le signal EMG

Jury :

Président :Mr N. Boughanmi, (Professeur, USTO)

Encadreur : Mr N. Berrached, (Professeur, USTO)

Examinateurs : Mr A. Taleb,(Professeur, Valenciennes)

Mr A. Loukil,(M.C, USTO)

MrH.Kadour el Boudadi,(M.C, USTO)

ANNEE UNIVERSITAIRE : 2013/2014

Remerciements

Le travail présenté dans cette étude a été effectué au laboratoire LARESI à l'USTO, encadré par Professeur N. BERRACHED que je tiens à le remercie vivement pour son soutien scientifique constant tout le long de ce travail, durant lequel il m'a fait partager son expérience et sa compétence.

Je remercie monsieur Boughanmi de l'honneur qu'il me fait en acceptant de présider le jury.

De même, j'adresse mes vifs remerciements à Professeur Taleb d'avoir eu la peine de ce déplacer, monsieur Loukil et monsieur Kadour el Boudadid'avoir acceptés de juger ce travail et qui m'honorent en participant à ce jury.

J'exprime mes profonde reconnaissances à Professeur Boukerche et docteur Chiali pour m'avoir accueillie et de m'avoir offert l'opportunité de profiter de leurs conseils et riche expérience.

Mes sincères remerciements vont également à mes collègues et amis Melle Bouchengakhadidja , Melle abdelmoumen Halima ,Mr Hamza Amine, Mr Chaloli Mohamed, Mr AbdelaouiGhouti, Mr Kanoun Ali Mr BelhouariAnass, Mr Chrayitte Amine et Mr Sekkal Chakib qui m'ont aidés à surmonter les difficultés de mon projet, avec leurs conseils constructifs.

Enfin, je ne manquerais pas d'exprimer ma profonde reconnaissance à mes chers parents, mes sœurs, et mon petit frère Yacine pour leurs sacrifices, aides, soutien et encouragement.

Sommaire

Chapitre 1 : Introduction Générale 6
I.1 Introduction 6
I.2 Objectif 8
I.3 Un peu d'Histoire... 9
I.4 La problématique 9
1.5 Etat de l´art 10
I.1 Vue d'ensemble du manuscrit 14
Chapitre II : Etude et modélisation biomécanique du système main avant-bras 17
II.1 Introduction 17
II.2 Aspects physiologiques 17
II.3 Structure géométrique 18
II.3.1 Débattements angulaires 19
II.3.2 Les Grandeurs métrique de notre prothèse 20
II.4 Modélisation cinématique de la prothèse 20
II.4.2 Modèle géométrique direct 20
II.4.1.1 Repère de référence 20
II.4.1.2 Paramétrage de Denavit-Hartenberg 21
***II.4.1.3* Matrices de passage** 22
II.4.1.4 Position du poignet 23
II.4.2 Modèle géométrique inverse 24
II.4.2.1 Modélisation du bras redondant 25
II.4.2.2 Modélisation du poignet non-redondant 26
II.4.3 Bilan de la modélisation cinématique implémentée 28
II.4.4 Discussion 28
II.5 Conclusion 29
Chapitre III : Réalisation de la prothèse 30
III.1 Introduction 30
III.2 Le principe mécanique de l'articulation du coude 31
III.2.1 La flexion / L'extension 32
III.2.2 La pronation /La supination 33
III.3 La commande de la prothèse 36

III.3.1 La partie communication 36
III.3.1.1 Les différents réseaux de locale communication sans-fil 36
III.3.1.2 La comparaison entre les réseaux locaux sans-fils 37
III.3.2 Asservissement de la prothèse 41
III.3.2.1 Le contrôle des angles 41
III.4 Conclusion 42
Chapitre 4 : Rappel Bibliographique 44
IV.1 Introduction 44
IV.2 Muscle squelettique 44
IV.2.1 Anatomie du muscle 44
IV.3 Principe physiologique du contrôle moteur 48
IV.3.1 Unité motrice 48
IV.3.2 Les propriétés des fibres nerveuses 49
IV.3.2.1 Potentiel de repos 49
IV.3.2.2 Potentiel gradué 50
IV.4 Innervation du membre supérieur 51
IV.4.1 Construction du plexus brachial 52
IV.4.2 Branche terminales du plexus brachial 53
IV.5 Electromyographie de surface (EMGs) 54
IV.6 Recueil du signal EMG 55
IV.6.1 Source du signal 55
IV.6.2 Potentiel d´action de l´unité motrice (PAUM) 55
IV.6.3 Superposition des PAUM 56
IV.6.4 Caractéristique des électrodes de détection 56
IV.7 Conclusion 57
Chapitre V : Traitement du signal EMG 59
V.1 Introduction 59
V.2 Concept temporelle 59
V.3 Concept fréquentiel 60
V.3.1 Densité Spectrale de Puissance (DSP) 60
V.3.2 Indicateurs fréquentiels 61
V.3.3 Domaine temps-fréquence 61
V.3.4 Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT) 62

V.3.5 Transformée de Wigner-Ville 62
V.3.6 Transformée en Ondelettes 63
V.4 Modélisation du signal EMG et la Force musculaire 64
V.4.1 La source de courant 64
V.5 Vitesse de conduction 65
V.6 Utilisation du différent classifieur 66
V.6.1 Méthode statistique 66
V.6.2 Analyse discriminante linéaire 66
V.6.3 Réseau de neurone 66
V.6.4 La logique floue 67
V.7 Conclusion 68
Chapitre VI : Traitement du signal EMG en pratique 69
VI.1 Introduction 69
VI.2 Les données de base 70
VI.3 La détection du signal 70
VI.3.1 Filtrage et amplification du signal (prétraitement) 72
VI.4 Extraction des caractéristiques et Classification du signal EMG 73
VI.4.1 Enregistrement du signal EMG 73
A) Protocole expérimental 75
B) Contraction maximale volontaire (MVC) 75
C) Contraction Isotonique 75
VI.5 L'extraction de caractéristique du signal EMG 76
VI.6 Conclusion 78
Conclusion Générale 79
Bibliographie 81

Liste des figures

Figure I. 1 : Les différents niveaux d´amputation 7
Figure I. 2Un des impacts de l'amputation sur la personne http://jeanpaul.trichet.free.fr/kontosxt1.jpg 8
Figure I. 3 : Le premier travail (Osamu Fukuda, April 2003) 10
Figure I. 4 : Le Model géométrique du bras MITSUBICHI (OsamuFukuda, April 2003) 11
Figure I. 5 : La méthode d'apprentissage (OsamuFukuda, April 2003) 12
Figure I. 6 : Le second travail (casio, Takakazu, &Tochio, Augst 2004) 12
Figure I. 7 : Positionnement des électrodes (casio, Takakazu, &Tochio, Augst 2004) 13
Figure I. 8 : La neuro-Flou 13
Figure I. 9 : Le troisième travail (Jonghwa, Stephan, & Elisabeth, 2008) 14
Figure I. 10 : Schéma global de notre travail 15

Figure II. 1 :Aspects physiologiques 18
Figure II. 2: Schéma du bras de robot anthropomorphe 19
Figure II. 3: Grandeurs des éléments mécaniques du bras de la prothèse 20
Figure II. 4 : Schéma des repères du bras de la prothèse à 7 degrés de liberté 21
Figure II. 5: mouvement de l'articulation θ_3 de la prothése 25

Figure III. 1: Le squelette de la maquette du bras 30
Figure III. 2: Le premier prototype de la prothèse 31
Figure III. 3: La représentation de la flexion et extension 32
Figure III. 4: La base de fixation des moteurs 33
Figure III. 5: La Réalisation de la Flexion et Extension du coude 33
Figure III. 6: Pronation/Supination (CHALFOUN, MASSEMEJEAN, B, OUZDOU, & YOUNES) 34
Pronation : il y'a le muscle rond pronateur qui s'insère sur la face latérale du radius au sommet de la courbure pronatrice puis le muscle carré pronateur qui est enroulé autour de l'extrémité inférieure de l'ulna (cubitus)Figure III. 7. 34
Figure III. 8: Les muscles responsables de la pronation et supination 35
Figure III. 9: Réalisation de la pronation/supination du coude 35
Figure III. 10: Le schéma synoptique de notre système 36
Figure III. 11: Le système de communication RF en utilisant XBee 38
Figure III. 12: Exemple de flux de données envoyé via le port série 39
Figure III. 13: Type de message envoyé par notre carte EMG 39
Figure III. 14: La représentation de la demande de Connexion 40
Figure III. 15: Représentation du message envoyé 40
Figure III. 16: Représentation du contrôle des angles 41
Figure III. 17: Le schéma de commande de notre prothèse 42

Figure IV. 1 :Anatomie du muscle (MusclePedia, 2006) 45

Figure IV. 2 : La structure de la fibre musculaire (Premiumorange) 46
Figure IV. 3 : La Contraction musculaire (Huxley, 1957) 47
Figure IV. 4 : Présentation schématique du control moteur..... 48
Figure IV. 5 : Le potentiel d´action (Mattieu, 2009)..... 51
Figure IV. 6 : Positionnement anatomique du Plexus Brachial (Tiny, 2009) 51
Figure IV. 7 : Plexus Brachial (NeuroScience, 2012)..... 52
Figure IV. 8 : Systématisation du Plexus Brachial..... 53
Figure IV. 9 : Localisation des régions pour l'extraction des signaux EMG..... 54
Figure IV. 10 : Génération du potentiel d´action de l´unité motrice (PAUM) (Basmajian & Deluca, 1985) 56
Figure IV. 11 : Caractéristique des électrodes (Merletti & Parker, 2004) 57
Figure IV. 12 : Superposition des PAUM (d´après Basmajian et De Luca, 1985) 57

Figure V. 1: Potentiel d´action intracellulaire (PAI) (a) et sa dérivée seconde (b) qui est proportionnel au courant transmembranaire. Les échelles temporelle et spatiale sont liées parune vitesse de propagation de 4 m/s. (Rosenfalck, 1969) 65
Figure V. 2: Le modéle RNA 67

Figure VI. 1: La représentation générale des phases d'interprétation d'EMG signal 69
Figure VI. 2: L'emplacement des électrodes de surface..... 71
Figure VI. 3: Le principe de détection du signal EMG 72
Figure VI. 4: Le circuit du filtrage 73
Figure VI. 5: Schéma principale de la classification du signal 73
Figure VI. 6:La visualisation des signaux sur oscilloscope 74
Figure VI. 7: Signaux EMG et force recueillis dans une contraction 76
Figure VI. 8 : La proportionnalité entre le RMS et le niveau de contraction..... 76
Figure VI. 9 : L'application de la logique floue..... 77
Figure VI. 10: superposition entre le RMS du signal EMG et l'angle de contraction de la prothèse dans la flexion et extension du coude 77

Liste des tableaux

Tableau II. 2: la comparaison du débattements angulaires entre le bras naturel et notre prothèse 19
Tableau II. 3: Paramètres de Denavit-Hartenberg de la prothèse..... 21
Tableau III. 1: La comparaison des protocoles sans fil..... 37
Tableau VI. 1 : Caractéristique des personnes choisies 70

Chapitre 1 : Introduction Générale

"Notre devoir c´est de rendre au monde au moins autant qu´on a reçu." **Albert EINSTEIN**

I.1 Introduction

Quelque soit la personne, quelque soit son âge et quelque soit son milieu socioculturel, tout le monde peut subir un désagrément dans la vie et devenir un handicapé et le taux ne cesse d´augmenter avec les années, une des études démontré par des professeurs à l´université de Nice qui révèlent que le nombre d´handicapé dans le monde est de [200.000 á 400.000] et le taux d'augmentation est de [25000 jusqu´á 50000]handicapé par ans [Comfort,2006].

Dans cette recherche nous nous sommes intéressés à l´amputation du membre supérieur. ce domaine a rencontré plusieurs obstacles durant son développement ce qui a créé un retard par rapport aux autres recherches bio-robotique, mais avec l'application actuel de l´intelligence artificielle, les prothèses artificielles ont trouvées une tendance vers les prothèses intelligente qui présente un saut important vers les techniques de pointe, cela veut dire avoir une prothèse beaucoup plus flexible avec une haute précision et adaptable au corps humain, ce qui conduit à une prothèse assimilable à un membre biologique.

La diversité des prothèses dépend directement du niveau d´amputation comme le montre la Figure (I.1).

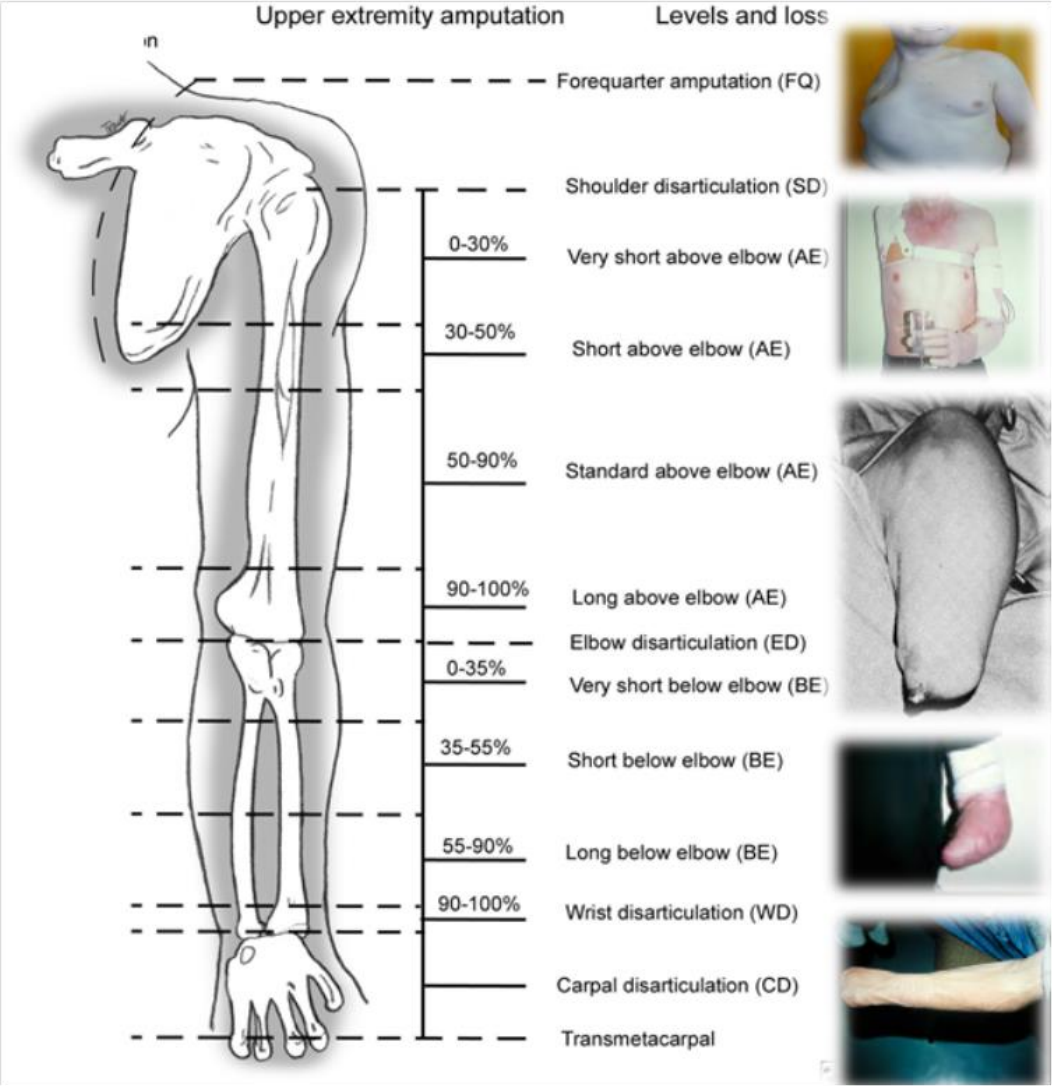


Figure I. 1 : Les différents niveaux d´amputation

Dans une société qui privilégie l'esthétique, la personne handicapée est confrontée à connaître, apprécier, estimer un corps différent, à le reconnaître, et à le reconquérir. Par conséquentle handicape provoque une blessure, une souffrance aussi bien physique que morale et éventuellement un sentiment d´injustice car le regard des autres amplifie cette souffrance, sans oublier que même le mouvement précis et complexe peut être très difficile dans leurs activités quotidiennes (figure I.2). Par conséquent, diverses réactions peuvent être provoquées: soit un repli sur soi même, soit un isolement, soit une véritable solitude, soit une dépression parfois allant même au suicide.

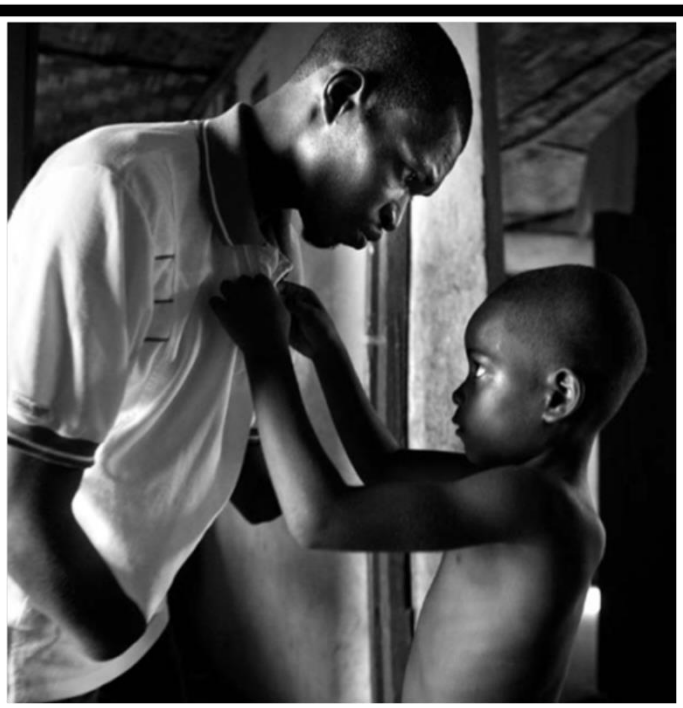


Figure I. 2 : Un des impacts de l'amputation sur la personne http://jeanpaul.trichet.free.fr/kontosxt1.jpg

C'est pour cela notre laboratoire (LARESI) a voulu venir en aide à ces personnes, on essayant d'élaborer une prothèse intelligente afin qu'elle soit un support pour leur activité quotidienne ainsi pour leur intégration social.

Pour une première prothèse nous avons travaillé sur les handicapés huméraux, car d'après l'étude qu'on vue précédemment (Comfort2006) concernant le taux d'amputation au monde nous avons remarqué que l'amputation la plus répandu dans le membre supérieur c'est l'amputation humérale.

I.2 Objectif

Le sujet de l'interaction physique entre humains et robots n'ayant passé que récemment du domaine de la science-fiction à un sujet de recherche sérieux, il y a encore aujourd'hui de criants besoins pour des progrès significatifs dans l'ensemble des domaines liés aux défis que pose l'application de ce concept, dans notre laboratoire (LARESI) cette interaction est réalisée avec développement des interfaces en employant la voix, les gestes, la vision...etc.

Mais dans cette thèse nous allons vous présenter un nouveau système d´interaction on utilisant les signaux physiologiques (EMG) d'un handicapé suite à une amputation humérale afin de contrôler une prothèse réalisée dans notre laboratoire en collaboration avec le laboratoire d´anatomie (LANEMF) au niveau de l'EHU Oran.

I.3 Un peu d'Histoire...

L´histoire des prothèses est intimement liée à celle de l´humanité. Les premiers hommes, dès qu´ils adoptèrent la station debout, ont naturellement cherchés à conserver cette posture. Ils leurs a fallu donc de trouver des béquilles et des aides pour remplacer leurs membre amputé ou estropié.

À 3000 ans Avant J.C "Les Egyptiens étaient capables d´amputer et de fabriquer des prothèses, affirment des chercheurs allemands, qui ont découvert des preuves particulièrement nettes sur la momie d´une femme morte. Le gros orteil du pied droit avait été amputé, et l´articulation a été remplacée par une prothèse en bois. " Sources : Sciences Avenir, The Lancet, déc. 2000 " .(Lancet, 2006)

400 ans avant J.C Hérodote, ce grand historien, dans Calliope (livre IX) l´histoire de ThereuponHegesistratus d´Elée, qui s´amputa pour échapper aux spartes et se fit une prothèse de bois.

(1509-1590) à la renaissance, Ambroise Paré auteur du renouveau de la ligature des vaisseaux après une amputation, curieux et habile de ses mains, met au point de nombreuses prothèses. Armature métallique.(Lancet, 2006)

I.4 La problématique

Notre système consiste à développer une prothèse similaire a un bras naturel ainsi qu'un moyen électronique pour l'acquisition de ces signaux de commande (EMG)au niveau du moignon afin de détecté les mouvements de base quotidienne du bras humaine ; la flexion extension, la pronation et supination ainsi que flexion-extension de la main ; donc nous sommes confronté à extraire ces information d'un signal aléatoire pseudo stochastique afin de contrôler notre prothèse en temps réel, ce qui résulte deux problématiques essentielles !

Premièrement au niveau de développement de la prothèse : son asservissement articulaire, son aspect mécanique qui doit être conçus différemment,notamment par l'ajout de complaisance aux articulations ou en réduisant la puissance aux actionneurs. Dans de telles circonstances, les régulateurs simples communément utilisés en robotique risquent de se révéler insuffisants pour asservir adéquatement ces nouveaux manipulateurs technologiquement plus avancés ainsi que les réactions de la prothèse selon l´information recueillie.

Et en second au niveau de réception : le traitement et la reconnaissance du signal EMG à classer peuvent être très différents à cause des variations entre les individus et la

modification de ces signaux au cours du temps. Ceci indique que pour évaluer la performance d´un classeur, il va être nécessaire de quantifier la difficulté de classification du signal. En d´autres termes, quand une méthode de classification fournit des performances insuffisantes, il est impossible de déterminer la cause sans cette quantification. Ce problème ne se pose pas dans le cas d´un problème habituel de reconnaissance des formes.

1.5 Etat de l´art

Plusieurs études ont été réalisés dans ce contexte ce qui nous a démontré la faisabilité de notre travail. Parmi ces travaux nous allons présenter ce qui suit :

Travail de OsamoFudukaet Toshio Tsuji (2003), intitulée "A HumanAssistingManipulatorTeleoperated by EMG Signals and Arm Motions ». Une personne dont les avant-bras ont été amputés peut utiliser ce manipulateur comme personnelle assistant pour le travail de bureau sous control des signaux (EMG). (Osamu Fukuda, April 2003)

Figure I. 3: Le premier travail (OsamuFukuda, April 2003)

Dans ce projet ils ont utilisé un bras robotisé de sept dégrées de liberté conçue par la société ***« MITSUBICHI Electric Corporationet »*** cette prothèse peut être placé directement sur le moignon du patient, le model géométrique du brasest représenté sur la figure (1.4).

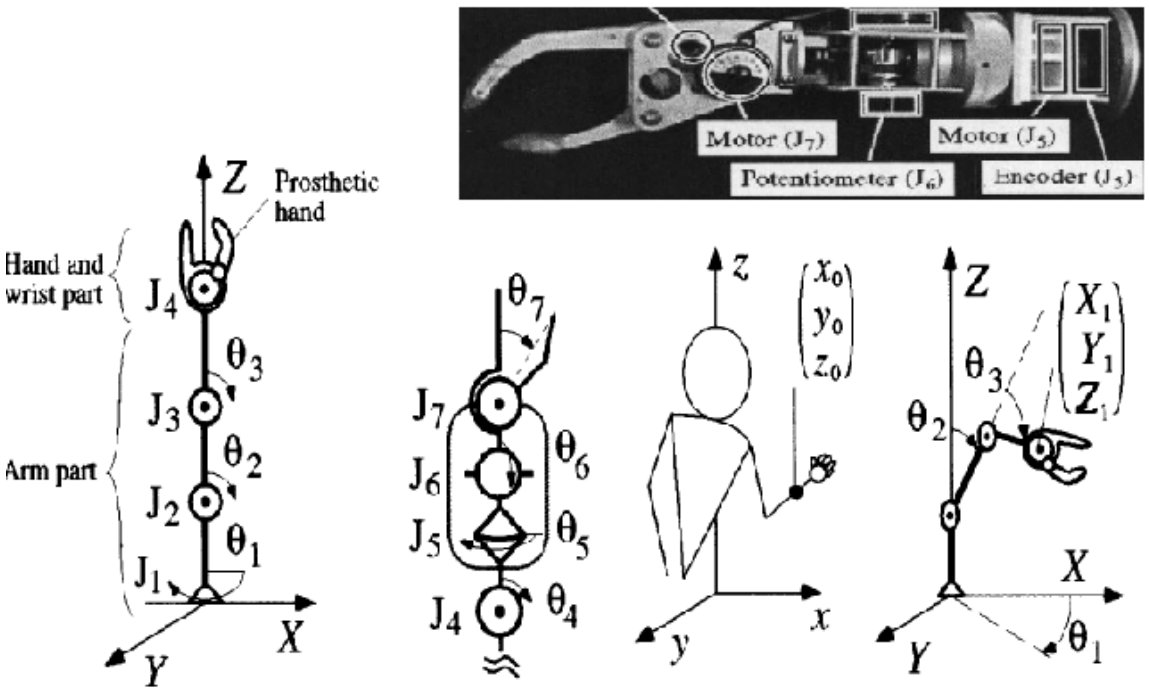


Figure I. 4: Le Model géométrique du bras MITSUBICHI (OsamuFukuda, April 2003)

Les Signaux EMG sont utilisées comme signal de commande pour commander la main et une partie du poignet. Ces signaux sont mesurés à partir du muscles de l'avant-bras lorsque l'opérateur imagine un mouvement (extension, de flexion, de flexion cubital, flexion radiale, supination, pronation, la main ouverte, et saisir la main) à travers les signaux EMG, ils sont déduit les signaux de commande pour commander les différents dégrées de liberté du bras manipulateur. Tout d'abord, les signaux sont mesurés à partir de paires d'électrodes (Web5000: NIHON KODEN Corporation) sont numérisés par un convertisseur analogique-numérique A / D (la fréquence d'échantillonnage, 1,0 kHz ; quantification, 12 b) après avoir été amplifié (70 dB) puis filtré à travers un Filtre Butterworth (fréquence de coupure, fc Hz ; l'ordre,p).

ces signaux sont échantillonnés en « n »échantillons EMGd (n) (d= 1,…,D), au départ ils ont calculé la variance du signal EMG puis on fixant un certain seuil. Si la variance est supérieure de ce dernier donc l'individu a réalisé un mouvement. Pour l'identification du mouvement, ils ont élaboré une base de données puis un réseau de neurone qui permet de classifier le type de mouvement. Figure (I.5)

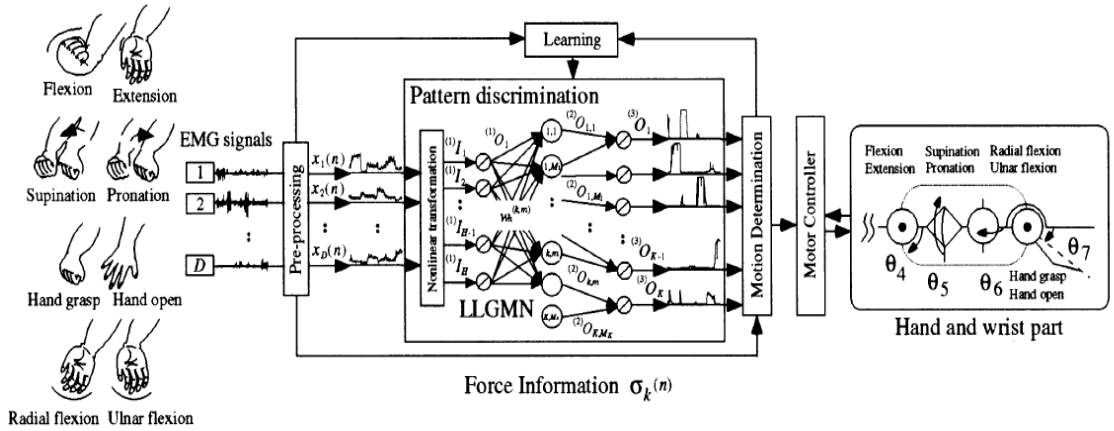


Figure I. 5: La méthode d'apprentissage (OsamuFukuda, April 2003)

Le second travail de Casio Kiguchi (2004), intitulée «Neuro-Fuzzy Control of a RoboticExoskeletonWith EMG Signals ", ils ont mis au point un exosquelette robotique pour aider le mouvement des personnes physiquement faibles, comme les personnes âgées, et les personnes blessés. L´exosquelette robotique est contrôlé essentiellement par des signaux l´électromyogramme (EMG) qui contienne des informations concernant état du muscle ainsi que le niveau de contraction sans oublier le type de mouvement car ce dernier est important pour comprendre l'intentionde l'utilisateur. (casio, Takakazu, & Tochio, Augst 2004)

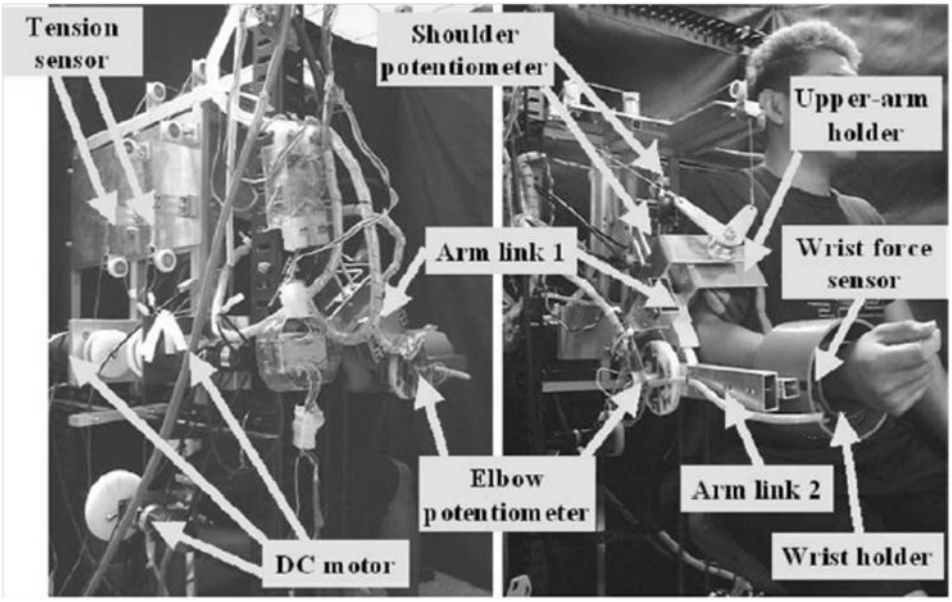


Figure I. 6: Le second travail (casio, Takakazu, &Tochio, Augst 2004)

Pour commander cet exosquelette, ils ont utilisé les Signaux EMG comme signal de commande. Ces signaux sont mesurés à partir des muscles du biceps (partie frontal et

latérale), le deltoïde (partie antérieur et postérieur) et triceps (partie frontal et latérale) comme le montre la figure (I.7)

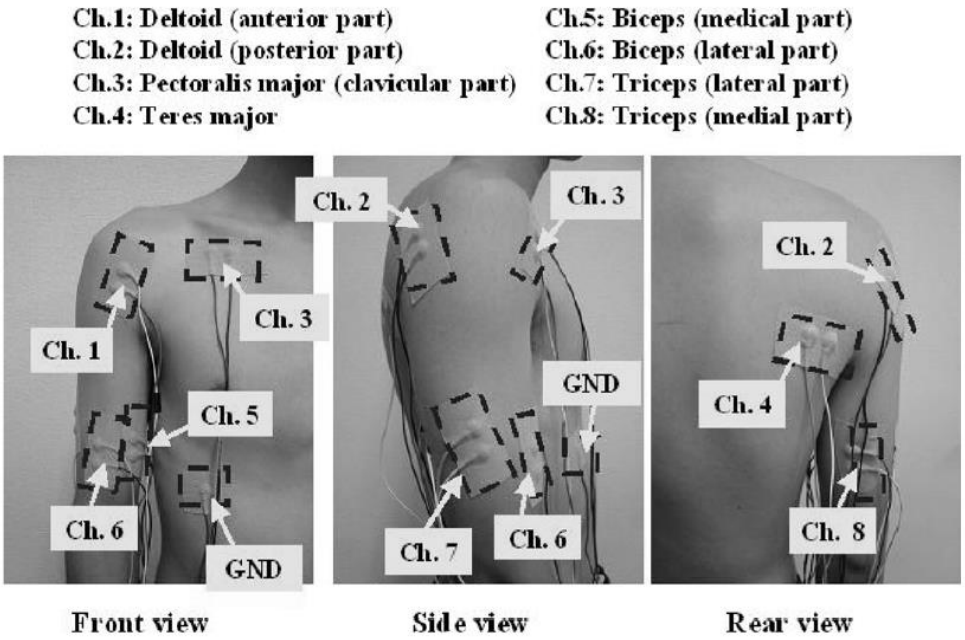


Figure I. 7: Positionnement des électrodes (casio, Takakazu, &Tochio, Augst 2004)

Pour l'extraction des caractéristiques ils ont calculé la moyenne du signal EMG, puis ils ont remarqué une proportionnalité entre la moyenne du signal et le niveau de contraction c'est pour cela ils ont subdivisé en plusieurs classe en utilisant la logique flou, pour différé entre les différents mouvements ils ont élaboré une base de données puis un réseau de neurone qui permet de classifier le type de mouvement en conclusion ils ont utilisé la neuro-flou.Figure (I.8).

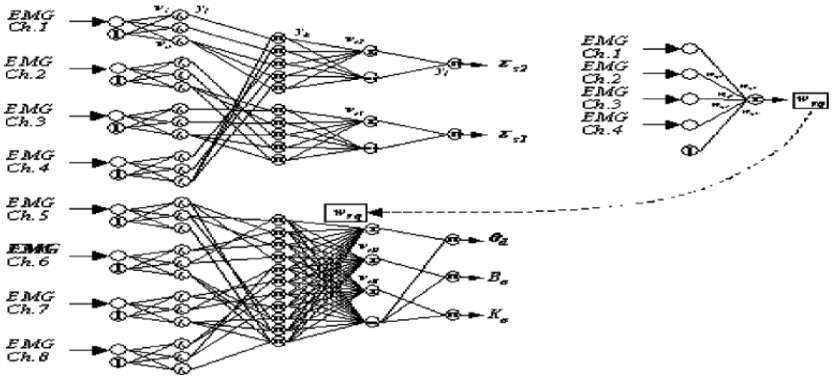


Figure I. 8: La neuro-Flou

Travaux de Jonghwa Kim, Stephan Mastnik, Elisabeth Andrée (2008), intitulée "EMG-based Hand Gesture Recognition for Real-time BiosignalInterfacing".Ils ont développé un classeur EMG de mouvement de la main en le comparant avec d'autres classeurs puis ils l'ont testé sur une petite voiture télécommandée. (Jonghwa, Stephan, & Elisabeth, 2008)

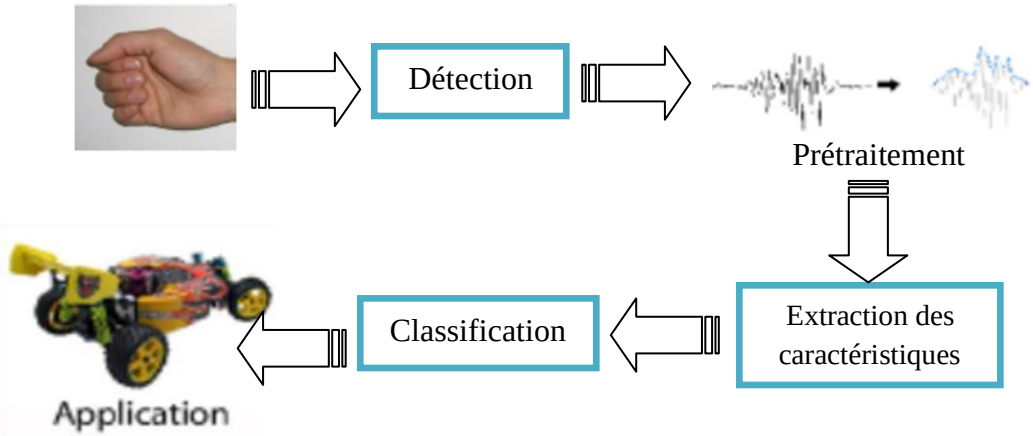


Figure I. 9: Le troisième travail (Jonghwa, Stephan, & Elisabeth, 2008)

I.1 Vue d'ensemble du manuscrit

Notre travail (figure I.10) s´inscrit dans la médecine transactionnelle. Dans ce contexte notre travail sera organisé en deux parties :

-**La première partie** nous permet de discuter la réalisation de la prothèse en deux chapitres :

- Le premier chapitre concerne une étude anatomique fonctionnelle et la modélisation géométrique directe et inverse d'un bras naturel
- Le deuxième chapitre discutera sur la réalisation de notre prothèse.

-**La seconde partie** concernant l'étude, modélisation et évaluation expérimentale du signal EMG du bras se divise en trois chapitres :

- Le premier chapitre présente une vue théorique globale sur la physiologie,
- Le second chapitre focalise sur le traitement et la classification des signaux EMG,
- Le troisième chapitre traite, en détails, lapartie expérimentale c'est à dire le dispositif d'acquisition et les méthodes de classification utilisées pour la détection du mouvement.

- Nous concluons ce mémoire par un récapitulatif de l'ensemble des solutions proposées, tout au long des chapitres, et enfin, nous exposerons les perspectives concernant l'amélioration de ce travail.

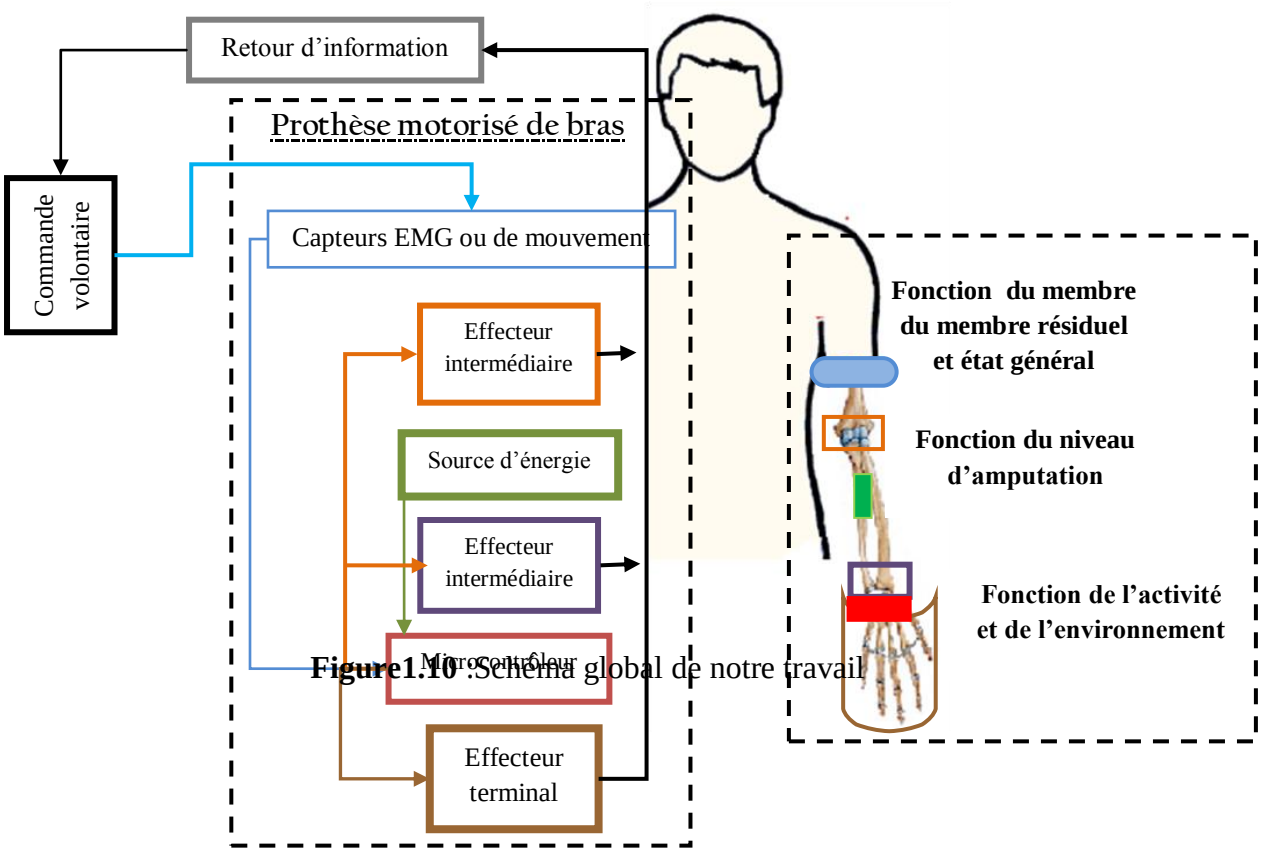
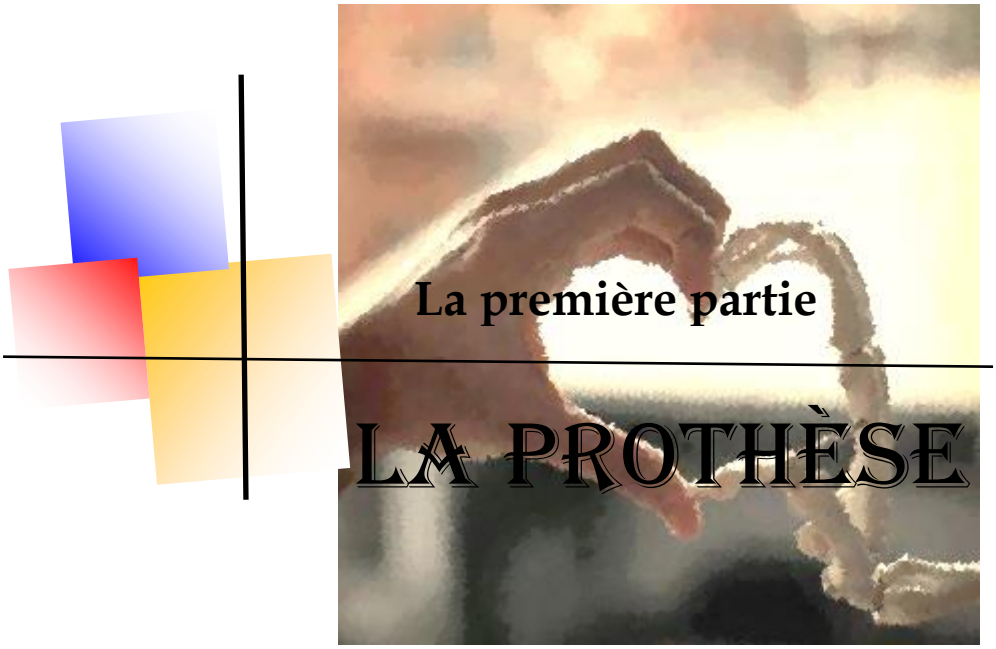


Figure1.10 :Schéma global de notre travail

Figure I. 10: Schéma global de notre travail



La première partie

LA PROTHÈSE

Chapitre II : Etude et modélisation biomécanique du système main avant-bras

"La connaissance s'acquiert par l'expérience, tout le reste n'est que de l'information."

Albert EINSTEIN

II.1 Introduction

Traverser la rue, attraper son stylo, ouboire un verre d'eau…etc. Sans qu'il y paraisse, nos gestes quotidiens sont d'une étonnante complexité. Ils nécessitent une parfaite coordination entre les différents récepteurs sensoriels, articulations, muscles,…, etc. qui composent notre corps.

Par conséquent réaliser un bras bionique contrôlé par les signaux physiologique humain (EMG) représente un sujet de taille, du fait de la complexité cinématique du bras humain, et de la nécessiter d'obtenir une bonne organisation du mouvement pour éviter contre-flexions, collisions et rotations articulaires d'amplitude excessive. Par ailleurs, de tel système peut être sous-actionnés ou sur-actionnés lors de l'exécution de certaines tâches. Il faut dans tous les cas réaliser une bonne coordination des efforts actionneurs pour éviter pics de valeurs inacceptables et fonctionnement trépidant.

Ce chapitre présente la nécessité de développer un modèle de la prothèse et de mouvements aptes à réaliser la synthèse des conditions qui définissent les lois et limites auxquelles doit satisfaire le mouvement recherché d'imiter le mouvement humain.

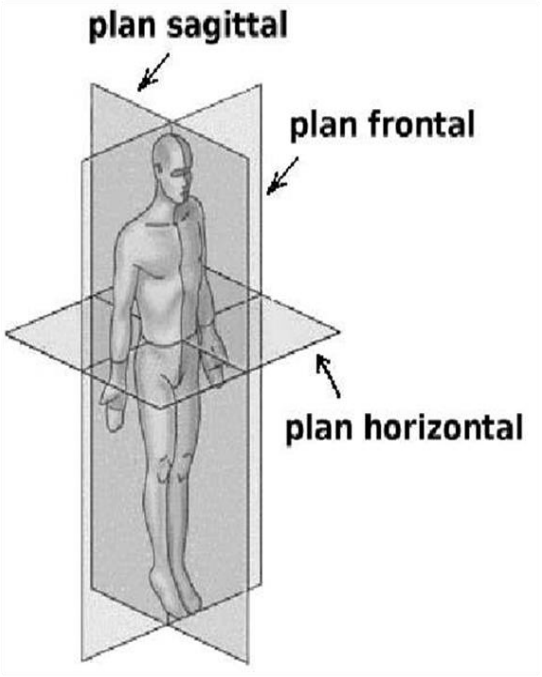
II.2 Aspects physiologiques

En considérant les aspects physiologiques qui caractérisent le bras de la prothèse proposent d'appliquer une terminologie physiologie au lieu d'une terminologie traditionnelle mécanique.

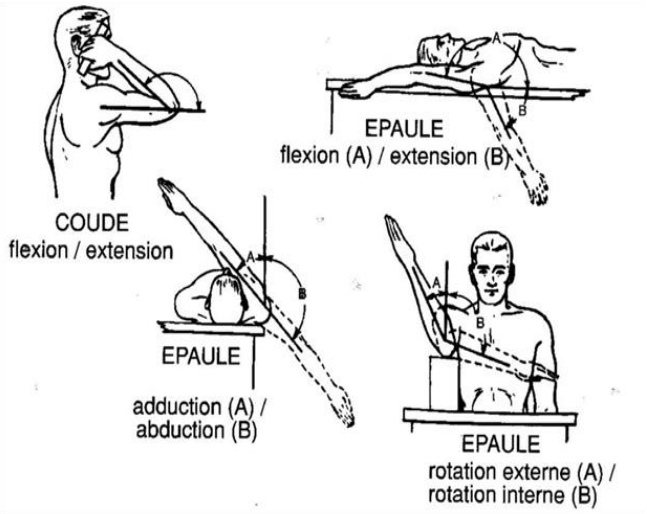
Dans ce cadre d'étude ; la désignation des mouvements articulaires du corps humain est faite en référence d'une position initiale, couramment appelé position zéro-anatomique ou simplement position anatomique qui correspond à la position du corps en élongation, avec les bras et les jambes pendants et les paumes des mains tournées vers l'avant.

Les mouvements articulaires du corps humain sont décrits en utilisant 3 plans :

- Le plan sagittal qui sépare la gauche de la droite,
- Le plan frontal qui sépare l'avant de l'arrière,
- Le plan horizontal qui sépare le haut du bas.



Plans anatomiques



Mouvement articulaire

Figure II. 1:Aspects physiologiques

Les mouvements élémentaires sont les mouvements de base générés sur une structure anatomique par un groupe musculaire propre. Ces mouvements, pour le membre supérieur, sont la flexion/extension, l´adduction/abduction et la pronation/ supination.

II.3 Structure géométrique

La structure géométrique du bras de robot anthropomorphe ; peut être interprétée comme un modèle simplifier de la structure du bras humain (Horllerbach 1985),Ainsi ; les 7degrées de liberté du bras de robot anthropomorphe, sont distribués comme suit figure (2.2):

- 3degrés de liberté à l'épaule.
- 1 degré de liberté au coude.
- 3 degrés de liberté au poignet.

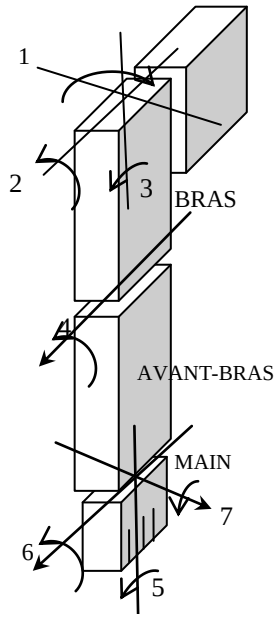


Figure II. 2: Schéma du bras de robot anthropomorphe

II.3.1 Débattements angulaires

Les éléments mécaniques du bras de robot anthropomorphe étaient construits en tenant compte de l'anatomie du corps humain. Ainsi, ces éléments mécaniques sont nommés : bras, avant-bras et main.

Ainsi, les mouvements du bras de robot anthropomorphe sont spécifiés en termes des mouvements articulations du corps humain. A titre de comparaison, le tableau synthétise les débattements angulaires du bras humain par rapport à ceux du bras de robot anthropomorphe.

Articulation	Bras humain	Bras prothèse	Type de mouvement
1	**$-50° \leq \theta_1 \leq 180°$**	**$0° \leq \theta_1 \leq 180°$**	**Abduction/adduction de l'épaule**
2	**$-30° \leq \theta_2 \leq 180°$**	**$0° \leq \theta_2 \leq 180°$**	**Flexion/extension de l'épaule**
3	**$-90° \leq \theta_3 \leq 80°$**	**$-68° \leq \theta_3 \leq 68°$**	**Rotation externe/interne de l'épaule**
4	**$0° \leq \theta_4 \leq 145°$**	**$0° \leq \theta_4 \leq 150°$**	**Flexion/extension du coude**
5	**$-85° \leq \theta_5 \leq 90°$**	**$-90° \leq \theta_5 \leq 90°$**	**Supination/pronation du poignet**
6	**$-30° \leq \theta_6 \leq 15°$**	**$-32° \leq \theta_6 \leq 32°$**	**Abduction/adduction du poignet**
7	**$-85° \leq \theta_7 \leq 85°$**	**$-45° \leq \theta_7 \leq 45°$**	**Flexion/extension du poignet**

Tableau II. 1: la comparaison des débattements angulaires entre le bras naturel et notre prothèse

II.3.2 Les Grandeurs métrique de notre prothèse

Les longueurs des éléments mécaniques du bras de la prothèse sont :

- Longueur du bras - 1000mm.
- Longueur de l'avant-bras 400mm.
- Longueur de la main 200mm.

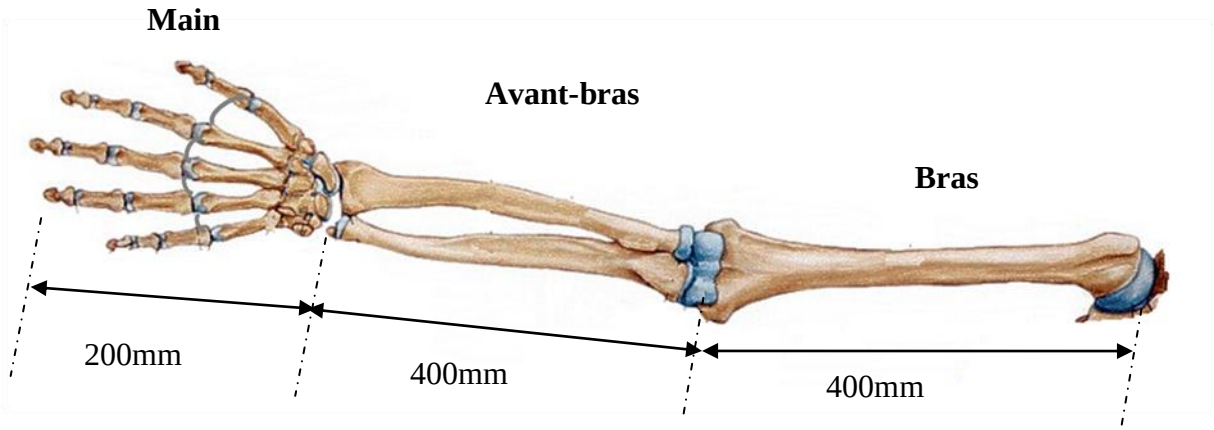


Figure II. 3: Grandeurs des éléments mécaniques du bras de la prothèse

II.4 Modélisation cinématique de la prothèse

Les modèles géométriques direct et inverse de la cinématique de la prothèse, sont établis dans cette section. Il est important de remarquer, que la notion utilisée pour l'expression de ces modèles adopte celle de (Craig, 1989)

II.4.2 Modèle géométrique direct

II.4.1.1 Repère de référence

La figure (II.4) montre le placement schématique des repères de références de notre prothèse à 7 degrés de liberté. Notons que le repère {0} a été omis, car il est coïncident avec le repère {1}. Afin de simplifier le schéma, seuls les axes X et Z des repères ont été dessinés.Le vecteur de position du poignet, est indiqué par [W].

De manière similaire, le vecteur de position du centre de la main est désigné par {P}. Le repère du bâti du bras est noté {BASE}.

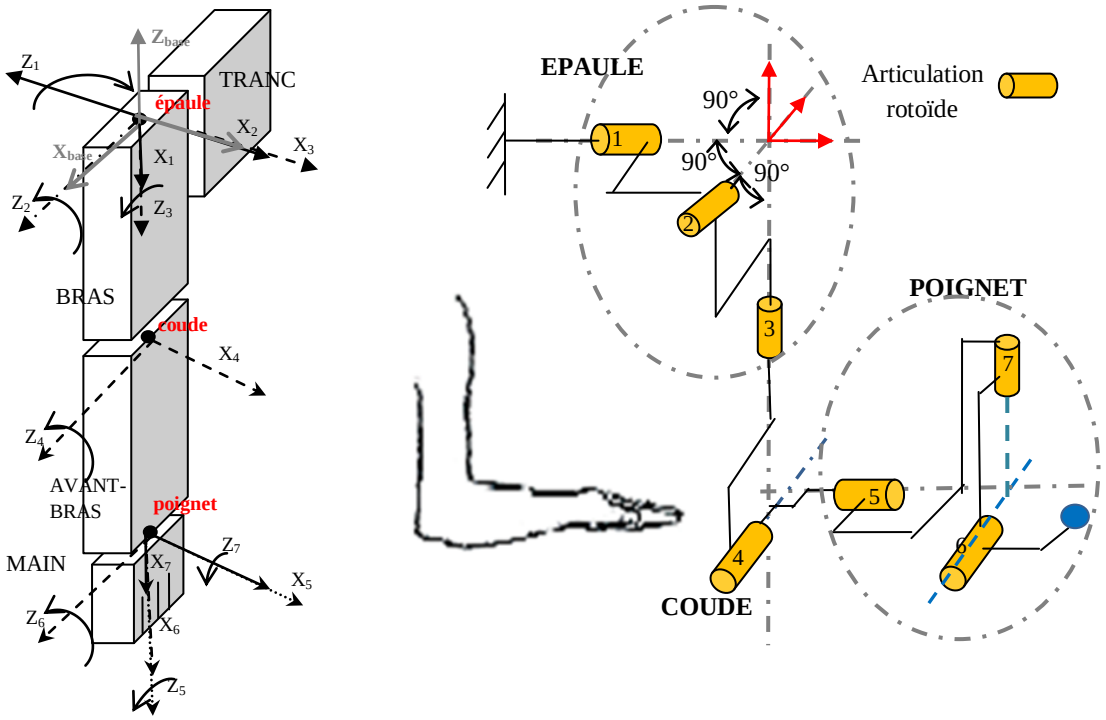


Figure II. 4: Schéma des repères du bras de la prothèse à 7 degrés de liberté

II.4.1.2 Paramétrage de Denavit-Hartenberg

En adoptant le paramétrage de Denavit-Hartenberg, nous déduisons les valeurs des paramètres$\propto_i$,a_i,d_i,θ_i de notre prothèse montrés dans le tableau (II.2).Notons $\propto_{i-1}$,a_{i-1} et d_i sont des paramètres constants, seul le paramètre θ_i est variable, car toutes les articulations de la prothèse sont de types rotoïde.

	axe_i	$\propto_{i-1}$	a_{i-1}	d_i	θ_i	
Bras	1	0	0	0	θ_1	$+\pi/2$
	2	$-\pi/2$	0	0	θ_2	
	3	$+\pi/2$	0	A	θ_3	
Avant-bras	4	$-\pi/2$	0	0	θ_4	
Main	1	$\pi/2$	0	B	θ_5	$-\pi/2$
	2	$-\pi/2$	0	0	θ_6	
	3	$\pi/2$	0	0	θ_7	

Tableau II. 2: Paramètres de Denavit-Hartenberg de la prothèse

II.4.1.3 Matrices de passage

Le paramétrage de Denavit-Hartenberg permet de déterminer une forme générale de matrice de passage homogène. Cette matrice définit le passage entre le repère {i-1} et le repère {i}. Elle prend la forme :

$$\boldsymbol{T_{i-1}^{i} = R_x(\alpha_{i-1})D_x(\alpha_{i-1})R_z(\theta_i)D_z(d_i)} \qquad \textbf{eq II. 1}$$

Soit:

$$T_i^{i-1} = \begin{bmatrix} Ci & -Si & 0 & \alpha_{i-1} \\ SiC\alpha_{i-1} & Ci\,C\alpha_{i-1} & -S_{i-1} & -S\alpha_{i-1}d_i \\ SiS\alpha_{i-1} & Ci\,S\alpha_{i-1} & C_{i-1} & C\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

-REMARQUE- A titre de simplification, nous avons modifié la notation de fonction trigonométrique, comme suit :

Ci Représente le cosinus de l'angle θi .

Si Représente le sinus de l'angle θi .

Compte tenu de l'équation II.1 et des paramètres de Denavit-Hartenberg déduits dans le tableau (II.2), les matrices de passage homogènes de la prothèse s'écrivent :

$$T_1^0 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & 0 \\ S_1 & C_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{eq II. 2} \quad T_2^1 = \begin{bmatrix} -S_2 & -C_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -C_2 & S_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{eq II. 3}$$

$$T_3^2 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -A \\ S_3 & C_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{eq II. 4} \quad T_4^3 = \begin{bmatrix} C_4 & -S_4 & 0 & a_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ S_4 & C_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{eq II. 5}$$

$$T_5^4 = \begin{bmatrix} C_5 & -S_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -B \\ S_5 & C_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{eq II. 6} \qquad T_6^5 = \begin{bmatrix} C_6 & -S_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ C_6 & -S_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{eq II. 7}$$

$$T_7^6 = \begin{bmatrix} C_7 & -S_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -S_7 & -C_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{ eq II. 8}$$

La matrice de passage homogène entre le repère {BASE} et le repère {0} de notre prothèse, est une matrice, qui prend la forme :

$$T_0^B = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{ eq II. 9}$$

Egalement, la matrice de passage homogène entre le repère du centre de poignet {W} et le repère {0} du bras, s'écrit :

$$T_0^B = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & C \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \textbf{ eq II. 10}$$

II.4.1.4 Position du poignet

Le calcul du Modèle Géométrique Direct (MGD) consiste à exprimer la position de l'organe terminal du robot en fonction de sa propre configuration. Cela s'exprime :

$$\boldsymbol{T_W^B = T_0^B T_1^0 T_2^1 T_3^2 T_4^3 T_5^4 T_6^5 T_7^6} \textbf{ eq II. 11}$$

La position du centre du poignet {W} par rapport au repère {BASE}, s'écrit :

$$\begin{aligned} \boldsymbol{W_x} &= \boldsymbol{S_1\big(B(S_4S_2C_3 + C_2C_4 + AC_2)\big) + BS_4C_1S_3} \\ \boldsymbol{W_y} &= \boldsymbol{B(C_2C_3S_4 + S_2C_4) + AS_2} \qquad \textbf{eq II. 12} \\ \boldsymbol{W_z} &= \boldsymbol{-C_1\big(AC_2 + B(C_2C_4 - S_2C_4)\big) + BS_4S_1S_3} \end{aligned}$$

II.4.2 Modèle géométrique inverse

Le modèle géométrique inverse (MGI) permet de calculer les coordonnées articulaires de chacune des articulations du bras de la prothèse, donnant la configuration de l'organe terminal en fonction des coordonnées cartésiennes. Cela s'exprime par l'inverse d la fonction (eq II.13).

$\boldsymbol{\theta_i = f^{-1}(X)}$**eq II. 13**

Autrement dit :

Soit X, la position et l'orientation désirées du centre de la main {P} par rapport au repère {BASE} de la prothèse telles que :

$\boldsymbol{X = \{P_x, P_y, P_z, \phi, \Theta, \Psi\}^T}$**eq II. 14**

Le problème de la cinématique inverse de notre prothèse consiste à calculer les valeurs des variables inconnues : θ_1 ,θ_2,θ_3,θ_4,θ_5,θ_6,θ_7.

D'après (Khalil et Dombre, 1999), une des stratégies possibles pour estimer le modèle géométrique inverse d'un bras de plus de 6 degrés de liberté, consiste à fixer un des paramètres des articulations afin de simplifier le problème. Le choix de l'articulation à fixer, peut se faire par rapport aux spécifications de la tâche à exécuter ou bien par convenance de la morphologie de notre prothèse.

Dans le cas de notre prothèse, une première solution consiste à fixer l'articulationθ_3. En effet, cette articulation représente le degré de la redondance de la prothèse. Ainsi, l'articulation θ_3 confère à la prothèse un type singulier du mouvement, décrit par la rotation autour de la ligne qui relie l'épaule et le poignet, lorsque le poignet reste immobile. Ce type de mouvement interne, désignés par (Horllerbach 1985)comme « mouvement-de-soi-même » (self motion), est illustré dans la figure (II.5).
Le mouvement de « angle de bras » (arm angle). En utilisant cet angle,(Kreutz-deigado et al., 1990) a développé une méthode pour résoudre le problème de la cinématique d'un robot à 7 degrés de liberté par l'introduction de la matrice Jacobienne de la prothèse.

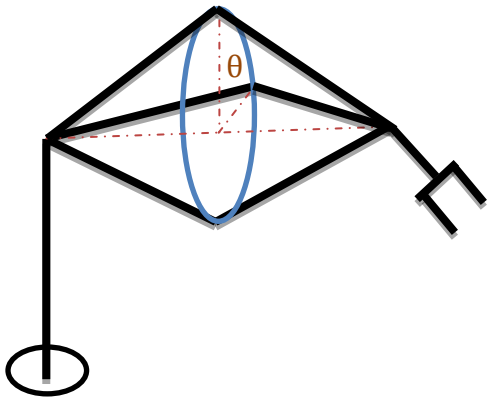


Figure II. 5: mouvement de l'articulation $\theta_3$de la prothése

Admettant $\theta_3$comme le degré de redondance de la prothèse, seules les valeurs des 6 articulations restantes sont contraintes par la position du centre de la main {P} (Hollerbach, 1985). De ce fait le problème de cinématique inverse peut être résolu par des techniques classiques de robots manipulateurs à 6 degrés de liberté, lorsque θ_3 reste fixe. Le modèle géométrique inverse peut être estimé par exemple, par la méthode connue sous le nom de Pieper. La méthode de Pieper permet de résoudre le problème de la cinématique inverse d'un robot à 6 degrés de liberté possédant 3 articulations consécutives d'axes concourants (Khalil et Dombre, 1999). Ainsi, le modèle géométrique inverse de la prothèse comporte :

- *La modélisation du bras redondant (θ_1,θ_2,θ_3,θ_4).*
- *La modélisation du poignet non-redonddant (θ_5,θ_6,θ_7).*

II.4.2.1 Modélisation du bras redondant

La prothèse est munie d'u poignet sphérique à 3 axes concourants. Dans ce cas, la position du centre de poignet {W} par rapport au repère {BASE}, est uniquement fonction de θ_1,θ_2,θ_3,θ_4. Cela satisfait :

$$\boldsymbol{W_7^{BASE} = W_5^{BASE}} \quad \textbf{eq II. 15}$$

Par conséquent, la position du centre de poignet {W} par rapport au repère {BASE} correspond à la 4éme colonne de la matrice de passage T_7^{BASE} et il est égal à la 4éme colonne de la matrice de passage T_5^B, soit :

$$\begin{matrix} W_x \\ W_y \\ W_z \end{matrix} = T_0^B T_1^0 T_2^1 T_2^3 T_3^4 T_4^5 \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \text{eq II. 16}$$

On peut isoler les variables articulaires redondant θ_1,θ_2,θ_3 et θ_4 en les multipliant successivement, on obtient :

$$\begin{aligned} W_{xs_1} - W_{zc_1} &= C_2(BC_4 + A) - BS_4S_2C_3 \\ W_{xC_1} + W_{zS_1} &= BS_3S_4 \qquad \text{eq II. 17} \\ W_y &= S_2(BC_4 + A) + BC_2C_3S_4 \end{aligned}$$

Le système d'équations (II.13) permet d'identifier les variables articulaires θ_1,$\theta_2$et θ_4 lorsque θ_3=0. Ce qui donne :

$$\theta_1 = atan\,2\left(BS_3S_4\sqrt{W_x^2 + W_z^2 - B^2S_3^2S_4^2}\right) - atan2(W_x, W_z)\text{eq II. 18}$$

$$\theta_2 = atan\,2\big(BC_3S_4(-S_1W_z + C_1W_z) + (A + BC_4)W_y - (A + BC_4)(-S_1W_x + C_1W_z) + BC_3S_4W_y\big)\text{eq II. 19}$$

$$\theta_4 = atan2\left(\sqrt{1 - C_4}, C_4\right)\text{eq II. 20}$$

Avec :

$$C_4 = \left(W_x^2 + W_y^2 + W_z^2 - A^2 - B^2\right)\Big/_{2AB}\text{eq II. 21}$$

-Remarque – Les variables articulaires θ_1,$\theta_2$et θ_4 peuvent être identifiés également par une approche géométrique, en décomposant l'espace géométrique du bras en différents problèmes de géométrie plane.

II.4.2.2 <u>Modélisation du poignet non-redondant</u>

Afin de compléter le modèle géométrique inverse de la prothèse les variables articulaires θ_5,$\theta_6$et θ_7 sont identifiés en les isolant de l'expression T_7^{BASE} du MGD. Puisque les variables articulaires θ_1,θ_2,θ_3 et θ_4 sont déjà connues, on peut écrire :

$$T_5^4 T_6^5 T_7^6 T_2^3 T_{MAIN}^7 = T_4^{3^{-1}} T_3^{2^{-1}} T_2^{1^{-1}} T_1^{0^{-1}}\text{eq II. 22}$$

Ainsi, la partie gauche de l'équation 2.18 peut être calculée en utilisant les matrices de passage due la prothèse :

$$\begin{pmatrix} \mathbf{C_5C_6} & \mathbf{C_5S_6S_7 - S_5C_7} & \mathbf{C_5S_6C_7 + S_5S_7} & \mathbf{(C_5S_6C_7 + S_5S_7)C} \\ \mathbf{S_5} & \mathbf{-C_6S_7} & \mathbf{-C_6C_7} & \mathbf{-C_6C_7C - B} \\ \mathbf{S_5C_6} & \mathbf{S_5S_6S_7 + C_5C_7} & \mathbf{S_5S_6C_7 - C_5S_7} & \mathbf{(S_5S_6C_7 - C_5S_7)C} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{pmatrix} \textbf{eq II. 23}$$

Si on note la partie droite II.22 sous la forme :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f_x} & \mathbf{g_x} & \mathbf{h_x} & \mathbf{P_x} \\ \mathbf{f_y} & \mathbf{g_y} & \mathbf{h_y} & \mathbf{P_y} \\ \mathbf{f_z} & \mathbf{g_z} & \mathbf{h_z} & \mathbf{P_z} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \textbf{eq II. 24}$$

On obtient :

$$\begin{aligned} \theta_5 &= \mathrm{atan2}(f_z, f_x) \\ \theta_6 &= \mathrm{atan2}\left(-f_y, \sqrt{1 - f_y^2}\right) \\ \theta_7 &= \mathrm{atan2}(g_y, h_y) \end{aligned} \qquad \textbf{eq II. 25}$$

Les éléments de (II.25) s'écrivent :

$$\begin{aligned} f_x = {} & nx\big((-S_2C_3C_4 - C_2S_4)S_1 + S_3C_4C_1\big) + ny(C_2C_3C_4 - S_2S_4) \\ & + nz\Big(\big(S_2C_3C_4 + C_2S_Q\big)C_1 + S_3C_4S_1\Big) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} f_y = {} & nx\big((S_2C_3S_4 - C_2C_4)S_1 - S_3S_4C_1\big) + ny(-C_2C_3S_4 - S_2C_4) \\ & + nz(-(S_2C_3S_4 - C_2C_4)C_1 - S_3S_4S_1) \end{aligned}$$

eq II. 26

$$\mathbf{f_z = nx(S_1S_2S_3 + C_1C_3) - nyC_2S_3 + nz(-C_1S_2S_3 + S_1C_3)}$$

$$\begin{aligned} gy = {} & ox\big((S_2C_3S_4 - C_2C_4)S_1 - S_3S_4C_1\big) + oy(-C_2C_3S_4 - S_2C_4) \\ & + oz(-(S_2C_3S_4 - C_2C_4)C_1 - S_3S_4S_1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} hy = {} & ax\big((S_2C_3S_4 - C_2C_4)S_1 - S_3S_4C_1\big) + ay(-C_2C_3S_4 - S_2C_4) \\ & + az(-(S_2C_3S_4 - C_2C_4)C_1 - S_3S_4S_1) \end{aligned}$$

Les éléments nx, ny, nz de l'expression (II.26), correspond à l'orientation désirée du centre de poignet, exprimée par les angle Z-Y-X d'Euler Φ,Ψ, Θ d'équation II.14.

II.4.3 Bilan de la modélisation cinématique implémentée

L'implémentation du modèle géométrique direct et inverse avec la valeur de l'articulation $\theta_3$constante, a permis l'exécution de tâches simples du bras de la prothèse.
Dans le cas de la télémanipulation dans l'espace cartésien, la position et l'orientation désirées du centre de la main de la prothèse, sont envoyé au contrôleur afin qu'il puisse se localisé et interprété les degrés envoyés par la carte de commande et exécuter le mouvement convenablement.
Ainsi, le modèle géométrique inverse a été modifié. L'articulation θ_1 est devenue la valeur fixe du modèle géométrique inverse. La modélisation géométrique inverse reste analogue, seulement l'expression de θ_3 est introduite, soit :

$$\boldsymbol{\theta_3 = \mathrm{atan2}\left(S_3, \sqrt{1 - S_3^2}\right)} \textbf{eq II. 27}$$

Avec :

$$\boldsymbol{S_3 = C_1 W_x + S_1\, {}^{W_z}/_{BS_4}} \textbf{eq II. 28}$$

Le palonnier sert ainsi au positionnement de l'articulation θ_1. Cette modification permet une meilleure coordination des dispositifs de la télémanipulation, en améliorant notablement l'exécution des tâches.

II.4.4 Discussion

Les modèles géométriques directe et inverse de la prothèse ont été développés, en suivant une approche analytique. Ces modèles restent simples, ils ont permis l'exécution des taches en mode de téléopération par les signaux EMG.
La programmation des modèles de cinématique, a demandé le développement préalable d'un prototype virtuel de la prothèse à tridimensionnel. En robotique, la simulation graphique est devenue un outil communièrent utilisé pour développer et tester des algorithmes. Essentiellement les modèles graphiques servent à vérifier l'intégration de la prothèse comme dans la réalité. Dans ce contexte, nos efforts ont été orientés vers le développement d'un model graphique tridimensionnelle de notre prothèse on utilisant le 3dsMax qui nous permet de mieux étudier les différents mouvements ainsi qu'une meilleur vérification du modèle cinématique. Figure (II.4)

Dans la recherche des autres solutions possibles au problème de la cinématique inverse de la prothèse, un modèle de cinématique inverse en utilisant la matrice Jacobienne a été exploré. La matrice Jacobienne de la prothèse déduite, s'écrit :

$$J^4 = \begin{bmatrix} C_2S_2(AC_4+B) & C_3(AC_4+B) & 0 & B & 0 & 0 & 0 \\ -AC_2S_3S_4 & -AC_3S_4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ BC_2C_3C_4 - BS_2S_4 + AC_2C_3 & -S_3(BC_4+A) & BS_4 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -C_2C_3C_4 + S_2S_4 & S_3C_4 & -S_4 & 0 & 0 & -S_5 & C_5C_6 \\ C_2C_3S_4 + S_2C_4 & -S_3S_4 & -C_4 & 0 & -1 & 0 & S_6 \\ C_2S_3 & C_3 & 0 & 1 & 0 & C_5 & S_5C_6 \end{bmatrix} \quad \textbf{eq II. 29}$$

La matrice Jacobienne peut être décomposée en une série des sous-matrices carrées. A partir de ces sous-matrices, on peut déduire, on peut déduire les sous-déterminants suivants :

$$det(J_1J_2J_3J_4J_5J_6) = A^2BS_4^2C_2C_5$$

$$det(J_1J_2J_3J_4J_5J_7) = A^2BS_4\ C_2S_5C_6$$

$$det(J_1J_2J_3J_4J_6J_7) = -ABS_4C_2AS_1C_5S_6 - AC_4C_6 - BC_6$$

$$\det(J_1J_2J_3J_5J_6J_7) = 0 \quad \textbf{eq II. 30}$$

$$\det(J_1J_2J_4J_5J_6J_7) = -A\ B\ S_4C_6BS_2C_3S_4 - B\ C_2C_4 - AC_2$$

$$\det(J_1J_3J_4J_5J_6J_7) = -A^2B^2S_4^2C_2S_3C_5$$

$$\det(J_2J_3J_4J_5J_6J_7) = -A^2B^2S_4^2S_3C_6$$

II.5 Conclusion

Cette méthode d'obtention de la matrice Jacobienne ainsi que la décomposition en sous-matrices est détaillée dans (Tondu 2005). D'après cette approche, chacune des sous-matrices carrées peut être interprétée comme un sous-robot non-redondant. Ainsi, la combinaison de non-singularités des sous-robots garantit la non-singularité de la prothèse entière. Les difficultés principales d'implémentation d'algorithme de lacinématique inverse en utilisant la matrice Jacobienne, ont été liées à la capacité de traitements des données du signal physiologique qui contrôle notre prothèse.

Chapitre III : Réalisation de la prothèse

III.1 Introduction

Ce chapitre présente la conception de notre prothèse sous forme d'un robot anthropomorphique portable à 4 degrés de liberté (ddl). Suite aux études théoriques présentées précédemment, ce prototype a pour objectif la réalisation d'une prothèse similaire à un bras naturel contrôlé par le signal EMG, le choix du design ces portés vers une maquette anatomique d'un membre thoracique droit figure(III.1). Il se décompose en plusieurs éléments essentiels : humérus, ulna, radius, carpe, métacarpe, sa structure anthropomorphique lui permet d'atteindre un milieu de travail supérieur, comparable à un bras humain.

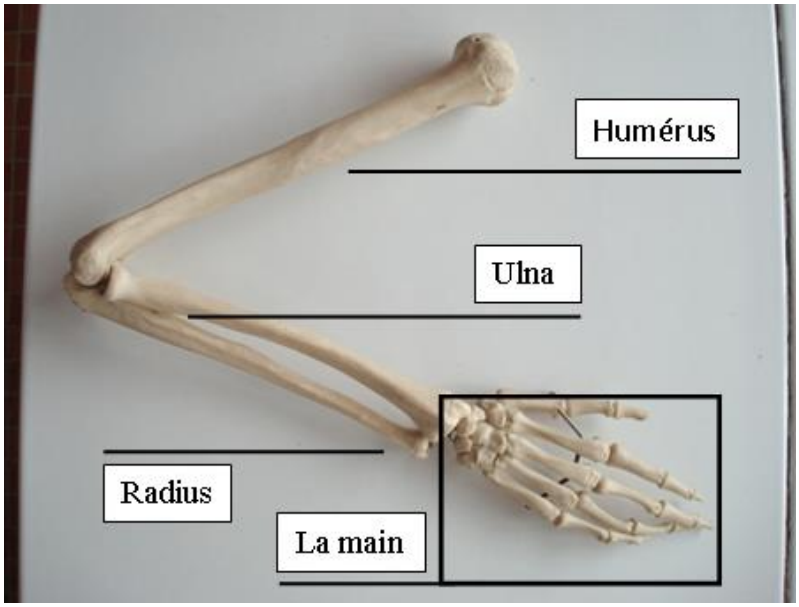


Figure III. 1: Le squelette de la maquette du bras

L'idéal est de réaliser une prothèse portable, liée uniquement au corps, permet d'éviter et de subir des forces réactive externe mais pour un premier prototype on a songé à réaliser une maquette fixe afin de faciliter les essais de commande et elle restera une maquette anatomique robotiser dans le coté pédagogique (Figure III.2).

Figure III. 2: Le premier prototype de la prothèse

Spécification

- 4degrées de liberté.
- Structure en polystyrène extrudé pour la maquette et une base de bois pour la fixation des actionneurs.
- Couples Permanents :10Nm à 1Nm.
- Actionneur DC avec CapteursIntégrés(Position et couple).
- Poids de 10Kg (6Kg pour base des actionneurs et 4Kg pour la maquette).
- Electronique de puissance et de communication embarquée.

Le bras étant inséré et lié fermement à notre maquette, la sécurité est une notion importante à considérer lors du design. Des sécurités hardware (limites de blocage des joints, "dead-man" switch) et/ou software doivent être implémentées. Outre l'aspect concret de sécurité, un sentiment d'insécurité peut également détériorer la qualité de l'expérience.

III.2 Le principe mécanique de l'articulation du coude

On peut les représenter en deux segments qui vont travailler ensemble et permettront, grâce à différentes forces (notamment les muscles), de réaliser des mouvements de flexion (mouvement actif) et des mouvements d'extension (mouvement automatique, passif, par relâchement musculaire).

Lorsque l'on calcule les forces misent en jeu au niveau de l'articulation, on remarque que les contraintes mécaniques sont énormes ; c'est pour cela on a fait appel au ouvrage de kapendjidelà on a pu reproduire à partir d'une représentation anatomique une représentation mécanique. Plusieurs phases d'actions et plusieurs groupes de muscles sont donc mis en jeu au niveau de l'articulation du coude. C'est pour cela on débute par (figure III.3).

III.2.1 La flexion / L'extension

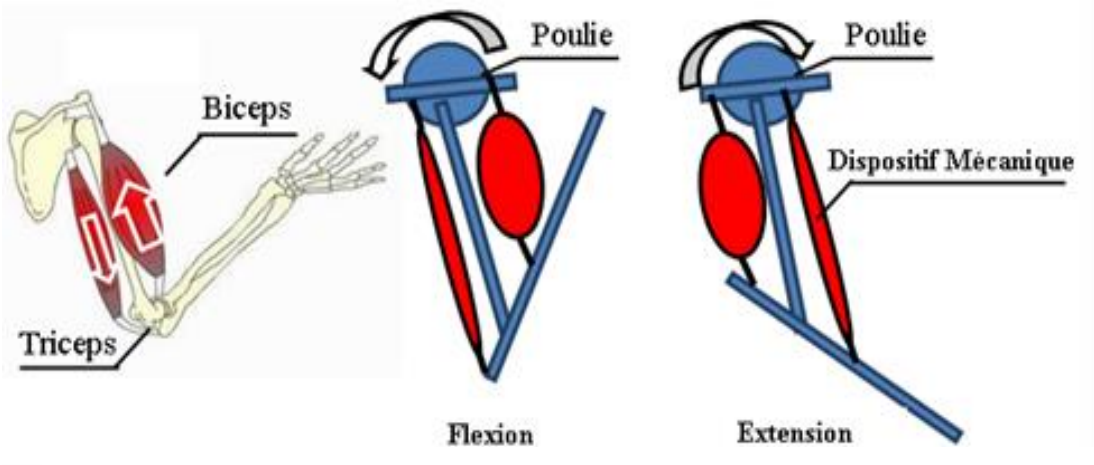


Figure III. 3: La représentation de la flexion et extension

Puisque nous n'avons pas le budget suffisant pour acheter les muscles artificiels. Nous avons les remplacé par des vérins électriques qui vont représenter le dispositif mécanique de caractéristiquessuivants :

- Moteur à aimants permanents 12/24 V CC. Effort max: 750 N, Tige de piston renforcée, Conception compacte, Protection standard(IP 51 Couleur noir), Câble droit sans prise 750 mm linéaire. Fixation arrière disponible en 2 versions: 01 ou 02 (montée en usine), Interrupteurs fin de course intégrés (non réglables), Carter plastique haute résistance.

Figure III. 4 : Le vérin électrique

Vu que c'est un premier prototype et que ces vérins sont un peu plus grands donc on doit réaliser une base de fixation des moteurs comme suit.

Figure III. 4: La base de fixation des moteurs

Ce qui concerne les insertions musculaires ont été remplacé par des câbles de frein car c'est robuste, flexible et il joue le même rôle de tendant, si en prend l'exemple de la flexion extension qui le montre la figure III.6.

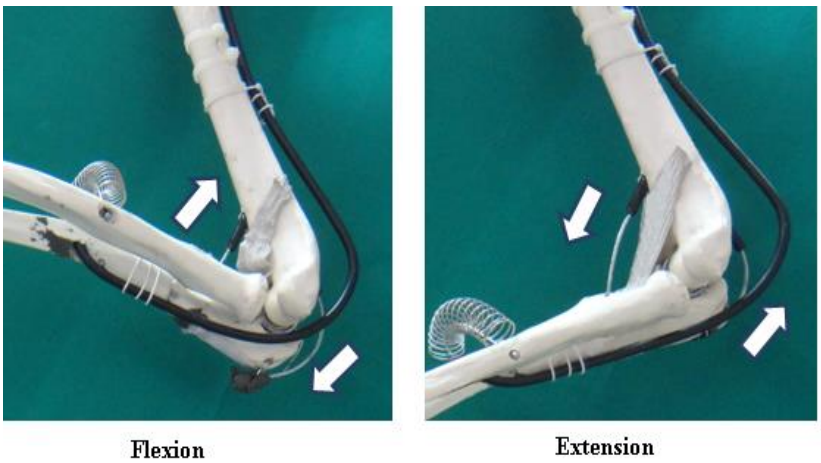


Figure III. 5: La Réalisation de la Flexion et Extension du coude

III.2.2 La pronation /La supination

La position de supination est réalisée lorsque la paume de la main est dirigée vers le haut et que le pouce se trouve en dehors contrairement à la pronation est strictement l'inverse de la supination où la position de pronation est réalisée lorsque la paume de la main regarde vers le bas et que le pouce se trouve en dedans.

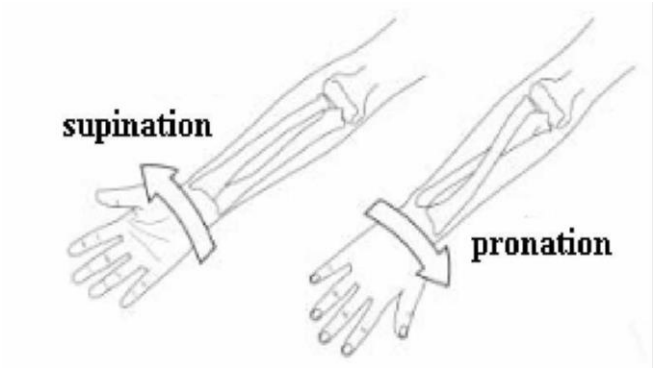


Figure III. 6: Pronation/Supination (CHALFOUN, MASSEMEJEAN, B, OUZDOU, & YOUNES)

Bien évidemment, les muscles mis en jeu pour la pronation et la supination sont différents puisque les mouvements sont inverses. On dit que les muscles pronateurs et supinateurs d'une même articulation sont antagonistes. Ne sont mis ici que les muscles principaux, car chaque muscle de l'avant-bras à plus ou moins une action pronatrice ou supinatrice.

Pronation : il y'a le muscle rond pronateur qui s'insère sur la face latérale du radius au sommet de la courbure pronatrice puis le muscle carré pronateur qui est enroulé autour de l'extrémité inférieure de l'ulna (cubitus)Figure III. 7.

Supination : il y'a le Muscle supinateur (m. court supinateur) enroulé autour du col du radius, il intervient quelle que soit la position du coude puis on trouve Muscle biceps brachial : il a une efficacité plus grande lorsque le coude est fléchi avec la main en pronation et enfin Muscle brachio-radial (m. long supinateur) c'est un muscle supinateur accessoire.

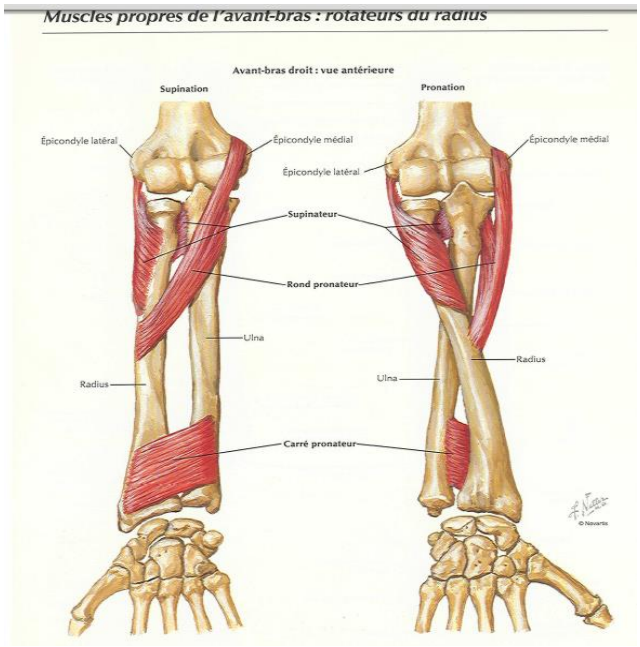


Figure III. 8: Les muscles responsables de la pronation et supination

Dans notre réalisation nous avons essayé d'utiliser un seul moteur car c'est unmouvement antagoniste, au départ quand le moteur tire le câble, on aura une pronation puis dans le cas contraire on aura une supination mais pour une meilleure précision nous avons utilisé un ressort de rappel Figure III. 10.

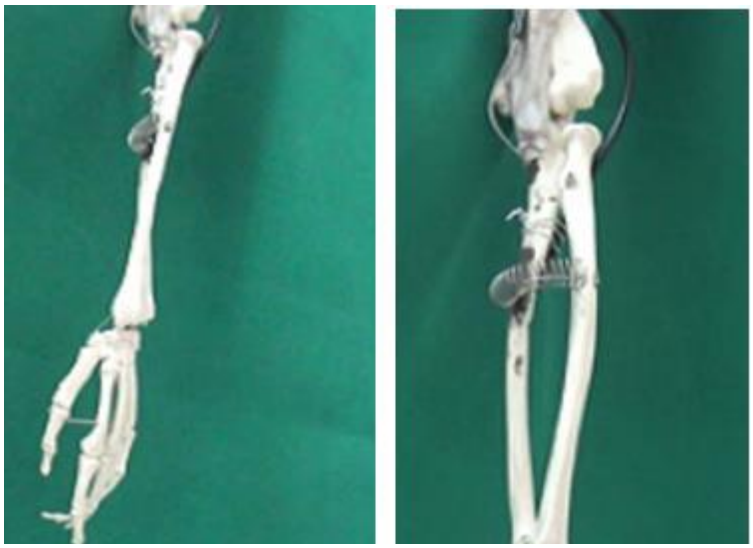


Figure III. 9: Réalisation de la pronation/supination du coude

III.3 La commande de la prothèse

Notre système est répartie en trois, le premier c'est la carte de commande EMG que nous allons la présenter dans la deuxième partie de ce manuscrit, puis c'est la partie communication entre la carte EMG et notre prothèse, en dernier c'est la partie de commande delà prothèse Figure III.11.

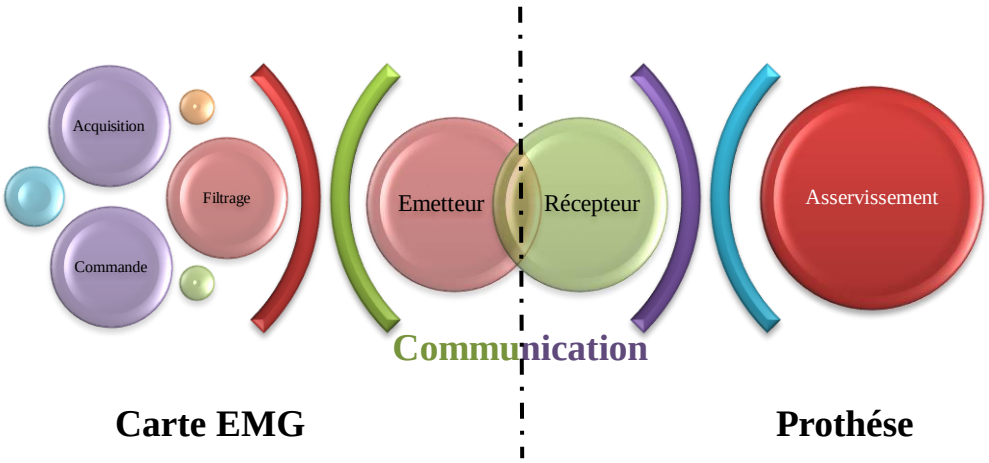


Figure III. 10: Le schéma synoptique de notre système

III.3.1 La partie communication

Pour assurer une communication toute en assurant une meilleur isolation et une protection du malade on a opté pour le système sans-fil notre choix c'est focaliser sur la technologie ZeeBee, Afin de révéler l'intérêt du protocole ZigBee, nous allons présenter en plus de ce protocole quelques protocoles sans fil notamment le protocole Wifi et le Bluetooth.

III.3.1.1 Les différents réseaux de locale communication sans-fil

Le protocole Wi-Fi : Le Wi-Fi est une technologie de réseau informatique sans fil mise en place pour fonctionner en réseau interne et, depuis, devenue un moyen d'accès à haut débit à Internet. Il est basé sur la norme IEEE 802.11 (ISO/CEI 8802-11).

Le protocole Bluetooth : Le Bluetooth est une spécification industrielle des télécommunications. Elle utilise une technologie radio courte distance destinée à simplifier les connexions entre les appareils électroniques. Elle a été conçue dans le but de remplacer les câbles entre les ordinateurs et les imprimantes, les scanners, les claviers, les souris, les téléphones portables, les PDAs et les appareils photos numériques.

Le protocole ZigBee : ZigBee est un protocole de haut niveau permettant la communication de petites radios, à consommation réduite, basée sur le standard IEEE 802.15.4 pour les réseaux à dimension personnelle (Wireless Personal Area Networks : WPANs). Ratifiées le 14 décembre 2004, les spécifications de ZigBee 1.0 sont disponibles auprès des membres de la communauté industrielle ZigBee Alliance. Cette technologie a pour but la communication de courte distance telle que le propose déjà la technologie Bluetooth, tout en étant moins chère et plus simple.

III.3.1.2 La comparaison entre les réseaux locaux sans-fils

Protocole	ZigBee	Bluetooth	Wi-Fi
IEEE	802 .15.4	802.15.1	802.11a/b/g
Besoin de mémoire	4 - 32Kb	250 Kb+	1Mb+
Vitesse de transfert	250 Kb/s	1 Mb/s	11 - 54 Mb/s
Portée	100m	10m	100m
Noeux	65000+	7	32

Tableau III. 2: La comparaison des protocoles sans fil

En effet, le protocole ZigBee se distingue des autres protocoles par ses faibles besoins enmémoire, ce qu'est favorable pour son implémentation. De plus, il présente un très large nombre de nœudsà supporter dans son réseau. Enfin, ce protocole convient parfaitement aux applications nécessitant une faible vitesse de transfert de l'ordre de 250 Kb/s delà on peut conclure que toutes les caractéristiques du protocole ZigBee sont bien adaptées aux systèmes embarqués.

Delà on a choisi d'utiliser le XBee qui sont des transceivers radio au standard ZigBee™ / IEEE 802.15.4, qui sont spécialement conçus pour la réalisation de systèmes de communication au sein de réseaux de capteurs sans fil. Ces modules se distinguent par leur grande simplicité d'utilisation et leur coût très compétitif qui les prédestinent également à de très nombreuses autres applications.

Les modules XBee présentent des hautes performances en termes de transmission RF, et cette caractéristique se présente comme suit :

- **Communication RF :** Les modules XBee présentent une puissance de sortie RF de 10 mW (0dbm). Concernant la portée intérieure, elle peut atteindre au maximum les 30 mètres suivant la nature des obstacles. Pour la portée extérieure, elle est au maximum de 100 mètres en champ libre. Le débit RF est de 250 Kbps alors que le débit à l'interface est au maximum de 115.2 Kbps. Enfin, le récepteur possède une sensibilité de -92 dbm.
- **Gestion réseaux :** Les modules XBee présentent des caractéristiques avancées en matière de gestion de réseaux En effet, il est possible de configurer les modules sur près de 65.000 adresses différentes ainsi que de disposer de communications point à point, multipoints, broadcast ou encore "peer-topeer".

- **Consommation :** Le module XBee est alimenté sous une tension comprise entre 2.8 et 3.4 V. Pour une alimentation de 3.3 V, la consommation est de 45 mA en émission et elle vaut 50 mA en réception.

Le module XBee peut être connecté à n'importe quel circuit présentant une liaison UARTnotamment les microcontrôleursAtmel intégré dans une plaque « Arduino » qu'on a utilisé dans notre projet pour l'émission et la réception selon la figure III.12.

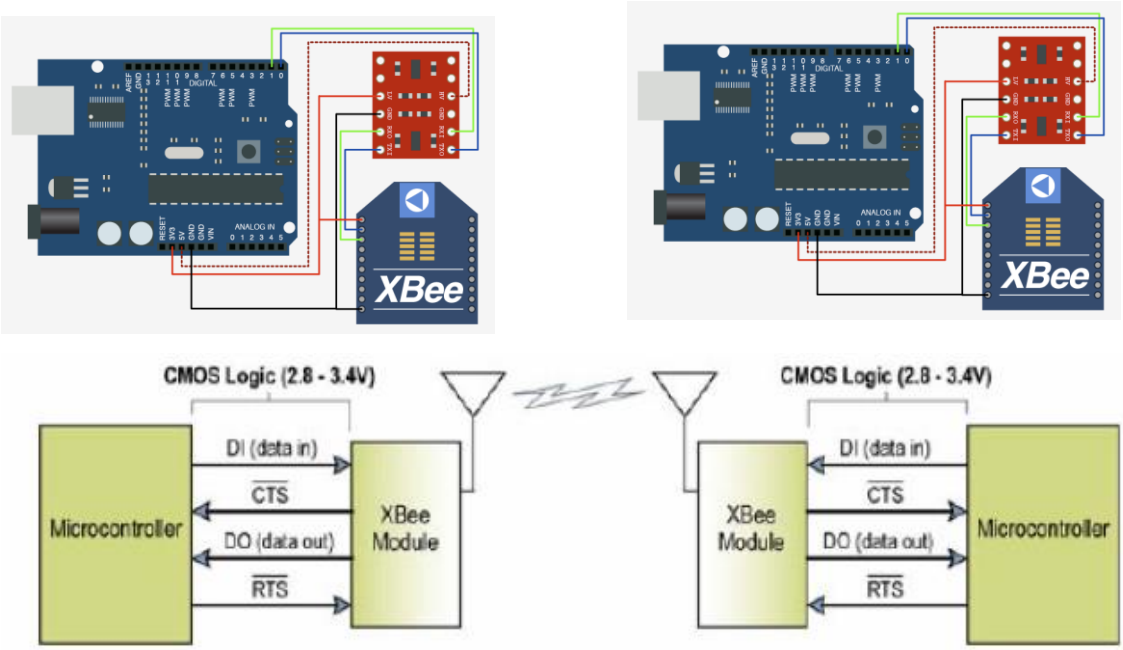


Figure III. 11: Le système de communication RF en utilisant XBee

Le microcontrôleur envoie ses données en via le port DI d'une manière série et asynchrone selon l'ordre illustré par la figureIII.13. Chaque paquet est constitué d'un bit Start de niveau bas, suivi de 8 bits de données avec le bit de poids faible en premier, et enfin un bit stop de niveau haut. La synchronisation des données et la vérification de la parité sont assurées par le module UART.

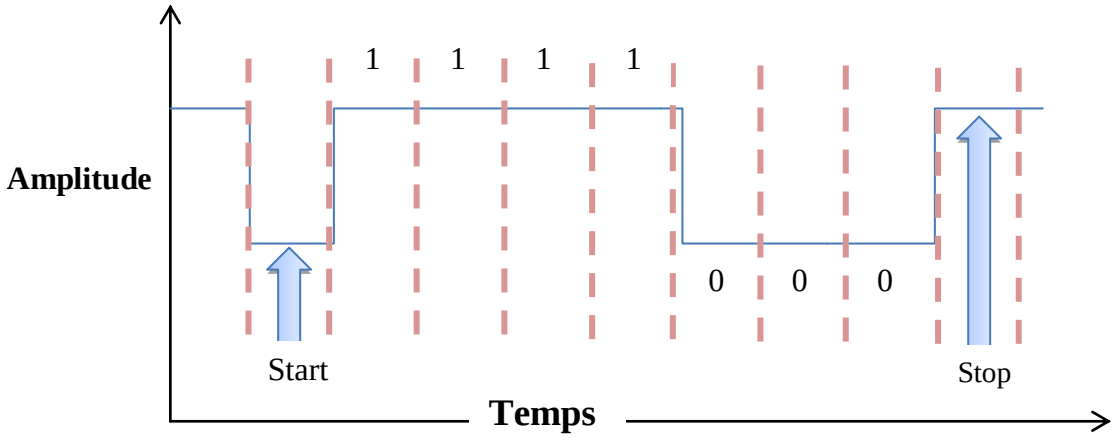


Figure III. 12: Exemple de flux de données envoyé via le port série

Dans notre projet la carte EMG envoie un message qui représente chaque mouvement La forme de ce message est comme suit :

La désignation du mouvement		/	**Angle de rotation**
Type	**Mouvement**		
B :Bras **M :Main**	**F : Flexion** **E : Extension** **P : Pronation** **S : Supination**		

Figure III. 13: Type de message envoyé par notre carte EMG

Ex : BE/60 ⟶ un mouvement d'extension du bras à un angle 60°

Notre carte EMG envoie le message puis la réception valide l'exécution par le bit « start », le transfert se fait par l'organigramme suivant :

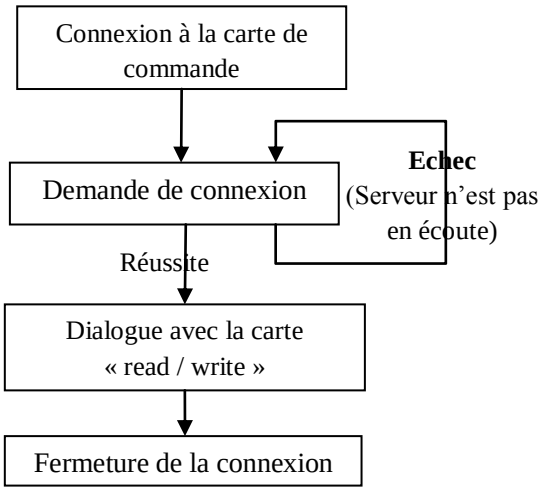


Figure III. 14: La représentation de la demande de Connexion

La carte de commande doit être en écoute, pour qu'il puisse se connecter avec la carte EMG, lors de la demande de ce dernier.

Quand la connexion est établie la carte EMG peut intervenir dans le contrôle de notre Prothèse, en envoyant des requêtes. Quand la carte EMG est déconnectée, la socket est fermée en attente d'une nouvelle connexion. Selon l'algorithme suivant :

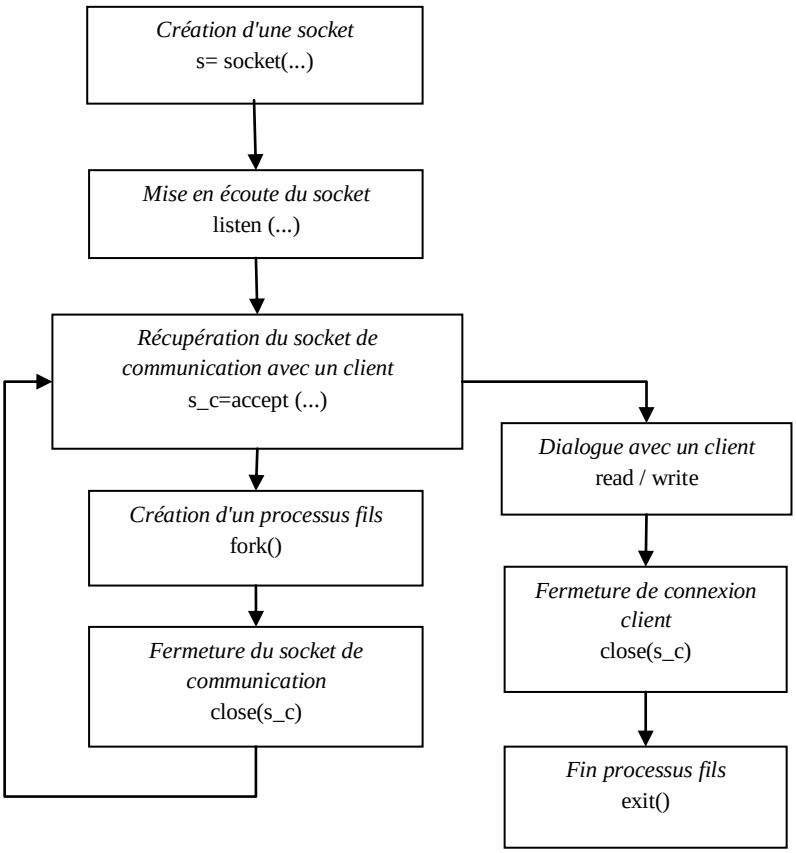


Figure III. 15: Représentation du message envoyé

III.3.2 Asservissement de la prothèse

Le problème de l'asservissement dans l'espace cartésien pour notre prothèse, consiste à produire les consignes de vitesses généralisées capables de réaliser le mouvement opérationnel.

III.3.2.1 Le contrôle des angles

Nous avons établi que notre prothèse ne possède que des capteurs de position, nous devons prendre en compte cette contrainte dans nos schémas.
Dans [Lambrechts et al., 2004] en utilisant quatre termes de planification de trajectoire, la performance du système est améliorée.
En utilisant un seul signal d'anticipation, nous proposons le schéma de la figureIII.13 :

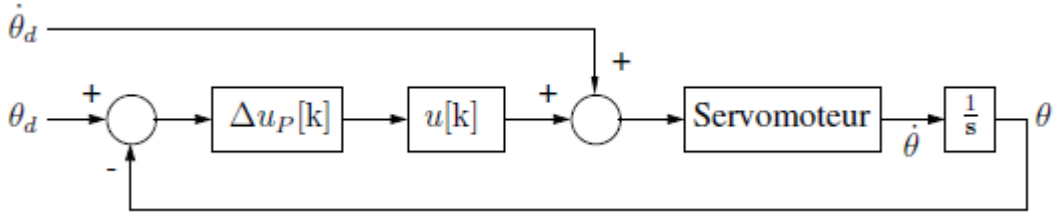


Figure III. 16: Représentation du contrôle des angles

On utilisant le model cinématique (MCD), on peut déduire la fonction jacobienne déjà vue dans le chapitre précédent :

$$\boldsymbol{J\theta'} = \begin{pmatrix} \boldsymbol{V} \\ \boldsymbol{\omega} \end{pmatrix} \qquad \textbf{eq III. 1}$$

Ce modèle définit les vitesses opérationnelles en fonction des vitesses généralisées. Whitney introduit la commande à résolution de vitesse (Witney, 1969). Pour une commande en boucle fermée [Wu et al., 1982], la loi de commande est remplacée par :

$$\boldsymbol{\theta'} = \mathbf{J} - \mathbf{1} \begin{pmatrix} \boldsymbol{V} - \boldsymbol{Kp} * \boldsymbol{ep} \\ \boldsymbol{\omega} - \boldsymbol{Ko} * \boldsymbol{eo} \end{pmatrix} \qquad \textbf{eq III. 2}$$

Où KP et KO sont des matrices de gain, et e_P et e_O représentent respectivement les vecteurs d'erreur déposition et d'orientation. Dans [Yuan, 1988], un schéma de commande qui utilise comme retour des quaternions est présenté. Nous proposons une version modifiée de ce schéma sur la figure III.14.

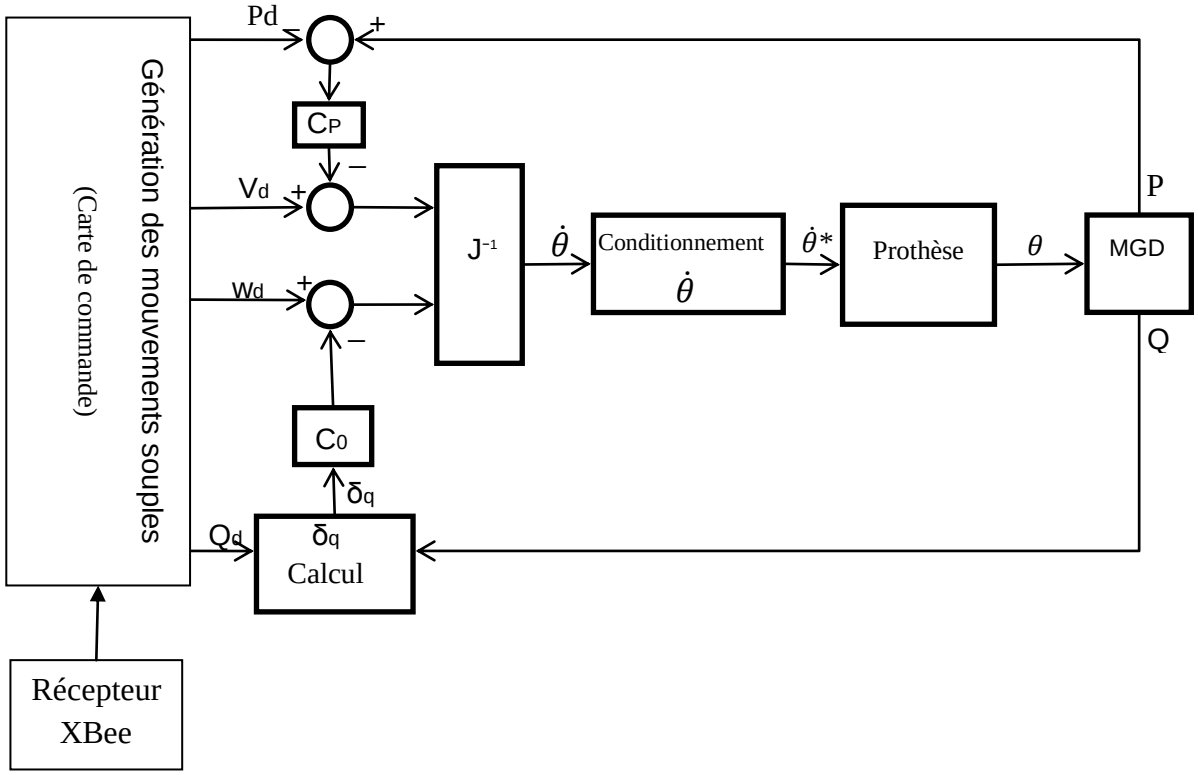


Figure III. 17: Le schéma de commande de notre prothèse

III.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons décrit les différentes étapes suivies, pour mettre au pointla réalisation de notre prothèse pour cela nous avons débuté par l'étude des mouvement passif et actif du bras suivi par les matériaux utilisé, les actionneurs et les capteurs sans oublier l'interaction entre notre carte de commande EMG et la prothèse et enfin la présentation du model d'asservissement de la prothèse réaliser.

La deuxième partie
LES SIGNAUX EMG

Chapitre 4 :Rappel Bibliographique

IV.1 Introduction

Ce chapitre est structuré en cinq sections. Tout d'abord, nous révisons les connaissances de la physiologie musculaire puis, nous allons expliquer l'origine du signal EMG. Ensuite, nous présenterons sa relation avec l'innervation musculaire et en fin nous approfondirons les connaissances actuelles des systèmes de recueil du signal EMG pour qu'on puisse réaliser une synthèse de toutes ces connaissances qui vont nous permettre de déduire le positionnement de nos électrodes pour nous aiderà mettre en place notre modèle de détection du mouvement.

IV.2 Muscle squelettique

Le bras comprend plus de 24 muscles fixés sur le squelette. Ils procurent une force de traction qui donne la possibilité de réaliser un mouvement. Chaque extrémité du muscle est reliée par un point appelé origine (Figure IV.1) et ils sont scrutés aux os soit directement, soit indirectement (par des tendons). Les muscles squelettiques ont 4 propriétés essentielles :

- **La contractilité** est la propriété du tissu musculaire de pouvoir se rétrécir suite à un stimulus de façon à mobiliser les éléments osseux auxquels il est rattaché.
- **L'excitabilité** chaque muscle peut répondre à une stimulation par la production de phénomènes électriques associés à des mouvements d'ions.
- **L'élasticité** est la propriété du tissu musculaire de reprendre sa forme initiale de la fin de contraction.
- **La tonicité** est la propriété du muscle à être dans un état permanent de tension (tonus musculaire).

IV.2.1 Anatomie du muscle

Le muscle squelettique ce compose de plusieurs fibre musculaire. Ces fibres sont semblables à de longues formes cylindriques contenant des noyaux (Tortora & Grabowski, 1994). Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100µm de diamètre (Bouisset & Matton, 1995)et peuvent atteindre 30 cm de longueur.

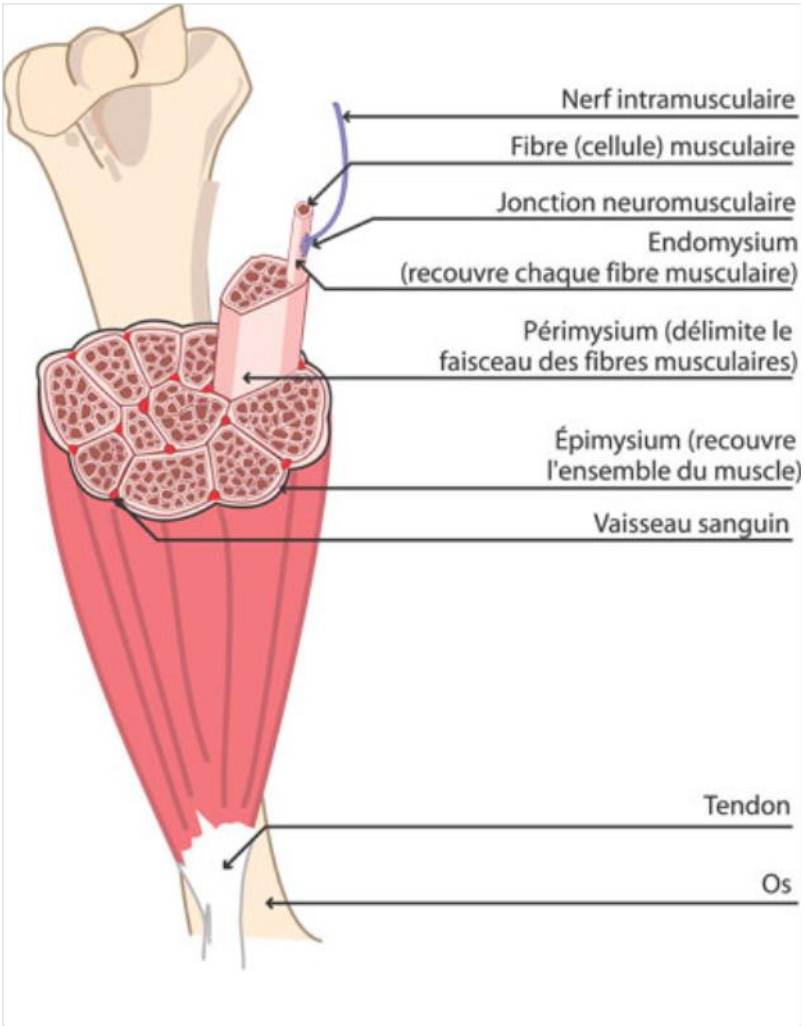


Figure IV. 1 :Anatomie du muscle (MusclePedia, 2006)

Les myofibrilles qui englobe le volume de la fibre musculaire est sous forme cylindrique, d´un diamètre de 1 à 2µm chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres (A, anisotropes) et de bandes claires (I, isotropes).(Bouisset & Matton, 1995).

Au milieu de chaque bande A, se trouve une bande plus claire : la zone H (Hensen). Au milieu de cette zone H, on note une striure plus sombre : la bande M. Au milieu de chaque bande I, se trouve une bande plus sombre, la ligne Z. L´espace cylindrique délimité par deux lignes Z consécutives est appelé sarcomère : c´est l´unité anatomo-physiologique du muscle (Figure IV.2).

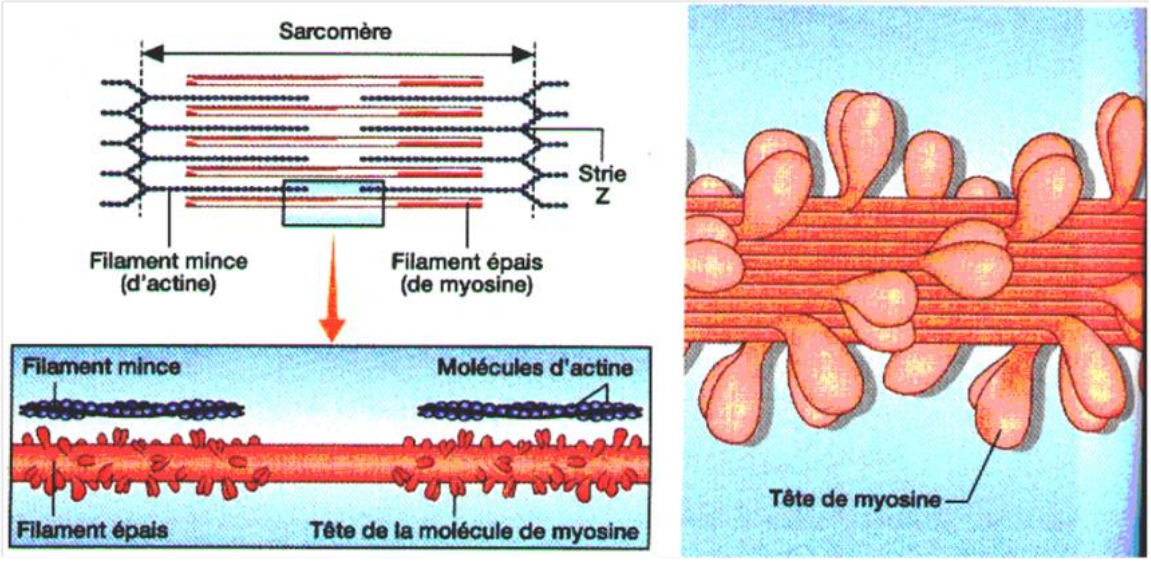


Figure IV. 2 : La structure de la fibre musculaire (Premiumorange)

La théorie qui prévaut actuellement pour expliquer comment les muscles créent des tensions internes (forces) est celle dite "des filaments glissants" développée par Huxley (Huxley, 1957). Elle stipule que, lors de la contraction musculaire, les filaments d'actine se glissent entre les filaments de myosine (Figure IV.3).

Les fibres motrices sont formées d'axones, qui sont de longs prolongements de la cellule nerveuse. Les fibres motrices ont pour fonction de conduire l'influx nerveux sur de grandes distances de façon à transmettre l'information depuis le système nerveux central jusqu´aux organes effecteurs, les muscles. Les fibres motrices sont classées en trois types, selon leur métabolisme :

- **Les fibres lentes (type I)** Ces fibres sont très résistantes à la fatigue. Leur métabolisme est de type aérobie oxydatif, grâce à la présence de nombreuses mitochondries. Elles sont entourées d´un réseau capillaire dense pouvant atteindre 200 Km pour 100 g de muscle, chaque fibre étant en contact avec 6 á 8 capillaires.(Engel, 1962)
- **Les fibres intermédiaires (type IIa)** Elles sont ainsi nommées car elles présentent une bonne activité aérobie et anaérobie. Elles sont de contraction rapide mais de résistance intermédiaire.
- **Les fibres rapides (type IIb)** Pauvres en mitochondries elles présentent un métabolisme anaérobie. Elles peuvent développer une grande puissance mais de courte durée uniquement.

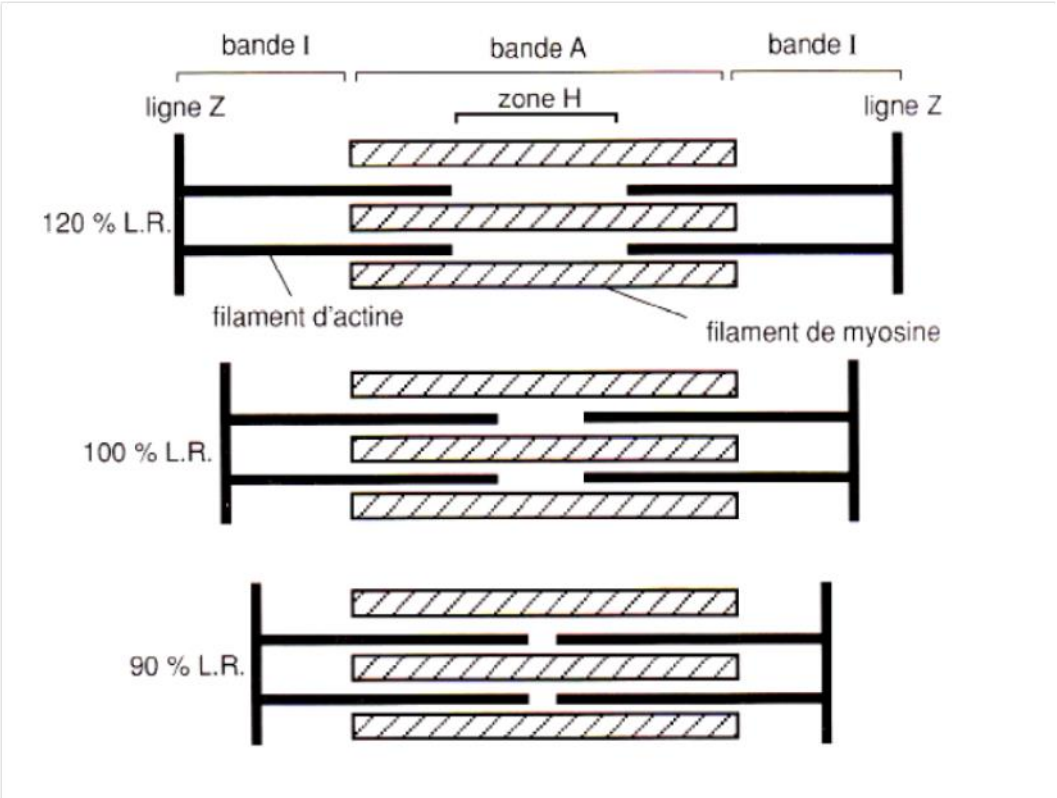


Figure IV. 3: La Contraction musculaire (Huxley, 1957)

- **Les fibres intermédiaires (type IIa)** Elles sont ainsi nommées car elles présentent une bonne activité aérobie et anaérobie. Elles sont de contraction rapide mais de résistance intermédiaire.(Brooke & Kaiser, 1970)
- **Les fibres rapides (type IIb)** Pauvres en mitochondries elles présentent un métabolisme anaérobie. Elles peuvent développer une grande puissance mais de courte durée uniquement.(Brooke & Kaiser, 1970)

IV.3 Principe physiologique du contrôle moteur

IV.3.1 Unité motrice

Le système moteur doit faire face à une grande diversité de demandes internes, externes et les contraintes sans oublier une régulation de la force afin d´avoir un mouvement précis et puissant.

Pour mieux comprendre on a établi un diagramme simplifié, le système nerveux central est organisé d´une façon hiérarchique, le mouvement est programmé dans le cortex prémoteur(Lidell & Sherrington, 1925)qui se situe dans le lobe pariétal du cerveau suivi par une amplification dans le thalamus puis il sera transmis vers la moelle et de la moelle vers le muscle Figure (IV.4).

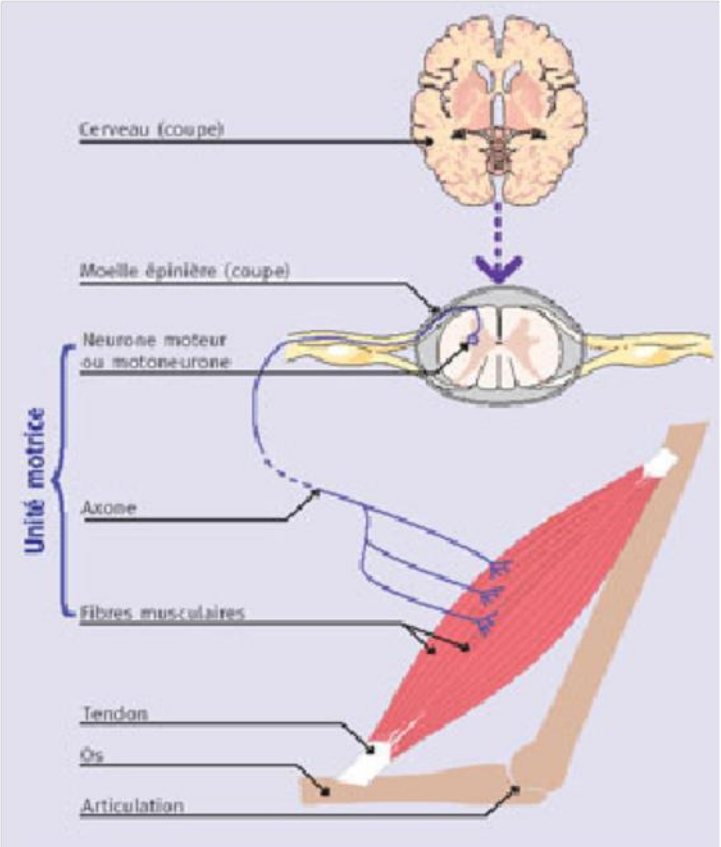


Figure IV. 4: Présentation schématique du control moteur

D´un point vue fonctionnel, la jonction neuromusculaire est l´élément qui permet de transmettre un flux nerveux à la cellule du muscle strié squelettique, cette transmission est possible grâce à un élément fondamental nommé le neurone ; qui désigne un corps cellulaire, soma, péricaryon et ses prolongements, dendrite et axone (cylindraxe, fibre nerveuse)

(Guenard, 2009).La taille et la forme des neurones peuvent varier considérablement dans les différentes régions du corps. Les cellules en grains du cervelet ont 5um de diamètre, les grandes cellules motrices de la corne antérieure de la moelle dépassent 120um.La longueur des axones varie de quelques µm à 90cm.

IV.3.2 Les propriétés des fibres nerveuses

Une fibre nerveuse est simplement le prolongement d´un neurone ; sa seule fonction est de conduire l´influx nerveux. Expérimentalement la fibre peut être stimulée en n´importe quel point de son trajet.

IV.3.2.1 Potentiel de repos

Les neurones, comme toutes les cellules de l´organisme, sont soumise à une différence de potentiel membranaire (ddp) due aux différences de concentration ioniques de part et d´autre de la membrane. Du côté extracellulaire ce sont surtout les ions Na^+ et Cl^- qui sont présents, et du côté intracellulaire ce sont surtout les ions K^+ et les protéines qui sont présents. On note que les ions K^+ sont ceux qui possèdent la plus grande conductance au sein de la membrane (5 fois plus élevé que les autres ions), le gradient de concentration des ions potassique les pousse à sortir de la cellule, mais l´existence de charge positive dans le milieu extracellulaire créé un gradient électrique de sens contraire au gradient de concentration des ionsK^+. Autrement dit le potentiel de repos qui peut atteindre son potentiel d´équilibre (-70 mV) on utilisant l´équation de Nernst.

$$\boldsymbol{V_m = E_b - E_a = \left(\frac{RT}{zF}\right) * \ln\left(\frac{[I]a}{[I]b}\right)} \qquad \textbf{eq IV. 1}$$

D´où

-$E_i$est le potentiel électrique du compartiment i ;

-[I]i la concentration de l'espèce perméante I du compartiment i (dans notre exempleNa^+) ;

-R la constante des gaz parfaits ;

-T la température en kelvin ;

-z la charge de l'ion perméant (avec le signe) ;

-F la constante de Faraday ;

Cet équilibre peut se maintenir même si Na^+ parvient à rentrer dans la cellule, et ceci par régulation des pompes Na^+/K^+. On peut faire la remarque que le potentiel de membrane est

nul lorsque la concentration en ions chargés négativement est égale à la concentration en ions chargés positivement, et ce dans le milieu intracellulaire et extracellulaire.

IV.3.2.2 Potentiel gradué

- ✓ **Le potentiel d´action**

Le potentiel d´action est une variation transitoire du potentiel membranaire déclenchée suite à une stimulation, formée au niveau du cône d´émergence et dont la propagation est axonique, unidirectionnelle, avec une intensité qui ne diminue pas avec la distance.

Le potentiel gradué est une inversion locale et de courte durée du potentiel membranaire. Il apparaît au niveau des dendrites et des corps cellulaires sont déclenchés par une stimulation extérieure à la cellule (inversion locale de la polarité membranaire). Suite à cette stimulation il y a une apparition d´un courant électrique local qui se propageant bilatéralement par rapport au point de stimulation et dont l´intensité diminue avec la distance (Brown, Lawford, SmallWood, Hose, & Barber, 1999).

Il est dit gradué, car son voltage est proportionnel à l´intensité de la stimulation. Ce potentiel gradué arrivera jusqu´au corps cellulaire et si son voltage est suffisant il y aura formation d´un potentiel d´action.

La stimulation peut provenir d´un autre neurone, ou de la stimulation d´un récepteur sensitif qui peut être présent à la surface de l´organisme (peau) ou bien même dans l´organisme lui-même (au niveau des organes). Il peut également y avoir des potentiels d´action auto-entretenu, c´est le cas du cœur (cf. cours physiologie du système cardiovasculaire).

Si cette stimulation est suffisante, c´est-à-dire si elle dépasse le seuil de déclenchement du neurone, alors il y aura création du potentiel d´action. *Attention* le seuil n´est pas le même pour tous les neurones. Au niveau des axones on met en évidence une grande concentration de canaux sodique voltage dépendant qui sont responsable de la propagation du potentiel d´action ce dernier se fait en différentes étapes (figure IV.5) :

- **Dépolarisation** correspond à une augmentation de la perméabilité sodique, qui entraîne une réduction du potentiel membranaire. L´intérieur de la membrane est moins négatif et le potentiel s´approche de 0.
- **Repolarisation** rapide du point dépolarisé correspond á la fermeture des canaux sodiques et à l´ouverture des canaux potassique plus ou moins décalé dans le temps.
- **Hyperpolarisation** correspond à une sortie en excès d´ions K^+ lors de la repolarisation ce qui entraîne une augmentation de la différence de potentiel membranaire, plus

importante que la différence de potentiel présente au repos. Il y a dés lors intervention des pompes Na^{+}/K^{+} pour rétablir les concentrations ioniques.

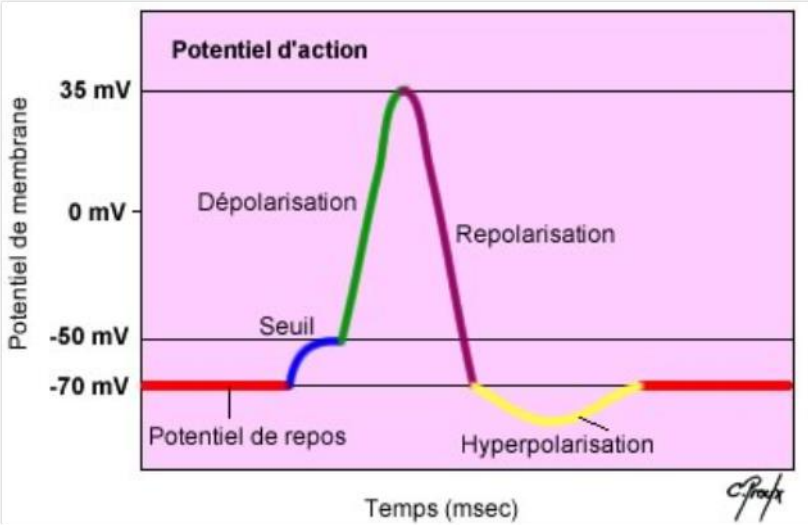


Figure IV. 5: Le potentiel d´action (Mattieu, 2009)

IV.4 Innervation du membre supérieur

D'après ce qu'on a vue précédemment l'information motrice est sous forme d'un signal électrique, qui provienne de la partie pré-moteur se trouve dans la partie pariétal du cerveau.Ce signal est transmis vers la moelle épinière et de la moelle vers les muscles à travers un réseau de fibres nerveuses qu'on le nomme le "plexus brachial" figure (IV.6). Ce dernier est formé par les anastomoses des branches antérieures des quatre derniers nerfs cervicaux, c'est- à-dire des cinquième, sixième, septième et huitième nerfs cervicaux et du premier nerf dorsal.

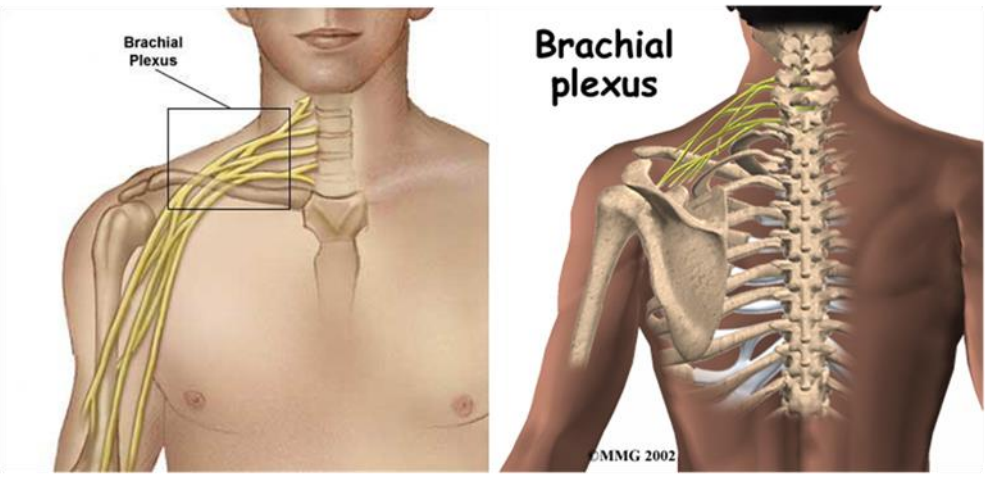


Figure IV. 6: Positionnement anatomique du Plexus Brachial (Tiny, 2009)

IV.4.1 Construction du plexus brachial

La branche antérieure du cinquième nerf cervical reçoit d'abord une anastomose de la quatrième, puis se réunit à la sixième pour former un tronc volumineux appelé « premier tronc primaire ».

La septième cervicale reste indépendante et forme le « deuxième tronc primaire ». La huitième cervicale se réunit à un très gros rameau de la première dorsale et de leur réunion résulte le « troisième tronc primaire ».Chacun des troncs primaires se divise en une branche postérieure et une branche antérieure.

Les trois branches postérieures des troncs primaires se réunissent en un tronc volumineux, appelé « tronc secondaire postérieur », celui- ci se divise dans le creux axillaire en deux branches terminales, le nerf circonflexe et le nerf radial.

La branche antérieure du premier tronc primaire se réunit à la branche antérieure du deuxième ; il en résulte le tronc secondaire antéro-externe ; celui-ci donne le nerf musculo-cutané ; ce qui reste du tronc secondaire antéro-externe après le départ de ce nerf forme la racine externe du médian.

Enfin, la branche antérieure du troisième tronc primaire constitue à elle seule le tronc secondaire antéro-interne. Celui-ci-après avoir donné les nerfs brachial-cutané interne et cubital, devient la racine interne du médian. Celle-ci se réunit à la racine externe, en avant de l'artère axillaire pour former le nerf médian.

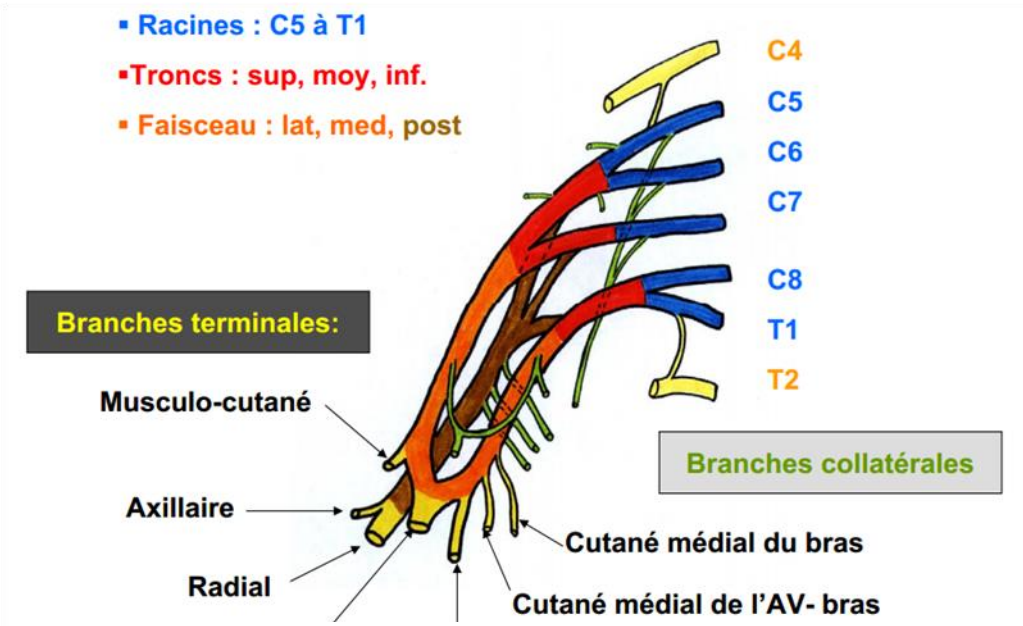


Figure IV. 7: Plexus Brachial (NeuroScience, 2012)

IV.4.2 Branche terminales du plexus brachial

Les branches terminales du plexus brachial sont au nombre de sept et peuvent être réparties en deux groupes, l'un antérieur et l'autre postérieur, suivant quelles naissent des troncs secondaires antéro-externe et antéro-interne ou du tronc secondaire postérieur.

Le groupe antérieur comprend les nerfs : musculo-cutané, médian, brachial cutané interne accessoire du brachial cutané interne et cubital ; le groupe postérieur est représenté par deux nerfs : le circonflexe et le radial. Brachial cutané interne et son accessoire sont exclusivement sensitifs ; tous les autres sont mixtes, c'est-à-dire à la fois sensitifs et moteurs.

Dans notre contexte nous allons localiser le positionnement du nerf musculocutané responsable de la flexion du bras/avant-bras, le nerf radial qui est responsable de l'extension du poignet ainsi que le positionnement du nerf médian qui est responsable de la pronation du coude et delà on peut fixer les différentes régions pour extraire ces signaux de ces trois degrés de liberté comme le montre la figure (IV.8).

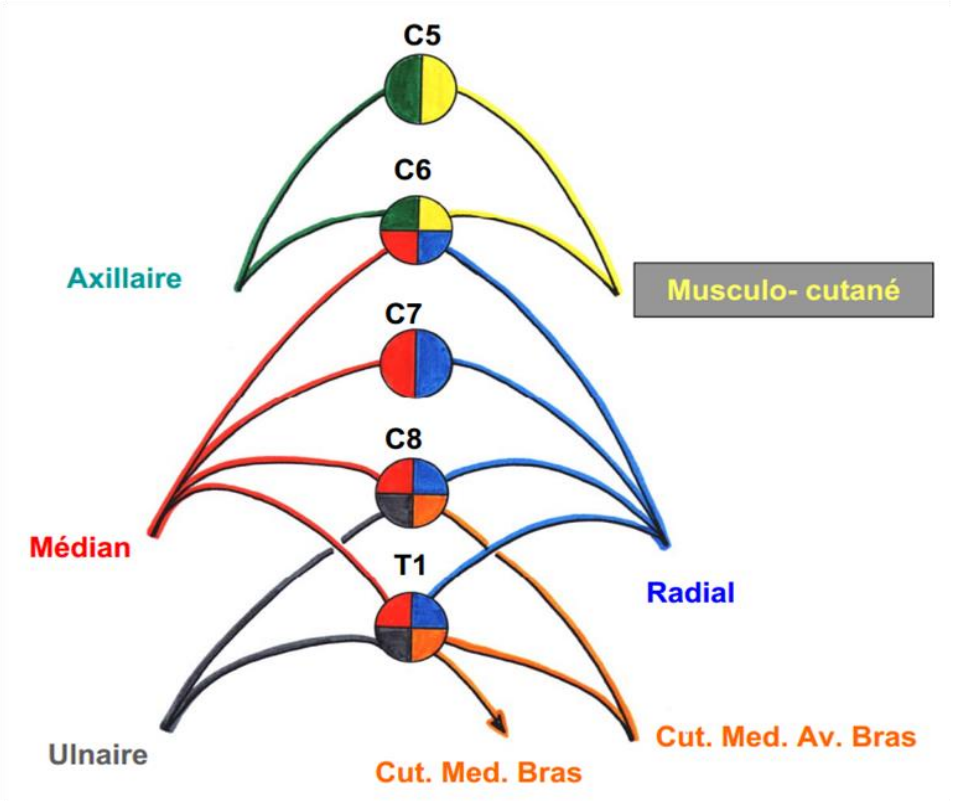


Figure IV. 8: Systématisation du Plexus Brachial

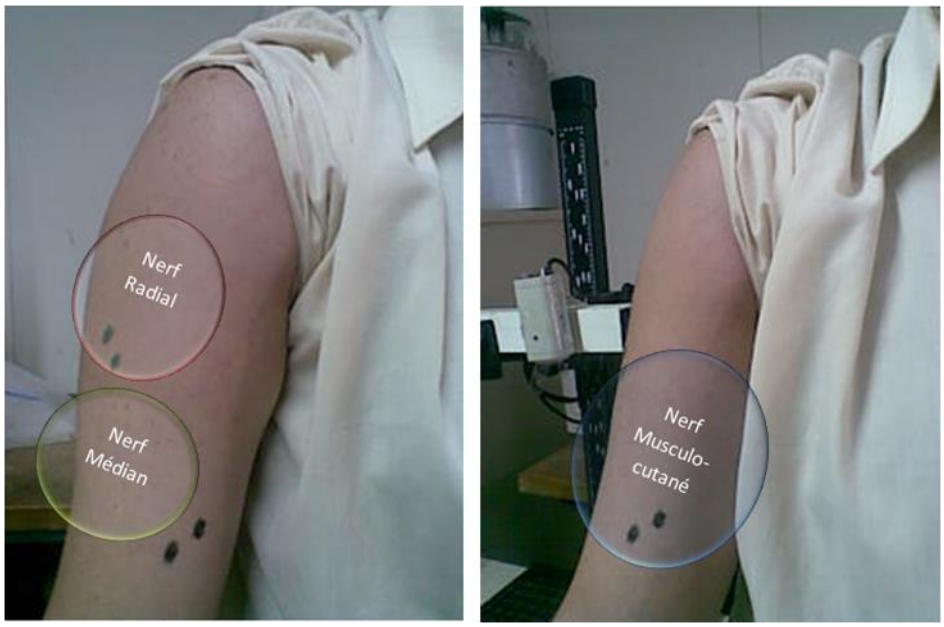


Figure IV. 9: Localisation des régions pour l'extraction des signaux EMG

IV.5 Electromyographie de surface (EMGs)

La somme des phénomènes électriques causé par la différente contraction des fibres musculaires impliquées dans l´activité du muscle considéré, génère un champ électrique suffisamment important pour pouvoir être recueilli, soit localement (dans le muscle), soit à distance (à la surface de la peau). On parle alors d´électromyographie, ou le recueil d´électromyogramme (EMG).

L´électromyographie est employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électro diagnostique [Dumitru, 1995], on distingue deux méthodes de détection :

Premièrement on utilisant de petites électrodes coaxiales intramusculaires pour la détection du potentiel d´un seul nerf qu´on le nomme « Electromyographie Local ».

Deuxièmes on utilise des électrodes de surface collées sur la peau pour mesurer l´activité musculaire globale sous-jacente, correspondant à plusieurs unités motrices qu´on le nomme « Electromyographie Global (de surface) ».

IV.6 Recueil du signal EMG

IV.6.1 Source du signal

Excitabilité de la membrane musculaire et Potentiel d´Action l´excitation des fibres musculaires par le contrôle nerveux représente un facteur important en physiologie musculaire. Ce phénomène peut être expliqué par le concept d´une membrane semi-perméable décrivant les propriétés électriques du sarcoplasme.

L´équilibre ionique entre l´intérieur et l´extérieur d'une cellule musculaire produit un potentiel, dit potentiel de repos. Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe ionique) conduit à une charge intracellulaire négative comparée au milieu externe.

IV.6.2 Potentiel d´action de l´unité motrice (PAUM)

Un nerf moteur c´est comme un arbre possédant plusieurs branches qui lui permet d´exciter plusieurs fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches cause des temps de propagation différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice données ont asynchrones. Delà on peut conclure que Le Potentiel d´Action de l´Unité Motrice (PAUM) correspond à la sommation spatio-temporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la composent (Figure 2.10).

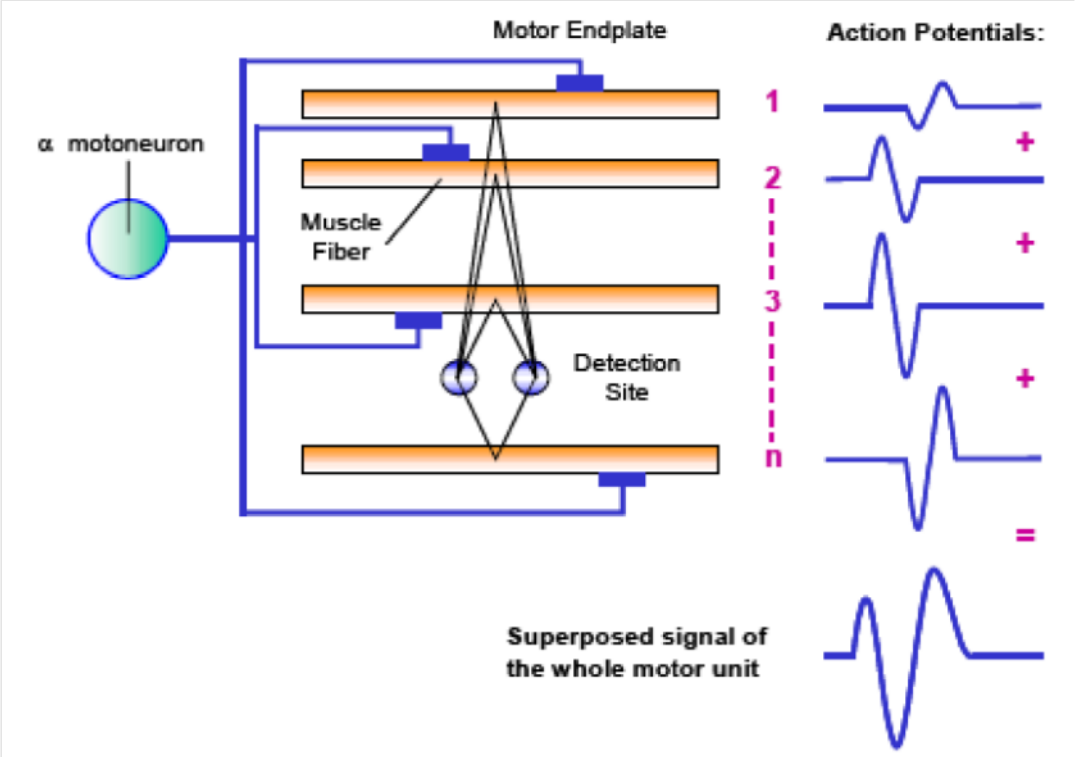


Figure IV. 10: Génération du potentiel d´action de l´unité motrice (PAUM) (Basmajian&Deluca, 1985)

IV.6.3 Superposition des PAUM

Lors de l´enregistrement d´un EMG de surface, les contributions de toutes les UM actives sont superposées dans un « pattern d'interférence ». Le terme «interférence » implique que la détection des UM individuelles peutà peine être détectée dans le signal.

IV.6.4 Caractéristique des électrodes de détection

Il y plusieurs modèles des électrodes : bipolaire, unipolaire, laplacienne et double différentielle. Leur géométrie et leur placement influx dans le recueil du signal.(Hogrel, Duchene, & Marini, 1998).

Le principe physique général est que l´électrode enregistre un flux moyen sous une région limité et on distingue :

- Les électrodes humides à base de gel Ag/AgCl. Elles permettent de maintenirl'impédanceélectriquedésirée mais sont à usage unique et possèdent une durée de vie limitée.
- Les électrodes sèches constituées essentiellement d'acier inoxydable. Elles sont réutilisables mais elles possèdent une impédance électrique haute et instable. La sueur fait aussi décroitre facilement l'impédance de l'électrode et déforme légèrement le signal myoélectrique. Les électrodes sèches compliquent donc la classification mais elles sont nécessaires, du fait de leur plus grande durée de vie, au développement de produits commerciaux.

La Figure donne un exemple de recueil du signal EMG de surface en configuration bipolaire. Deux électrodes sont placées entre la jonction neuromusculaire (la zone d´innervation) et le tendon (la zone terminale).

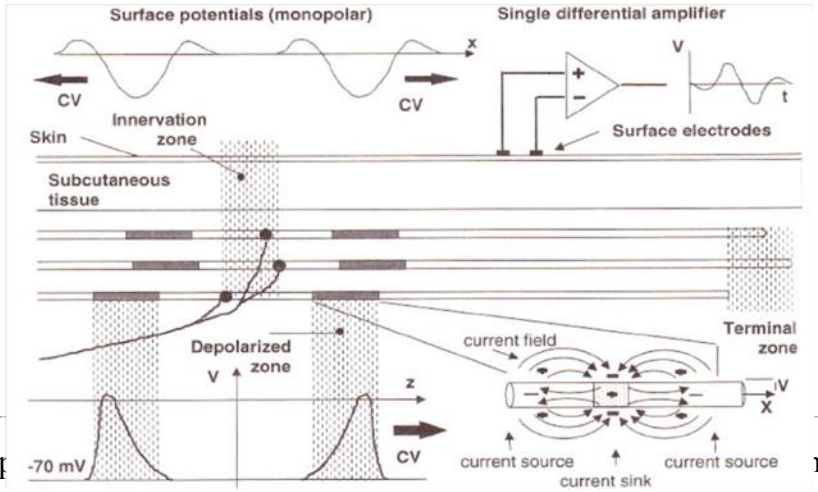


Figure IV. 11: Caractéristique des électrodes (Merletti& Parker, 2004)

Suiteà une innervation du système nerveux central, des potentiels d´action sont générés puis propagent le long des fibres musculaires et à travers les différentes couches de tissus (le tissu sous-cutané) jusqu´à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin la différence entre le potentiel recueilli par ces deux électrodes de surface (figure IV.12).

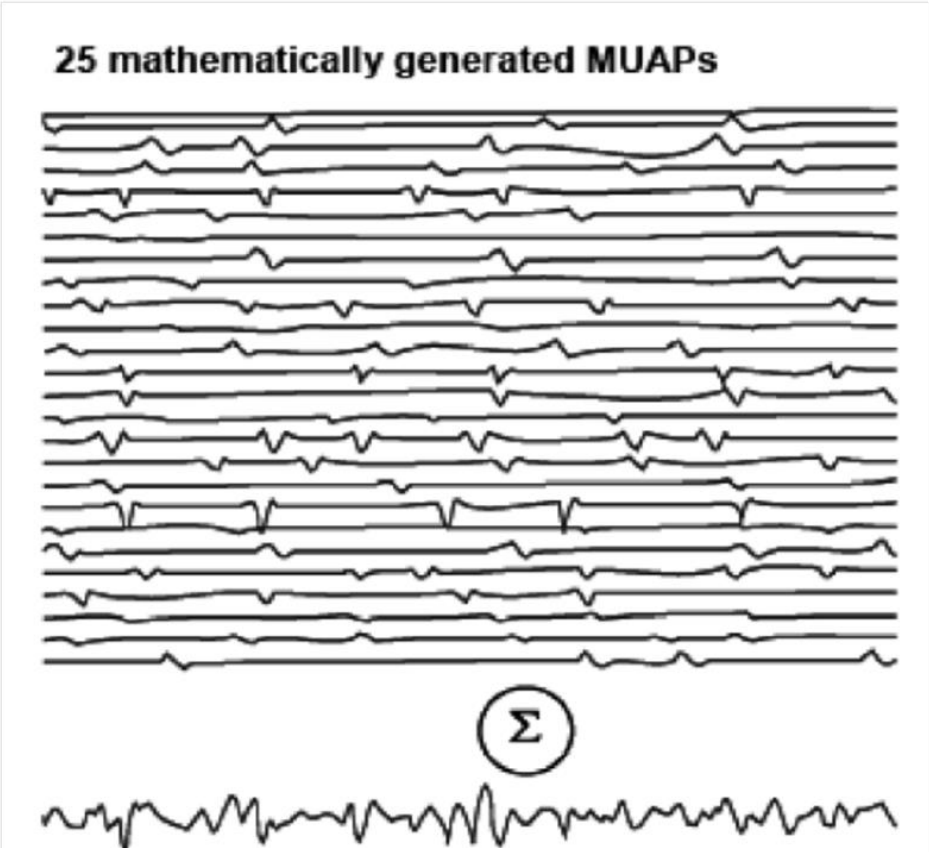


Figure IV. 12: Superposition des PAUM (d´après Basmajian et De Luca, 1985)

IV.7 Conclusion

Grace à cette étude physiologique qui nous a permis de comprendre que l'électromyogramme (EMG) est un potentiel électrique généré au niveau des fibres musculaires quand les muscles sont contractés. Le système nerveux central, constitué du

cerveau et de la moelle épinière, contrôle le muscle en agissant de manière synchronisée sur un ensemble de fibres musculaires delà on a pu déduire les différentes régions pour le positionnement de nos électrodes et au second chapitre nous allons étudier les différentes méthodes de traitement et les systèmes de classifications afin de les interprété et les réutilisée dans le contrôle de notre prothèse.

Chapitre V : Traitement du signal EMG

V.1 Introduction

La détection et la classification des événements dans un signal suscitent un intérêt grandissant, depuis plusieurs années, dans le domaine de l'ingénierie biomédicale. Pluridisciplinaire, elle se développe grâce aux avancées dans les divers domaines du traitement du signal. C'est dans ce cadre nous allons citer les différentes méthodes utilisées dans le traitement de signal qui nous permet de développer un outil de recherche et de diagnostic fondé sur l'analyse des signaux électromyographies (EMG) afin d'extraire les informations concernant les différents mouvements.

V.2 Concept temporelle

EMG modifié : Les valeurs sont soit positives, soit négatives donc il est difficile de juger si le potentiel est proche ou loin de l´électrode. Pour bien quantifier on prend généralement sa valeur absolue.

EMG unifié en amplitude : C'est-à-dire que le signal est proportionnel au placement de l´électrode ainsi que la conductivité de la peau qui change d´un sujet à l´autre, c´est pour cela on standardise généralement l´EMG, par exemple, en le divisant par l´amplitude maximale obtenue lors de contraction maximale volontaire.

EMG moyen (ou intégré) : Autrement dit sur un intervalle de temps afin de quantifier le niveau moyen d´excitation, souvent on utilise la moyenne du signal EMG modifié.

Moyenne quadratique (RootMean Square, RMS) : Comme on peut quantifier le signal selon sa moyenne quadratique (RootMean Square, RMS), qui représente l´amplitude du signal et elle est décrite par l´équation suivante :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} * \int \left(x(t)\right)^2 dt} \qquad \textbf{eq V. 1}$$

V.3 Concept fréquentiel

La première méthode qui vient dans l´esprit est un outil classique de traitement du signal c´est la transformée de Fourier (TF). Afin qu´on puisse examiner son contenu spectral on déduisant la répartition de l´énergie en fonction des fréquences que la simple représentation temporelle ne permet pas de percevoir.
Son expression mathématique est la suivante :

$$X(f) = \int x(t) * exp((-i2\pi ft) \qquad \textbf{eq V. 2}$$

Où x(t) est le signal EMG à analyser, X(f) est sa transformée de Fourier. Mais le problème qu´on ne peut pas repérer l´évolution de la composante fréquentielle dans le temps. De ce fait, cette méthode ne peut être utilisée que dans le cas d´un signal stationnaire parce que les propriétés statistiques d´un tel signal restent constantes par rapport au temps.

V.3.1 Densité Spectrale de Puissance (DSP)

On va considérer le problème de l´estimation de la densité spectrale de puissance (ou spectre) d´un processus aléatoire stationnaire du second ordre. Il existe deux grandes approches pour l´estimation spectrale. La première contient des méthodes dites classiques ou non-paramétriques qui sont basées sur le périodogramme. La seconde classe contient des méthodes dites non-classiques ou paramétriques qui utilisent un modèle pour le processus.

Les deux méthodes les plus couramment utilisées sont les suivants :

Périodogramme : Cette méthode est fut introduite par Schuster en 1898.Pour un processus ergodique, la séquence d´autocorrélation peut, en théorie, être déterminée avec une moyenne temporelle.

Periodogramme moyenné (Méthode de Welch) : Cette méthode consiste à subdivisé le signal pseudo-aléatoire en plusieurs fenêtre d'observation du signal x(t) (fenêtrage) puis on calcul la moyenne de la densité spectrale de chaque fenêtre afin de retrouver laPeriodogramme moyenné.

Puisque les signaux EMG possèdent les caractéristiques pseudo-stationnaires, il vaut mieux estimer le spectre de puissance (DSP) en utilisant la méthode de Welch(Monson, 1996), qui permet de trouver un compromis entre le biais et la variance.

V.3.2 Indicateurs fréquentiels

Deux indicateurs fréquentiels, la fréquence moyenne (FM) et la fréquence médiane (FMD), sont souvent dérivés de la transformée de Fourier à l´aide des formules suivantes :

$$FM = \frac{p \int P(f)\, df}{\int P(f)\, df} \qquad \textbf{eq V. 4}$$

$$\int_0^{FDM} P(f)df \; = \int_{FDM}^{\infty} P(f)df \qquad \textbf{eq V. 3}$$

Où P(f) est la densité spectrale de puissance (DSP).

Ces deux fréquences (FM et FMD) ont été utilisées, pour des EMG de surface recueillis lors de contractions isométriques, pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des unités motrices actives (Basmajian & Deluca, 1985)(Karlson & Gerdle, 2001). Par contre, la fréquence médiane (FMD) est considérée comme plus fiable que la fréquence moyenne (FM) et devrait être préférée. En effet : (i) l´estimation de la fréquence médiane est moins influencée par le bruit (Merletti & Deluca, New techniques in surface electromyography. In: Computer aided EMG and expert system, 1989), (ii) le signal EMG ne présente pas les caractéristiques d'une distribution normale (Kaplanis, Patichis, Hadjileontiadis, & Roberts, 2009), (iii) la fréquence médiane est un paramètre d´ordre zéro (tous ses composants fréquentiels sont également pondérés), alors que la fréquence moyenne est un paramètre du premier ordre (ses composants de plus hautes fréquences sont plus pondérés) et (iv) dans le cas d´une valeur importante de la couche de peau, la fréquence moyenne est plus influencée par l´effet de filtrage passe-bas de la peau (Bilodeau, et al., 1995).

V.3.3 Domaine temps-fréquence

Pour connaitre les évolutions temporelles du contenu spectral d´un signal non-stationnaire, il est possible d´utiliser la TF et de satisfaire localement la condition de stationnarité. Pour cela, il est commun de diviser les signaux en blocs de courte durée où existe la stationnarité au sens large (Lo Conte & Merletti, 1995).

Cette méthode est définie comme la Transformée de Fourier à Court Terme. Cependant, cette approche souffre d´une limitation importante en termes de résolution, à cause du compromis en temps et fréquence (Hostens, Seghers, Spaepen, & Ramon, 2004).
Dans un souci d´amélioration des résolutions temporelles et fréquentielles, un certain nombre de méthodes d´analyse temps fréquence ont été proposées et utilisées sur les EMG :

V.3.4 Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT)

La Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT) est la plus simple des transformées temps-fréquence. L'utilisation de la TFCT contourne les limites de la TF pour des signaux non-stationnaires en définissant un intervalle de temps (où le signal est stationnaire localement) sur laquelle la transformée du Fourier est appliquée. La taille de l´intervalle analysé est fixée par une fenêtre w(t), où w(t)=0 quand t<0 et t>L (L : largeur de la fenêtre), etw(t) est différent de zéro pour 0<= t< L.
La transformée de Fourier à court terme est donc obtenue par l´équation suivante :

$$X(f,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) * W(t-b) * \exp(-i2\pi f t)dt$$

eq V. 5

Où b est le décalage et w la fenêtre glissante.

Du fait de la durée de cet intervalle, il est donc impossible avec la TFCT de fournir une information instantanée. L´utilisation de la TFCT présente également des restrictions dues à la résolution temps-fréquence. Il a été constaté que la largeur minimale de fenêtre permise pour obtenir encore une résolution correcte en fréquence, est approximativement de 250ms pour un signal EMG (Merletti, Knaflitz, & DeLuca, Electrically evoked myoelectric signals, 1992)&(Potvin & Bent, 1995).Ce résultat est un compromis entre les résolutions fréquentielles et temporelles.

V.3.5 Transformée de Wigner-Ville

La transformée de Wigner-Ville appartient à la classe de Cohen, définie par l´équation suivante :

$$\int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t' + {}^{\tau}/_{2}\right) * x\left(t' - {}^{\tau}/_{2}\right) * g(\theta,\tau) * exp\left(-i2\pi\theta(t-t')\right) * exp(-i2\pi f t)\, d\theta\, dt' d\tau$$

eq V. 6

Où $g(\theta,\tau)$est un noyau. Si on prend$g(\theta,\tau) = 1$, la transformée de Wigner-Ville est obtenue comme suit :

Par définition c´est une distribution d´énergie dans le plan temps-fréquences. Elle permet de s´affranchir du compromis entre les résolutions en temps et en fréquence. Elle est optimale pour analyser des signaux constitués d´une composante simple. Cependant, elle est moins adaptée aux signaux comportant plusieurs composantes fréquentielles, puisque la bilinéarité de la transformée induit la présence de termes d'interférences (Chohen, 1995).

Des études ont été menées afin d´essayer de réduire les termes d´interférence en développant des noyaux spécifiques (Bonat, Roy, Knaflitz, & De Luca, 2001). Concernant l´analyse de l´activité musculaire, il a été montré que la transformée de Choi-Williams permet de caractériser correctement la distribution de fréquence instantanée de l´EMG non-stationnaire [Merletti et Parker, 2004]. Par contre, comme il n´y a pas de moyenne pour réduire la variabilité dans l´évaluation, l´erreur d´évaluation devient problématique.

V.3.6 Transformée en Ondelettes

La transformée en ondelettes a été développée dans le but d´enlever les limitations des méthodes traditionnelles temps-fréquence. Jean Morlet s´est inspiré de l´analyse de Fourier à fenêtre, proposée par Gabor, pour définir les fonctions de la transformée en ondelettes continues, qui partent d´une fonction appelée "ondelette mère". Cette dernière est une fonction oscillante (comme une onde), mais localisée en temps et en fréquences. Ces conditions suggèrent qu´elle vibre comme une onde et décroît rapidement quand |t| augmente.
L´ondelette mère engendre les autres ondelettes de la famille, ..,b , par dilatation (paramètre .) et par translation dans le temps (paramètre b) (Merletti & Parker, Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive application, 2004):

$$\Psi_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} * \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots .. b \in R, a > 0 \qquad \textbf{eq V. 7}$$

C´est-á-dire, qu´au lieu de garder fixe la taille de la fenêtre et de faire varier le nombre d´oscillations à l´intérieur de la fenêtre, comme pour la transformée de Fourier à fenêtre, Morlet a choisi de garder constant le nombre d´oscillations à l´intérieur de la fenêtre et a fait varier sa taille, l´étirant ou la comprimant comme un accordéon. Lorsque on augmente,$\Psi(t)$ est dilatée. Lorsqu'on diminue,$\Psi(t)$ est comprimée.
La transformée en ondelettes est en effet une extension de l´analyse de Fourier.

Elle est effectuée de la même manière que la transformée de Fourier : on multiplie le signal par la fonction analysante et on calcule l´intégrale du produit, en remplaçant simplement les sinusoïdes par la famille des ondelettes.

C´est donc une décomposition du signal sur des fonctions à support en temps et en fréquence.

Lorsqu´on analyse un signal x(t) avec ces ondelettes, on le transforme en une fonction de deux variables (le temps, lié à« b », et l´échelle d´analyse du signal, fonction de « a ») qu´on peut appeler C (a,b) (Merletti & Parker, Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive application, 2004):

$$C(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) * \Psi_{a,b}(\mathrm{t})dt \qquad \textbf{eq V. 8}$$

V.4 Modélisation du signal EMG et la Force musculaire

Le signal EMG peut nous informer sur l'état anatomique du muscle, comme il peut nous donner la certitude de retrouver un mouvement malgré l'absence du muscle (handicape).

Mais pour mieux extraire des informations de l'EMG nous étions obligés d'établir un modèle qui peut nous aider à identifier les différents mouvements du bras bien que la personne soithandicapée, depuis l´impulsion nerveuse jusqu´au filtrage dû à la peau et aux électrodes de recueil. L´intérêt majeur d´un modèle est qu´il nous donne la possibilité de contrôler les paramètres physiologiques pour étudier leurs effets individuels ou leur effet global sur le signal simulé et l´utiliser pour diverses applications.

En général, des modèles de SEMG existants se composent principalement de trois éléments de base : la source de courant, le volume conducteur et le système de détection.

V.4.1 La source de courant

La source bioélectrique est l´origine de la membrane cellulaire, automatiquement la modélisation du signal EMG débute dans le système inta-cellulaire qui a été présenté dans le modèle de **Rosenfalk**, pour estimer le courant transmembranaire $I_m(z)$ en calculant la dérivée seconde du potentiel d´action intracellulaire PAI(z) le long de la fibre musculaire (Stegeman, Blok, Hermens, & Roeleveld, 2000):

$$PAI(z) = \mathrm{Az}^3 \exp(-\lambda \mathrm{z}) - \mathrm{B} \qquad \textbf{eq V. 9}$$

$$I_m(z) = \frac{\sigma_i d^2 \mathrm{IAP(z)}}{2dz^2} = \mathrm{A}'\lambda \mathrm{z}\left(6 - 6\lambda \mathrm{z} + \lambda^2 \mathrm{z}^2\right)\exp(-\lambda \mathrm{z}) \qquad \textbf{eq V. 10}$$

Où « A », « B » et « A_0» sont des constantes, « z » est la position sur la fibre (z = 0 à la jonction neuromusculaire), « a » est le rayon de la fibre, «σ_i» est la conductivité intracellulaire, et « λ »un facteur d´échelle qui permet d´adapter le profil du courant de Rosenfalck aux observations réelles [Stashuk, 1993 ; van Veen et coll., 1993]. Notez que ces fonctions sont essentiellement définies spatialement ; leur apparition temporelle est liée à la propagation du PAI. Par le choix des paramètres A, B et λ, le PAI peut être correctement formé (Rosenfalck, 1969)(Figure V.1).

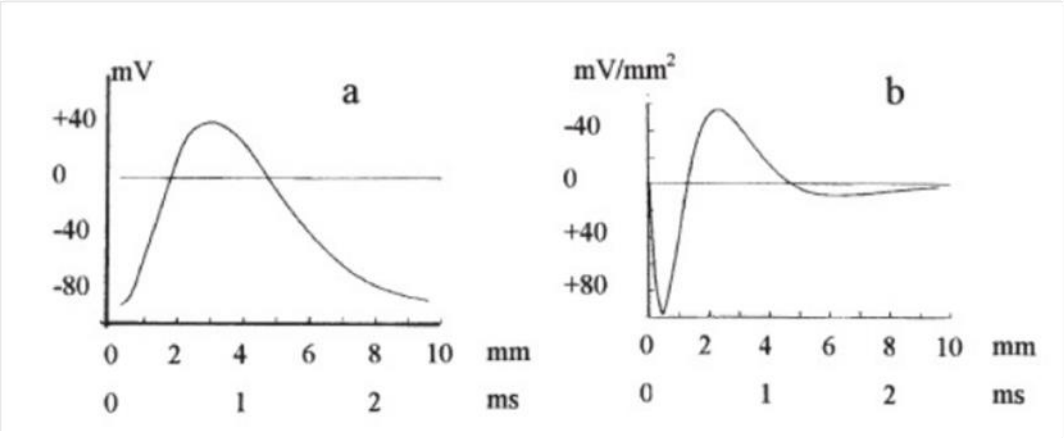


Figure V. 1: Potentiel d´action intracellulaire (PAI) (a) et sa dérivée seconde (b) qui est proportionnel au courant transmembranaire. Les échelles temporelle et spatiale sont liées parune vitesse de propagation de 4 m/s. (Rosenfalck, 1969)

V.5 Vitesse de conduction

La vitesse de conduction est un facteur important pour la propagation des potentiels d´action le long de la fibre musculaire. C´est un indicateur de fatigue musculaire, au moins dans les conditions isométriques. Dans la modélisation de l´EMG de surface, la vitesse de conduction est généralement considérée comme une distribution gaussienne (Merletti & Parker, Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive application, 2004). Pour le biceps brachial par exemple, les moyennes mesurées sont entre 3 et 5m/s et les écarts-type sont entre 0,3 et 1m/s.

V.6 Utilisation du différent classifieur

Cette section présente les principales méthodes qui ont déjà élaboré pour classifier d'autres signaux physiologiques.

V.6.1 Méthode statistique

Elles consistent à classifier un vecteur de caractéristiques au groupe de vecteurs qui lui est le plus proche on utilisant des calculs des distances euclidiennes ou les distance de Mahalanobis[FD02]. Les groupes de vecteurs sont obtenus à partir d'un ensemble des données recueillit dans les signaux EMG.

Dans notre contexte, la norme qu'on a choisie pour classer les différents mouvements été celle de Mahalanobis qui tient compte des variances interclasses, le principal avantage de cette méthodes réside dans le fait que la vitesse d'apprentissage y est beaucoup plus rapide que pour d'autres méthodes, comme les réseaux de neurones par exemple.

V.6.2 Analyse discriminante linéaire

Ces analyses cherchent à séparer les classes, en maximisant la variance interclasse et en minimisant la variance intra-classe. Elles conduisent à des frontières entre les classes qui sont des hyperplans.

L'analyse discriminante permet de réaliser une bonne généralisation des données d'apprentissage, étant donné que la forme des frontières entre les classes est très simple. De plus, elles ont un temps d'apprentissage qui est moins important que celui d'autres méthodes comme les perceptrons multicouches.

V.6.3 Réseau de neurone

Une méthode alternative, fondée sur les réseaux de neurones artificiels (RNA ou Artificial Neural Networks, ANN), a été largement étudiée ces dernières années. Elle utilise des techniques d'apprentissage des RNA pour tracer la relation entre les entrées EMG et la sortie cinétique ou cinématique. Un réseau de neurones artificiels est un groupe d'unités de traitement appelées les "neurones" qui sont interconnectées et distribuées dans les couches. Les "neurones" sont représentés par des cercles, et les lignes solides reliant les "neurones" représentent des facteurs pondérés. La Figure 3.2 montre une architecture de RNA avec une couche d'entrée, deux couches cachées et une couche de sortie.

Ce réseau de neurones à trois couches s'est avéré suffisant pour modéliser des problèmes de n'importe quel degré de complexité [Khanna, 1990].

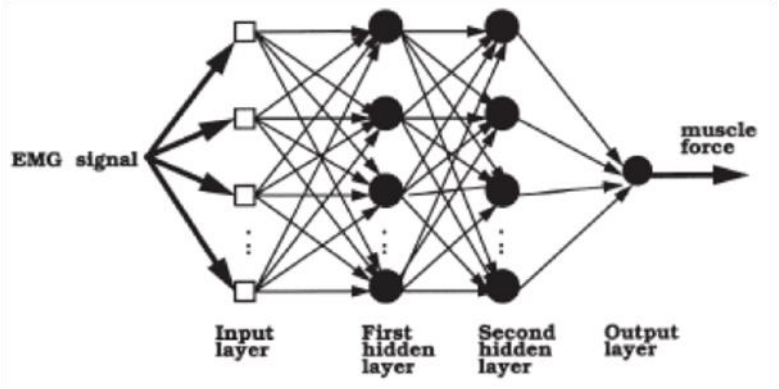


Figure V. 2: Le modéle RNA

Un modèle fondé sur un RNA optimise sa structure interne pour construire la relation entre les paramètres d'entrées et de sortie, en utilisant un algorithme de propagation arrière pour apprendre toutes les données lors d'une phase d'apprentissage.

Song et Tong [Song et Tong, 2005] ont comparés deux modèles de RNA : l'un avec des entrées EMG et cinétiques, l'autre avec des entrées EMG seulement. Les résultats ont montrés que les signaux EMG associés aux paramètres cinétiques ont donnés des performances significativement meilleures pour la prédiction du couple d'une articulation et que l'angle articulaire et la vitesse angulaire ont fourni une information importante pour l'estimation du couple de l'articulation lors d'un mouvement dynamique volontaire.

V.6.4 La logique floue

Des systèmes à base de logique floue ont déjà été utilisés pour classer les signaux EMG [CYL2000]. La spécificité de la logique floue est qu'elle vise à modéliser les modes imprécis de raisonnement qui jouent un rôle essentiel dans l'aptitude humaine à faire des décisions rationnelles dans un environnement incertain ou imprécis. Cette aptitude dépend de nos capacités à inférer une réponse approximative à une question basée sur un ensemble de connaissances inexact, incomplet ou pas entièrement fiable.

La logique floue conférée des avantages par rapport à d'autres méthodes de classification. Ainsi, elle toléré des contradictions dans les données. Or, les signaux biomédicaux ne se répètent pas toujours de maniéré stricte et peuvent quelquefois être contradictoires. De plus, les systèmes basés sur la logique floue permettent de détecter des

motifs, ce qui serait fait plus difficilement par d'autres méthodes. Enfin, l'expérience d'experts médicaux peut être incorporée. Il est possible d'intégrer cette connaissance incomplète mais importante dans le système grâce au mode de raisonnement de ce système qui est similaire à celui d'un être humain.

En comparant les résultats obtenus avec un perceptron multicouche dans la reconnaissance de 4 mouvements de l'avant-bras à partir d'un canal de mesure, l'étude [CYL2000] est parvenue à un meilleur taux de classification (entre 80 et 97,5\% suivant les sujets) avec un système basé sur la logique floue. De plus, ce système a permis d'avoir des renseignements sur la distribution dans l'espace des caractéristiques et résiste mieux au surapprentissage.

V.7 Conclusion

La classification des signaux EMG est très difficile à cause des variations entre les individus et la modification de ces signaux au cours du temps. Par conséquent, l'évaluation de la performance d'un classifieur, va être nécessaire afin d'évaluer la difficulté du signal. Le problème ne se pose pas dans le cas de classification d'un problème standard de reconnaissances formes, dû au fait que la difficulté de classement de toutes les cibles sont ici du même ordre de grandeur.

Pour cela le classifieur doit être capable de faire face aux changements : l'adaptation temps réel et l'aptitude à détecter rapidement les modifications des caractéristiques des signaux EMG, afin de contrôler dans « plus au moins » les meilleures conditions la prothèse, ce qui va être présenté par la suite dans le chapitre suivant.

Chapitre VI : Traitement du signal EMG en pratique

VI.1 Introduction

Les signaux myoélectriques, appelés aussi électromyogrammes (EMG), sont des signaux électriques pouvant être enregistrés au niveau des muscles. L'interprétation de ces signaux peut conduire à de nombreuses applications, parmi lesquelles figures le contrôle d'une prothèse.

Or, réellement, les électromyogrammes sont des signaux complexes, bruités et pouvant être influencés par de nombreux facteurs. Leurs interprétation nécessite par conséquent de leurs appliquer plusieurs traitements spécifiques.

L'objectif de ce chapitre est de présenter les méthodes utilisées dans notre étude pour classifier ces signaux, afin, de les utiliser pour le contrôle de la prothèse, (figure VI.1).

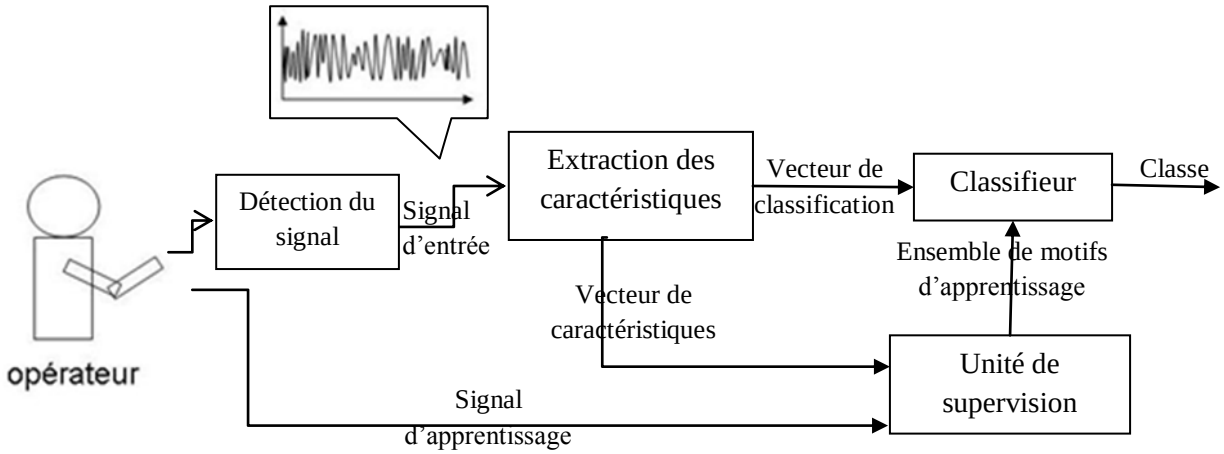


Figure VI. 1: La représentation générale des phases d'interprétation d'EMG signal

Pour ce faire, une première partie expose les grandes lignes de l'interprétation des signaux myoélectriques. Elle indique notamment comment ces signaux sont mesurés puis introduit les procédés employés pour effectuer l'interprétation des signaux, à savoir l'extraction de caractéristiques et la classification.

Enfin, l'objet de la dernière partie est l'adaptation temps réel, cette propriété étant primordiale dans les applications de la reconnaissance des signaux myoélectriques, comme la commande du bras artificiels.

VI.2 Les données de base

Dans ce contexte il est impérativement nécessaire d'évaluer le degrés de réalisme de notre concept en le confrontant à des données expérimentales sur l'être humain , l'évaluation de la force musculaire ne peut pas être réalisée in vivo par des capteurs de force insérés dans le tendon,mais plutôt en quantifiant la force de réaction fournie aux charges externes [Disselhorst-Kluget coll., 2009].

Nous choisissions le mouvement de flexion\extension principalement le nerf musculo-cutané, puis le mouvement pronation\supination principalement le nerf radial et la flexion\extension de la main principalement le nerf médian (voir Rappel Bibliographique §4).

Nous avons sélectionné dix sujets droitiers, tous c'est des hommes, qui ont participé à ce test. Aucun sujet n'avait de problème neuromusculaire. Leurs caractéristiques sont présentées :

Ages (an)	Taille(cm)	Poids(Kg)
28 ± 4	180±15	75±20

Tableau VI. 1 : Caractéristique des personnes choisies

VI.3 La détection du signal

L'activité EMG des muscles a été enregistrée au moyen de deux électrodes de 5mm de diamètre, en chlorure d'argent, avec une distance inter électrodes de « 1 cm » sur une ceinture que nous avons réalisé pour une meilleure fixation des électrodes et leur positionnement optimale des électrodes était choisie à l'endroit où le potentiel d'action mesuré via l'onde M était unique (*i.e.* tracé net, sans apparition d'un double pic) et où l'onde M présentait la plus grande amplitude pic-à-pic. La position des électrodes était précisément marquée sur la peau avec un marqueur indélébile.

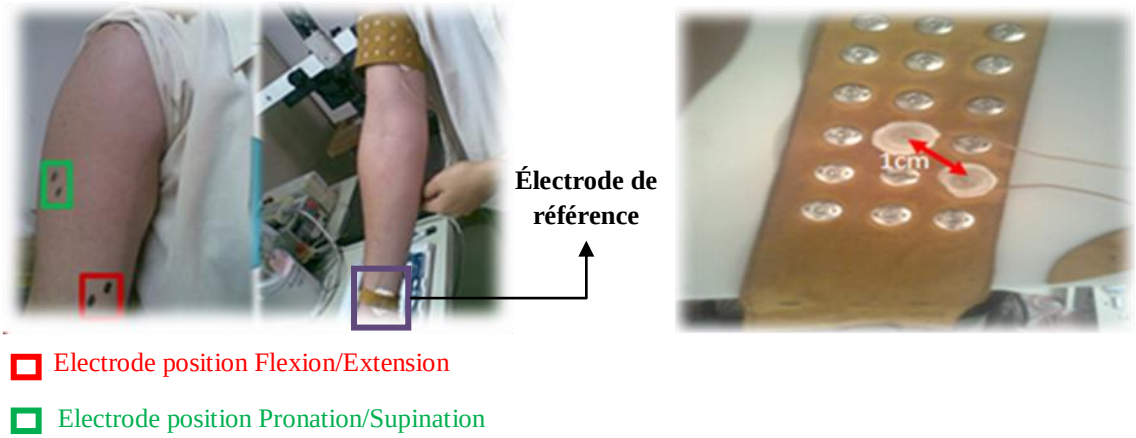


Figure VI. 2: L'emplacement des électrodes de surface

La détection des signaux électromyogrammes est facilement contaminéepar le bruit (changement de température, choc au niveau des électrodes, etc.) ou les inductions électrostatiques et électromagnétiques engendrées par les sources d'alimentation électriques.

De plus, la peau atténue le signal dans le cas des EMG de surface. Cela veut dire, quand une électrode est placée sur la peau, les surfaces de détection vont être en contact avec les électrolytes dans la peau. Cette dernière est une réaction chimique à lieu qui exige un certain temps à se stabiliser, typiquement de l'ordre de quelques secondes si l'électrode est correctement conçu.
Mais, plus important encore, la réaction chimique devrait rester stable au cours de la session d'enregistrement et ne devrait pas changer ce n'est pas le cas si la durée d'enregistrement est longue du fait des changements transpiration, l'humidité ou l'existence de la poiles.

Un autre phénomène qui bruite les signaux myoélectriques est l'effet Cross-Talk. Cet effet est spécifique aux signaux mesurés par les électrodes de surface. Il est dû aux problèmes d'interférence entre les signaux EMG émis par les muscles qui se trouvent au voisinage de l'électrode de mesure. Il empêche d'avoir un signal propre à l'activité du muscle à mesurer.

Pour pallier à ces interférences et améliorer la classification du signal, avant de placer les électrodes, la peau était rasée, légèrement abrasée et nettoyée avec de l'alcool modifié à 70 %, puis***le signal est amplifié et filtré***afin d'améliorer le rapport signal/bruit du signal EMG.

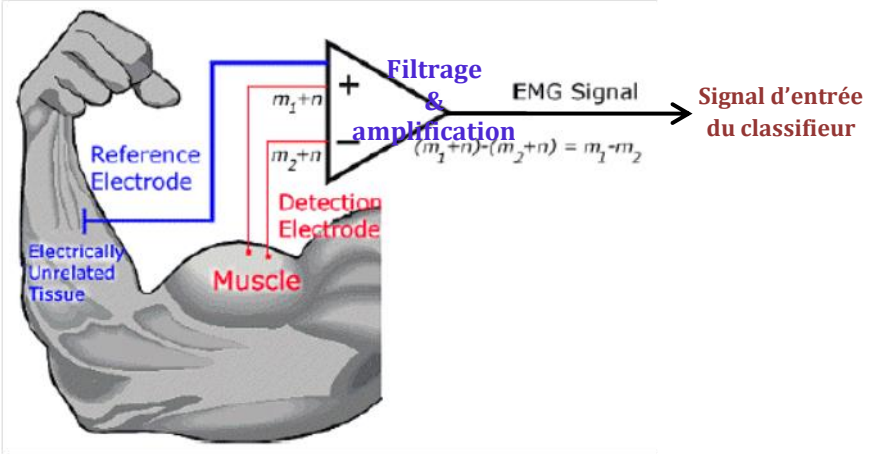


Figure VI. 3: Le principe de détection du signal EMG

VI.3.1 Filtrage et amplification du signal (prétraitement)

Le filtrage passe-bande est choisi pour éliminer deux sources de perturbations dans les données brutes EMG :

1. les potentiels issus des fibres musculaires éloignées de l'électrode ont subi un filtrage passe-bas caractéristique des tissus musculaires [Lefever et De Luca 1982]. Ceux qui sont plus proches correspondent aux potentiels plus piqués. Un filtre passe-haut permet donc de ne sélectionner que des potentiels venant des fibres proches et de rejeter les activités de fond ;
2. les bruits thermiques inhérents à l'appareil d'enregistrement (électromyographe) contiennent principalement des composantes hautes fréquences, d'où le besoin d'un filtre passe-bas.

Pour cela le rapport signal sur bruit peut être augmentée par filtrage judicieux entre 20-500 Hz avec un roll-off de 12 dB/oct(Caractéristiques de conception strictes pourraient envisager 400 Hz comme la bande passante de coupure supérieure. La valeur de 500 Hz permet une marge de sécurité dans la conception du circuit.)

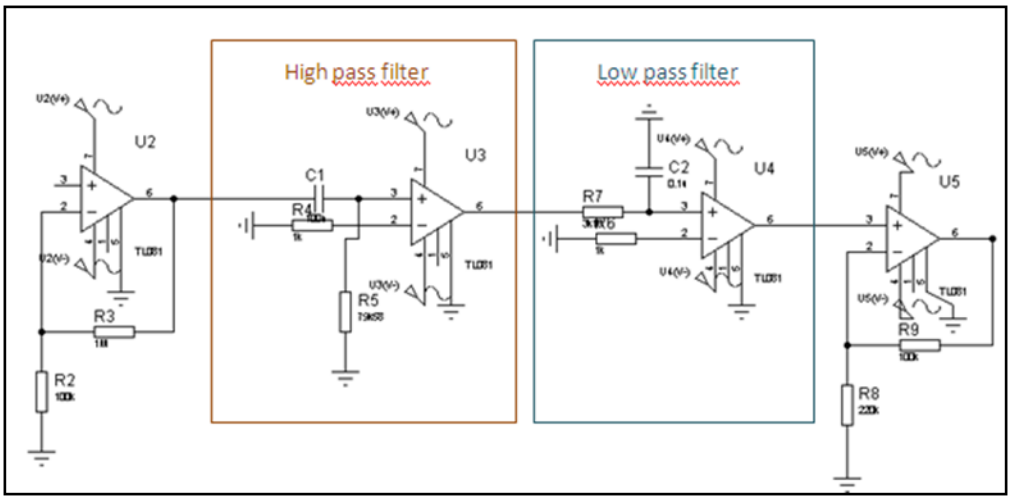


Figure VI. 4: Le circuit du filtrage

VI.4 Extraction des caractéristiques et Classification du signal EMG

Pour pouvoir classifier les signaux filtrés, les méthodes de la reconnaissance des formes sont utilisées. Le rôle de la classification est d'associer le vecteur de caractéristiques, généré par l'extraction de caractéristiques, à des classes établies par un observateur extérieur.

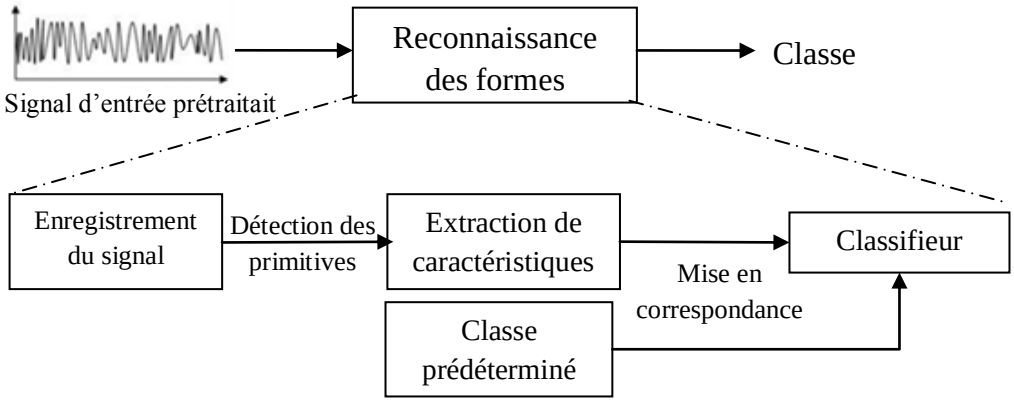


Figure VI. 5: Schéma principale de la classification du signal

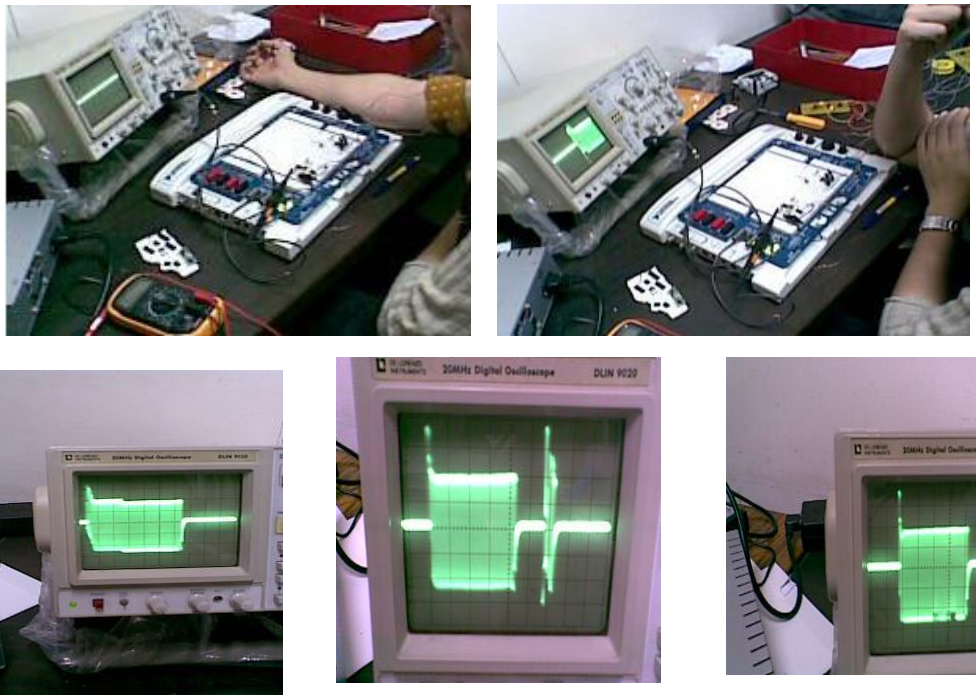
VI.4.1 Enregistrement du signal EMG

Les signaux myoélectriques présentent la particularité d'être générés par des êtres humains, ce qui crée des contraintes sur les méthodes de classification. Ces contraintes sont dues aux fait des variations existant entre les individus, parmi lesquelles on trouve les variations physiques (e.g. la taille, le poids, la corpulence) et les variations psychologiques (e.g. aptitude cognitive, réponse conditionnée, apprentissage moteur). Plus loin que ça l'individu lui-même son signal EMG peut varier s'il est assis, debout, ou fatigué…etc.

Cela pose un véritable défi et conduit à des problèmes complexes en termes d'interprétation c'est pour cela on a mis quelque propriété à prendre en compte durant l'enregistrement du signal, afin à diminuer le bruit :

- Le sujet est assis sur une chaise. Son bras droit est posé verticalement afin d'éviter tout mouvement indésirable.
- Son avant-bras droit effectue les contractions isométriques dans le plan sagittal, à plusieurs niveaux de force. Avec différentes valeurs d'angle de la flexion du coude et de la pronation, à partir de plusieurs niveaux de force et différentes angulations de la flexion de la main.

Au départ on a pu visualiser les résultats sur un oscilloscope afin de connaitre toute les variations du signal pour les différents mouvements.



a) La flexion du bras **b) La Pronation du bras** **c) La Flexion de la main**

Figure VI. 6:La visualisation des signaux sur oscilloscope

Puis l'insertion de ces signaux sur un Pc pour un meilleur traitement afin d'extraire tous les informations moteur nécessaire pour la commande, le software a été réaliser avec le LABVIEW car cette plateforme offre plusieurs avantage parmi eux :

- Plusieurs outils mathématiques pour l'extraction des caractéristiques du signal EMG.
- L'exécution en temps réel.

Soutenue par le développement technologique on a pu intégrer tout ce soft dans un système embarqué de technologie ARDUINO et en envoyant tous les données vers la prothèse à travers notre système sans fil puis voir les différentes réactions de la prothèse.

A) Protocole expérimental

Les patients doivent réaliser des contractions isométrique à trois angles différents de chaque mouvement : 60°,90° et 110°, avec le 0° considéré comme la pleine extension du coude (Flexion \ extension), la pleine supination (Pronation \supination) et la pleine extension de la main. Un temps de pause de 3min entre chaque différents mouvement afin d'éviter la fatigue.

B) Contraction maximale volontaire (MVC)

Le sujet doit réaliser trois contraction isométrique volontaire.la MVC est considéré comme la force maximale générée durant la contraction. Chacune comprend un temps de 5s puis un intervalle de repos de 3min.

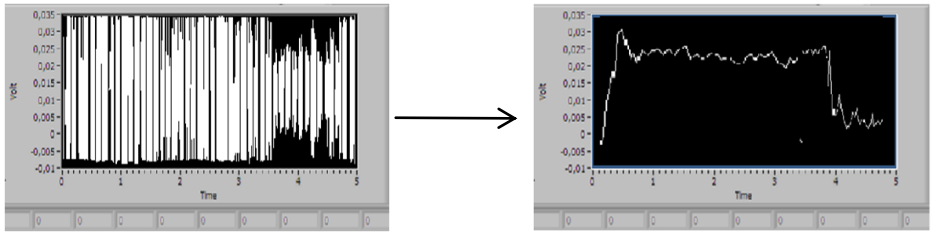
C) Contraction Isotonique

Elle est représentée par une contraction dont la force est constante, dans notre expérience on a subdivisé la force en trois niveaux (20%,50% et 80% MVC) qui ont été réalisés dans un ordre aléatoire afin d'empêcher un biais systématique. On a fait des essais de « 5s » de force constante pour chaque niveau de force, engendré par « 1s » de montée d'effort afin qu'elle se stabilise et « 1s » de relâchement. Si la force n'était pas entre 5% de la valeur de consigne les essais seront répétés. Le control de la force se faisait premièrement visuellement sur l'écran de l'oscilloscope puis sur notre interface Pc.

VI.5 L'extraction de caractéristique du signal EMG

Le signal EMG est quantifié dans le domaine temporel par sa moyenne quadratique (RMS) en calculant la racine de la moyenne des carrés voir (cf § V.2):

Cet indicateur nous permet de quantifier l'amplitude de l'EMG sur un intervalle de temps fixe en éliminant la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires. Pour comparer des résultats expérimentaux et simulés, toutes les valeurs RMS sont normalisées par la valeur RMS de la MVC de chaque sujet obtenue pour chaque angle du coude.



Signal Initial Signal RMS

Figure VI. 7: Signaux EMG et force recueillis dans une contraction

En comparant les signaux EMG et leur RMS,nous avons remarqué une proportionnalité entre le niveau de contraction et l'amplitude du RMS signal figure ().

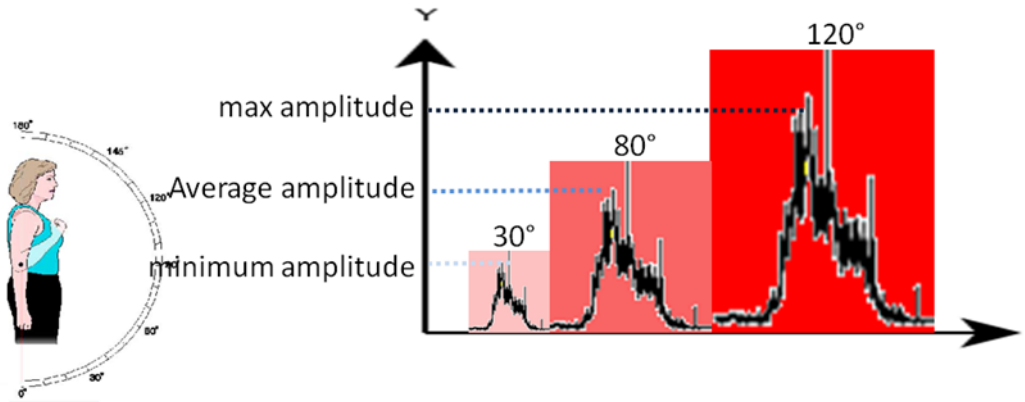


Figure VI. 8 : La proportionnalité entre le RMS et le niveau de contraction

C'est pour cela on a subdivisé les niveaux de contraction en trois niveaux petit \moyen \ élevé, en appliquant la même procédure pour la pronation \ supination du coude et la flexion \ extension de la main.

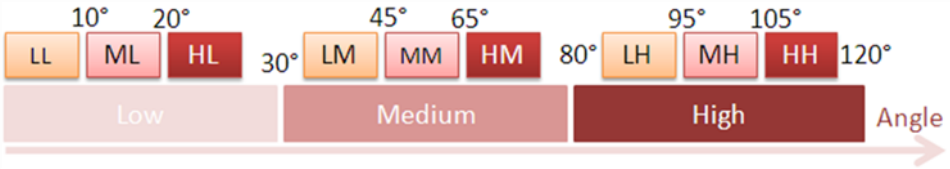


Figure VI. 9 : L'application de la logique floue

Nous avons intégré le programme dans un système embarqué (ARDUINO) .ce dernier traite l'information utile et envoie les messages vers notre prothèse en passant par le module XBEE (voir cf § III.3.1). le résultat obtenue est dans la figure (VI.10) :

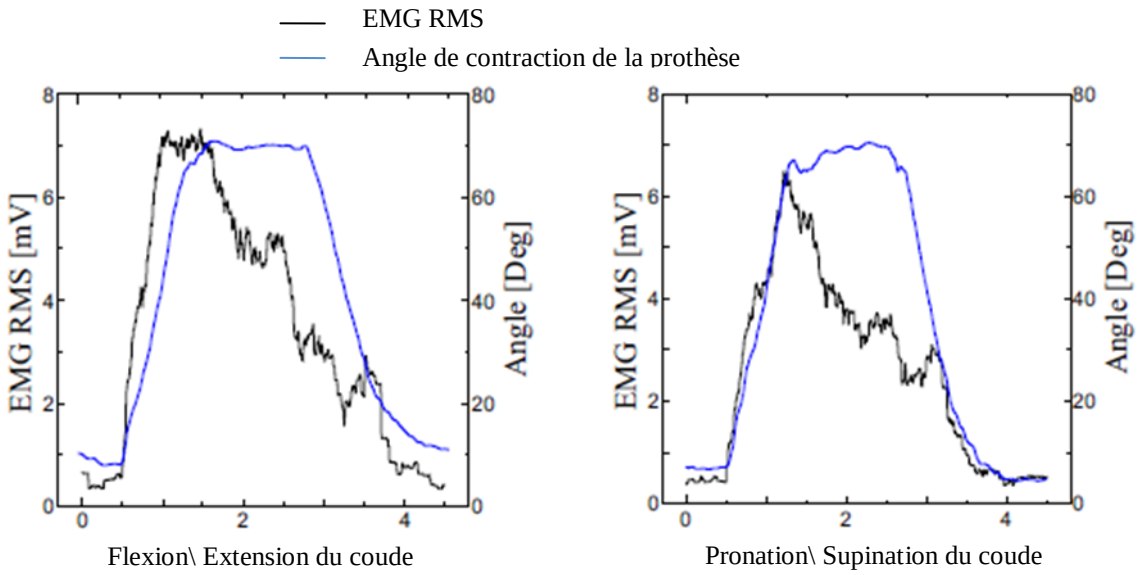


Figure VI. 10: superposition entre le RMS du signal EMG et l'angle de contraction de la prothèse dans la flexion et extension du coude

On remarque une variation lente de l'angle de la prothèse par rapport au signal RMS. Cette variation peut êtreexpliquée par l'utilisation des vérinsélectrique à vitesse moyenne constante, ce qui induit à une exécution lente par la prothèse.

VI.6 Conclusion

La prothèse réalisée dans ce travail (plus de détail dans le chapitre précédant) extrait l'information de contrôle à partir des signaux myoélectriques ense basant sur une estimation de l'amplitude et de la fréquence de changement du signal.

Ces informations sont utilisées pour spécifier la fonction à accomplir, i.e. l'étatde l'appareil. Une fois que l'état est sélectionné, le dispositif peut être commandé à une vitesse constante ou sa vitesse peut être contrôlée de manière proportionnelle à l'activité myoélectrique.

Mais réellement l'amplitude et le taux de changement ne fournissent pas des informations suffisantes pour réaliser un contrôle avec confiance.

Car ilfaut ajouter d'autres variations physiologiques qui modifient le signal myoélectriqueau cours du temps. La sueur peut ainsi altérer le signal au cours de l'effort physique. De même, les muscles ne produisent plus les mêmes signaux au fur et à mesure quela fatigue arrive.

Le classifieur doit donc adopter un mécanisme d'adaptation temps réel pourprendre en compte les modifications qui se produisent au cours du temps. Ce mécanisme ne doit pas demander de calculs importants.

En effet, le temps de réponsedoit demeurer en dessous de 300ms qui correspond au seuil de latence acceptable par l'opérateur pour contrôler une main ou un bras artificiel. De plus, il faut garder à l'esprit qu'une partie importante de ce temps va être requise pour voir assez d'échantillons pour l'extraction de caractéristiques. Ceci laisse moins de 100ms poureffectuer l'extraction de caractéristiques et la classification.

Conclusion Générale

Le but de notre étude est de reproduire grâce à une prothèse contrôlée par des signaux physiologique EMG, des mouvements naturels et des gestes précis. L'intervention à ce stade s'avérer particulièrement bénéfique au handicapé huméral afin de leur offrir la possibilité d'interagir avec leur environnement.
Ce projet s'inscrit dans un domaine d'innovation et d'une technologie de pointe, traité en collaboration entre deux laboratoires de recherche de discipline différente. La première discipline concerne la robotique (Laboratoire LARESI) et la deuxième concerne la médecine (laboratoire LANEMF).

Au fur et à mesure du développement de cette recherche nous étions confrontés à plusieurs problèmes concernant le financement, la non disponibilité des composants en Algérie, les problèmes dans le développement de la prothèse (son asservissement articulaire, son aspect mécanique), la difficulté d'identifier l'information à partir d'un signal physiologique bruité, ainsi que la contrainte du temps.

Afin de remédier à ces problèmes, nous avons subdivisé notre projet en deux parties. Premièrement ; pour la réalisation de la prothèse on devait comprendre le fonctionnement des muscles du système main et avant-bras. Cela nous a mené à faire une étude anatomique fonctionnelle qui a permet d'identifier les différents mouvements réalisés par les corps osseux, suite à cette étude, une modélisation biomécanique du système main et avant-bras a été réalisé afin d'intégrer une représentation mécanique des articulations du système.
Deuxième point, nous avons réalisé la carte de commande EMG muni d'un système sans fil de model XBee pour contrôler la prothèse à distance. Cette carte peut être, aussi, utilisée dans le domaine de diagnostic médical, la commande d'autre système …ect.

Le résultat de notre premier prototype de prothèse a été présenté et appréciédans trois communications, deux internationaux et une Magrébine :

- Le 10 & 11 Mars 2012 Journée Internationale de Neurochirurgie.
- Le 8 & 11 juin 2012 Congrès Maghrébin de Neurochirurgie.
- Le 19 & 21 novembre 2012 Congrès International de Traumatologie.

Aspects originaux de ce travail

Les aspects suivants peuvent être considérés comme des contributions originales :

- La conception d'une prothèse similaire à un bras naturel à 3 ddl. Chaque joint est équipé localement d'un système d'actionnement.
- La détection et le traitement de l'information utile à partir d'un signal physiologique aléatoire pseudo-stockastique. Cela nous a mené à réaliser une carte de commande embarqué, qui peut être utilisée dans différents domaine.
- Faisant appel aux méthodes de soft computing (utilisation de la logique floue) afin de savoir classifier le signal EMG utile.

Perspectifs

La prothèse présentée dans ce travail est la première version développée en collaboration par le laboratoire LARESI et LANMEF. Dans sa globalité, le système actuel a montré des résultats très satisfaisants, nous semble une bonne piste pour les développements futurs.

Néanmoins, différents aspects peuvent être investigués dans l'avenir :

- Par rapport à la structure mécanique de la prothèse, plusieurs points peuvent être améliorés :
  - Amélioration d'esthétique de la prothèse.
  - Optimisation de la structure et utilisation d'autres types de matériaux pour les liens de la prothèse afin de minimiser le poids total.
  - L'ajout des muscles artificiel.
- Par rapport à la détection du signal EMG :
  - Adapter un mécanisme qui est capable à faire face aux changements des caractéristiques des signaux EMG (fatigue, changement d'individu, déduire le mouvement des doigts), en améliorant la méthode de classification.

Bibliographie

MusclePedia. (2006). Récupéré sur http://www.musclepedia.org/images/view.php?id=7

NeuroScience. (2012). Récupéré sur http://neurores.wikidot.com/lumbosacral-plexus-anatomy

Basmajian, J., & Deluca, C. (1985). Muscles alive: their functions revealed by electromyography.

Bilodeau, M., Cincera, M., Gervais, S., Arsenault, A., Gravel, D., Lepage, Y., et al. (1995). *Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level.* Appl Physiol Occup Physiol 71.

Bonat, P., Roy, S., Knaflitz, M., & De Luca, C. (2001). *Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions.*Trans Biomed Eng.

Bouisset, S., & Matton, B. (1995). Muscles, posture et mouvement : Bases et applications de la méthode éléctro-Myographique. *Hermann Ed*.

Brooke, M., & Kaiser, K. (1970). *Muscle fiber types: how many and what kind? Arch Neurol 23.*

Brown, B., Lawford, P., SmallWood, R., Hose, D., & Barber, D. (1999). Medical Physics and Biomedical Engineering.

casio, K., Takakazu, T., & Tochio, F. (Augst 2004). Neuro-Fuzzy Control of a Robotic Exoskeleton. *IEEE*.

Chohen. (1995). Time-frequency analysis. *Prentice-Hall Ed*.

Engel, W. (1962). *The essentiality of histochemical and crypotochemical studies of skeletal muscle.*

Guenard, H. (2009). *Physiologie Humaine.*

Hogrel, J., Duchene, J., & Marini, J. (1998). *Variability of some sEMG parameter estimates with electrode location.*

Horllerbach. (1985). *Optimum kinematic design for a seven degree of freedom manipulator.* international symposium on robotics research.

Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A., & Ramon, H. (2004). *Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions.*

Huxley. (1957). *Muscle structure and theories of contraction* (éd. Prog Biophys Biophys Chem 7).

Jonghwa, K., Stephan, M., & Elisabeth, A. (2008). EMG-based Hand Gesture Recognition. *IEEE*.

Kaplanis, P., Patichis, C., Hadjileontiadis, L., & Roberts, V. (2009). *Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction.* Electromyogr Kinesiol.

Karlson, S., & Gerdle, B. (2001). *Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque--a study using the continuous wavelet transform.*

Khalil et Dombre (1999) Khalil W. et Dombre E., "Modélisation, identification et commande des robots", Hermès Science Publications, Paris, 1999.

Lancet. (2006). *Amputation*. Récupéré sur http://www.handicoupe.com

Lidell, E., & Sherrington, C. (1925). *Recruitment and some other factors of reflex inhibition.* London.

LEFEVER, R. S. & DE LUCA, C. J. (1982). A procedure for decomposing the myoelectric signal intoits constituent action potentials; (I) technique, theory and implementation. IEEE Tranm. bio-med.Eng. 29, 149-157.

Lo Conte, L., & Merletti, R. (1995). *Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2.*Med Biol Eng Comput.

Mattieu, S. (2009). *Systéme Nerveux*. Récupéré sur http://www.cours-pharmacie.com/physiologie/systeme-nerveux.html

Merletti, R., & Deluca, C. (1989). *New techniques in surface electromyography. In: Computer aided EMG and expert system.* Amsterdam.

Merletti, R., & Parker, P. (2004). Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive application. *IEEE*.

Merletti, R., Knaflitz, M., & DeLuca, C. (1992). *Electrically evoked myoelectric signals.* Biomed Eng.

Monson, H. (1996). Statistical digital signal processing and modelling. *WileyPress*.

Osamu Fukuda, T. T. (April 2003). A Human-Assisting Manipulator Teleoperated. *IEEE*.

Potvin, J., & Bent, L. (1995). *A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks.*J Electromyogr Kinesiol.

Premiumorange. (s.d.). Récupéré sur http://premiumorange.com/renard/revisions/SVT/Tss6.htm

Rosenfalck, P. (1969). *Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres.* Thromb Diath Haemorrh.

Stegeman, D., Blok, J., Hermens, H., & Roeleveld, K. (2000). *Surface EMG models: properties and Application.* J Electromyogr Kinesiol.

Tiny. (2009). Récupéré sur http://www.health-pic.com/brachial-plexus-thoracic-outlet-syndrome/

Tondu. (2005). Modelling of theshoulder complex and application to the design of upper extermities for humanoid robot. *IEEE*.

Tortora, G., & Grabowski, S. (1994). Principes d'anatomie et de physiologie. *Boeck-Wesmael*.

Witney, D. (1969). Resolved motion rate control of manipulators and human prostheses. *IEEE*.