



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Télémédecine

Présenté par : BELKACEM IZALA Mohamed Aymen

Et

BENEDDINE Khalid

**Commande d'un bras ou un servomoteur à l'aide
d'un Smartphone par électromyographie (EMG)**

Soutenu le 24 mai 2016 devant le Jury

Mme	ZIANI CHERIF S	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mlle	HABIBES N	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr	MERZOUGUI R	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2015-2016

Résumé

Ce mémoire consiste à la conception d'un dispositif qui enregistre l'activité électrique des muscles (EMG) et l'utilisation de ce dernier pour des buts thérapeutiques. La mesure du signal EMG est effectuée avec un circuit d'acquisition constitué de 3 étages : un amplificateur d'instrumentation AD620 suivi d'un étage de filtrage ensuite le signal est injecté à un étage d'offset afin de pouvoir l'utiliser sur un Arduino, celui-ci permet à la fois la numérisation du signal et la transmission des commandes en utilisant le module XBee. En fin ce système est piloté à l'aide d'une application Android qui utilise le Bluetooth et qui permet de déterminer l'utilisation de l'EMG soit pour l'électrostimulation ou la commande d'un servomoteur.

Mots clés : EMG, amplificateur d'instrumentation, Arduino, Xbee, Android, Bluetooth, électrostimulation, servomoteur.

Abstract

This work is about the design and the implementation of a device which records the electrical activity of the muscle and uses it for therapeutic purposes. Measuring the EMG signal is performed with an acquisition circuit composed of 3 stages: amplification using an instrumentation amplifier AD620, filtering and then an offset stage in order to use an Arduino for both the discretization of the signal and the transmission of commands using the XBee. In the end this system is controlled with an Android application with use Bluetooth for determining the use of EMG either for electrical stimulation or controlling a servo-motor.

Key words: EMG, instrumentation amplifier, Arduino, Xbee, Android, Bluetooth, électro-stimulation, servo-moteur.

Dédicaces

Avec un énorme plaisir et un cœur ouvert et une immense joie, que je dédis mon travail

J'adresse en premier lieu ma reconnaissance à Allah le tout puissant, de m'avoir Permis d'en arriver là ;

A mes très chers parents qui ont toujours été à mes côtés, qui n'ont jamais cessé de m'encourager et de prier pour moi et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance.

A mon cher frère : Amer, A mes chères sœur : Chahra,Imen qui ont été présents dans tous mes moments par leurs soutiens et encouragements.

A mes neveux : Islam ,Amjad .

A ma nièce Naila.

A mes proches et à toute la famille BELKACEM IZALA et la famille LAOUDJA.

A mes meilleurs amis : Amir,Bilel,Said,Ala,Hafid,Badri,Khaled,Habib et Reda.

A Mr Belaid Boumediene .

A tous ceux qui sont proches de mon cœur et dont je n'ai pas cité le nom.

BELKACEM IZALA Mohamed Aymen

Dédicaces

Je dédie ce travail à ma chère maman qui m'a toujours encouragée à faire plus de réussites dans mes études, Qui a veillé à ce que je sois, et ce que je suis devenu maintenant.

A la mémoire de mon Père et ma tante .

Je dédie aussi à mon frère MOHAMED.

Sans oublier toute la famille BENEDDINE et HAMZI chacun de son nom.

A mes amis reda, sid ahmed.

A Mr Belaid Boumediene .

Je dédie aussi ce mémoire à tous les amis (es) qui me connaît Et tous ceux qui m'aiment.

BENEDDINE Khalid

Remerciements

Nous remercions Dieu le tout Puissant qui nous a donné la force et la volonté pour réaliser ce modeste travail. Nous tenons à exprimer notre grande gratitude à notre encadreur Mlle Habibes, pour avoir accepté de nous encadrer tout au long de ce travail, pour sa disponibilité, ses conseils et suggestions et pour toute l'aide morale qu'elle n'a cessé de nous donner. Nous tenons également à remercier Mme Ziani cherif Souhila pour l'honneur qu'elle nous fait de présider notre jury de soutenance nous lui exprimons notre gratitude profonde. Nos remerciements s'adressent ensuite à Mr Merzougui Rachid qui a aimablement accepté d'examiner et de juger notre modeste travail. Sans oublier nos très chères familles et surtout parents pour leur contribution, leur soutien et leur patience. Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours soutenus et encouragé au cours de la réalisation de ce mémoire. Merci à tous et à toutes.

Table des matières

Table des matières	6
Table des figures	9
Liste des tableaux	12
1 Anatomie et physiologie musculaire	15
1.1 Introduction	15
1.2 Anatomie musculaire	16
1.2.1 Composition d'un muscle	16
1.2.2 Type de fibre musculaire	18
1.2.3 Unité motrice	19
1.3 Physiologie musculaire	20
1.3.1 Potentiel de repos	20
1.3.2 Potentiel d'action	21
1.3.3 Contraction musculaire	21
1.4 Electromyographie	23
1.4.1 Introduction	23
1.4.2 L'origine du signal EMG	24
1.4.2.1 Excitabilité musculaire et Potentiel d'Action	24
1.4.2.2 Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)	24
1.4.3 Electrodes	25
1.4.3.1 Électrodes intramusculaires	26

1.4.3.2 Électrodes de surface 27

1.4.4 Acquisition ,amplification et filtrage du signal EMG . 29

1.4.4.1 Description générale du système d’acqui-
sition d’EMG 29

1.4.4.2 Acquisition et conditionnement du signal . 31

1.5 Conclusion 31

Bibliographie 32

2 Étude et réalisation du dispositif 34

2.1 Introduction 34

2.2 Conception de la carte d’acquisition du signal EMG 34

2.3 La chaine d’acquisition 35

2.3.1 Amplification 35

2.3.1.1 Amplificateur d’instrumentation 36

2.3.1.2 Étude d’un amplificateur d’instrumentation
à base de trois amplificateurs opérationnels 37

2.3.2 Filtrage 40

2.3.2.1 Notion de filtrage 40

2.3.2.2 Types de filtre 40

2.3.2.3 Filtre passe bande 42

2.3.3 Circuit d’alimentation 44

2.3.4 Le circuit d’offset 45

2.4 La bio-stimulation 46

2.4.1 Définition 46

2.4.2 Mécanisme de stimulation musculaire 46

2.4.3 Applications 47

2.4.3.1 La kinésithérapie 47

2.4.3.2 La capillarisation 47

2.4.3.3 Les Courants antalgiques 47

2.4.4 Électrodes 47

<i>TABLE DES MATIÈRES</i>	8
2.5 Étude et réalisation du stimulateur	48
2.5.1 Le générateur d'impulsion	49
2.5.2 étage de puissance	49
2.5.3 électrode de stimulation utilisées	51
2.6 Conclusion	51
Bibliographie	52
3 Acquisition et transmission	53
3.1 Introduction	53
3.2 Présentation Arduino	53
3.2.1 Micro-contrôleur	54
3.2.2 Interface USB/Série	55
3.2.3 Alimentation	55
3.2.4 Entrées/sorties	55
3.3 Circuits additionnels	56
3.4 Logiciel	56
3.5 Utilisation de l'Arduino dans notre projet	57
3.6 Xbee	57
3.6.1 Présentation de le Xbee	57
3.6.2 Caractéristiques du module XBee :	58
3.6.3 notion du réseau et Xbee	59
3.6.4 Communication via Xbee	60
3.6.5 Utilisation du Xbee dans notre projet	61
3.7 Conclusion	61
Bibliographie	63
4 Commande par smartphone	64
4.1 Introduction	64
4.2 Application Android	64
4.2.1 Les Versions d'Android	65

4.2.2	Le système d'exploitation Android	65
4.2.3	L'écosystème de programmation Android	66
4.2.4	Android studio	66
4.2.5	Architecture de projet sous Android studio	67
4.2.6	Notre application « EMG » sous Android	68
4.3	Le Bluetooth et la connexion Arduino-Android	75
4.3.1	Spécification	75
4.3.1.1	Normes	75
4.3.1.2	La couche radio	76
4.3.1.3	La bande de base	76
4.3.2	Connexion Arduino-Android	77
4.3.2.1	Le module Bluetooth HC-05	77
4.3.2.2	Brochage avec Arduino Uno	78
4.4	Conclusion	79
	Bibliographie	80
	A	82

Table des figures

1.1	Structure de la fibre musculaire.	17
1.2	Structure de la fibre musculaire.	18
1.3	Classification des fibres musculaires sur la coloration de l'AT- Pase myofibrillaire.	19
1.4	Unité motrice.	20

<i>Table des figures</i>	10	
1.5	Variation d'un potentiel d'action.	21
1.6	Diagramme montrant des fibres musculaires relâchées (en haut) et contractées (en bas)	22
1.7	sarcolemme Simulé et potentiels d'action tubulaires de fibre musculaire.	25
1.8	Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM). . .	26
1.9	Les différents types d'électrodes intramusculaires.	27
1.10	Différents types des électrodes de surface	28
1.11	Un schéma bloc du système d'acquisition de l'EMG avec canaux additionnels pour d'autres paramètres biomécaniques.	30
2.1	schéma bloc du systeme d'acquisition du EMG.	35
2.2	Amplificateur d'instrumentation à base de trois amplificateurs opérationnels	36
2.3	1er étage à deux amplificateurs	37
2.4	Montage différentiel à trois amplificateurs	38
2.5	Filtre passe bande	43
2.6	Réponse fréquentielle du filtre	44
2.7	Le signal EMG après filtrage	44
2.8	Circuit d'alimentation	45
2.9	Le signal EMG après le circuit d'offset	46
2.10	Schéma bloc du stimulateur	48
2.11	Signaux PWM avec différents duty cycle.	49
2.12	Schéma électrique de l'étage de puissance	50
2.13	Le transistor BD 645	50
2.14	Les électrodes de stimulation	51
3.1	Arduino Uno	54
3.2	Un programme Arduino	56
3.3	Schéma bloc de l'application	57
3.4	Le module Xbee	58

3.5	Les différents type de réseaux	59
3.6	Topologies de différents type de réseaux	60
3.7	Les différents types de communications	60
3.8	Schéma bloc de l'application sans fil	61
4.1	Environnement de développement Android studio	67
4.2	Les modules constituant un projet	68
4.3	organigramme de l'application « EMG »	69
4.4	L'icône de notre application.	70
4.5	La demande d'activation du Bluetooth.	71
4.6	Périphériques connectés.	72
4.7	La connexion au périphérique choisi.	73
4.8	Page d'utilisation EMG.	74
4.9	le module HC-05	77
4.10	Brochage Arduino-module Bluetooth	79
A.1	Data sheet AD620.	83
A.2	Data sheet LF356.	84
A.3	Data sheet BD 645.	85
A.4	Data sheet Arduino Uno.	86
A.5	Schéma électrique complet de la carte d'acquisition.	87
A.6	Circuit imprimé de la carte d'acquisition(shield).	87
A.7	Le shield d'acquisition du signal EMG.	88
A.8	Schéma électrique complet du stimulateur.	89
A.9	Le circuit imprimé du stimulateur	89
A.10	Le stimulateur.	90
A.11	Le circuit imprimé du circuit de transmission	90

<i>Liste des tableaux</i>	12
A.12 Le circuit de transmission.	91

Liste des tableaux

2.1 Fréquences de coupure pour un filtre du signal EMG.	42
4.1 Les versions Andriod	65
4.2 Classes du Bluetooth	76

Introduction générale

Dans la vie humaine, la plupart des activités sont effectuées par des éléments importants qui sont les muscles. Les mouvements et la locomotion sont initiés par l'excitation électro-physiologique d'un groupe d'unités motrices (UMs) tout en contractant volontairement ou involontairement un muscle. Le signal électrophysiologique généré lors de l'excitation/contraction peut être détecté et utilisé pour étudier la fonction musculaire. Ce dernier procédé est connu sous le nom d'électromyographe (EMG). Après la détection les signaux électrophysiologiques notamment EMG sont souvent utilisés à des fins de diagnostiques ; en outre ces signaux peuvent être utilisés pour des raisons thérapeutiques.

Les cellules impliquées dans la génération de mouvement (cellules musculaires et cellules nerveuses) sont excitables, les potentiels d'action (PA) prennent normalement naissance au niveau des motoneurones situés dans la moelle épinière. En absence d'entrée activatrice au niveau de ce motoneurone, plus aucune contraction ne prend place induisant de fait la paralysie du muscle concerné. Mais les cellules impliquées étant excitables, une impulsion électrique peut provoquer une dépolarisation de la membrane de la cellule musculaire ou de l'axone de la cellule nerveuse qui provoque la contraction du muscle ; cette technique est utilisée à des fins thérapeutiques et connu sous le nom La stimulation électrique fonctionnelle SEF.

La SÉF est aujourd'hui pratiquée de façon courante en rééducation fonctionnelle chez les sujets ayants une lésion médullaires « incomplète » et hémiparétiques avec pour objectif une récupération de certaines fonctions. Chez un patient hémiparétique des membres supérieurs, la contraction simultanée de ces derniers (membre sain et membre paralysé) permet de reproduire des mouvements d'une façon plus précise et présente l'avantage de stimuler simultanément les voies afférentes (sensitives) et efférentes (motrices) ce qui semble favoriser la récupération¹.

1. Christine Azevedo Coste « La stimulation électrique pour restaurer des fonctions

En outre, si quelqu'un a un membre artificiel, comme un bras robotisé, l'activité électrique générée par le signal EMG dans leurs muscles pectoraux peut être utilisée pour commander les moteurs et les systèmes de contrôle dans le bras robotisé.

Rendre la contraction musculaire visuelle par animation de colonnes lumineuses (LEDs) présentée au patient lui permet d'exercer un contrôle beaucoup plus précis sur les activités musculaires perdues ou perturbées; cette technique connue sous le nom myofeedback².

L'objectif fondamental fixé derrière ce projet est de concevoir un dispositif qui permet d'exploiter le signal EMG dans la thérapie et qui permet à la fois de stimuler un bras en utilisant l'EMG de l'autre bras et aussi d'utiliser l'activité électrique générée par ce signal pour commander un servomoteur; comme nous avons implémenté des LEDs qui s'allume en fonction de l'intensité du signal EMG .

Dans ce contexte, ce mémoire sera organisé de la manière suivante :

- Le chapitre 1 : présente des informations indispensable sur la physiologie du muscle et des différentes connaissances concernant l'électromyogramme (EMG).
- La partie réalisation des circuits d'enregistrement de l'activité musculaire EMG ainsi que le circuit d'électrostimulation est détaillée en chapitre 2 .
- Le troisième chapitre est dédié à l'acquisition de l'EMG via Arduino et la transmission Radio Fréquence par module Xbee.
- En fin le quatrième chapitre est destiné au développement d'une application Android qui permet aux utilisateurs d'effectuer un choix entre la stimulation d'un bras réel ou la commande d'un servomoteur .

posturales » .

2. BELHACHEMI Halima Saadia et BENYAMINA Farida « ETUDE ET REALISATION D'UN DISPOSITIF BIOFEEDBACK EMG »

Chapitre 1

Anatomie et physiologie musculaire

1.1 Introduction

Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette. Ils fournissent une force de traction qui permet le déplacement. Ces muscles constituent environ 40 % du poids total du corps[1]. Chaque extrémité du muscle est attachée par un point appelé origine ou insertion et présente une portion charnue contractile appelée corps musculaire. L'origine correspond au point d'attache du muscle à l'os qui reste fixe. L'insertion est le point d'attache du muscle à l'os qu'il met en mouvement. Ces muscles sont fixés aux os soit directement, soit indirectement (par des tendons), et travaillent pour produire les mouvements du corps (les muscles travaillent conjointement pour produire le mouvement d'une articulation, pour stabiliser une articulation et pour prévenir tout mouvement dans la direction opposée à celle souhaitée). Le raccourcissement du muscle pendant sa contraction rapproche les deux os. En règle générale, seul l'os comprenant l'insertion est mis en action alors que l'os auquel se rattache l'origine du muscle reste fermement en place. Les muscles squelettiques présentent toujours une fa-

tigabilité souvent liée à une contraction continue et nécessitent donc des phases de repos.

1.2 Anatomie musculaire

Un muscle est un organe charnu dont la contraction produit un mouvement. L'élément anatomique constitutif est la fibre musculaire, dont on distingue deux types : lisse et striée. Les fibres lisses sont des cellules nucléées disposées parallèlement en faisceaux et formant les couches musculaires des organes dotés de mouvements involontaires, excepté celles du cœur. Les fibres striées sont très longues, 3 cm en moyenne, et sont constituées d'une enveloppe, le sarcolemme, d'une substance musculaire et d'un noyau. Les muscles striés obéissent à la volonté, excepté le muscle cardiaque, et sont en majorité squelettiques ; ils possèdent au moins deux insertions sur des os, des articulations ou d'autres organes, et on donne le nom d'origine à l'insertion la plus fixe[1].

1.2.1 Composition d'un muscle

L'unité de base du tissu musculaire squelettique est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles[2]. Dans un muscle squelettique, chaque fibre (cellule) musculaire est enveloppée dans une fine gaine de tissu, appelée endomysium. Les faisceaux de fibres musculaires sont recouverts par une gaine plus épaisse de tissu conjonctif : le périmysium. L'ensemble du muscle est renforcé et recouvert par une dernière gaine de tissu, nommée l'épimysium Fig.(1.1), l'irrigation sanguine est un élément très important de la composition musculaire. L'effort important demandé nécessite un apport d'énergie et d'oxygène suffisant pour que le muscle puisse fonctionner.

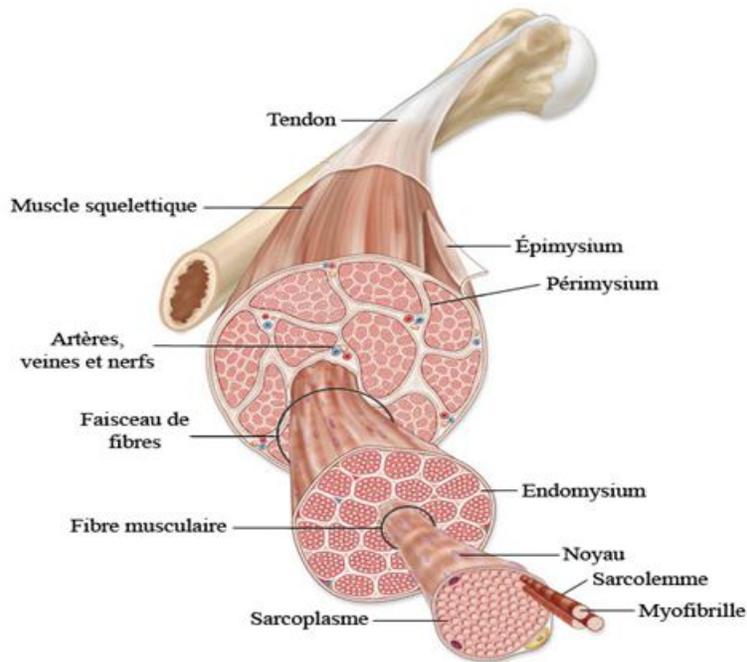


FIGURE 1.1 – Structure de la fibre musculaire.

Les myofibrilles, occupant environ 80% du volume de la fibre musculaire, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2 μm . Chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres (A, anisotropes) et de bandes claires (I, isotropes), dont la parfaite correspondance d'une myofibrille à l'autre donne au muscle sa striation transversale[3].

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 strie 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. Étudiés au microscope électronique, les sarcomères présentent deux types de filaments : des filaments épais et des filaments fins. Les filaments épais, constitués par une protéine appelé myosine, sont situés au centre du sarcomère et correspondent à la bande A. Les filaments fins, composés d'une protéine appelée

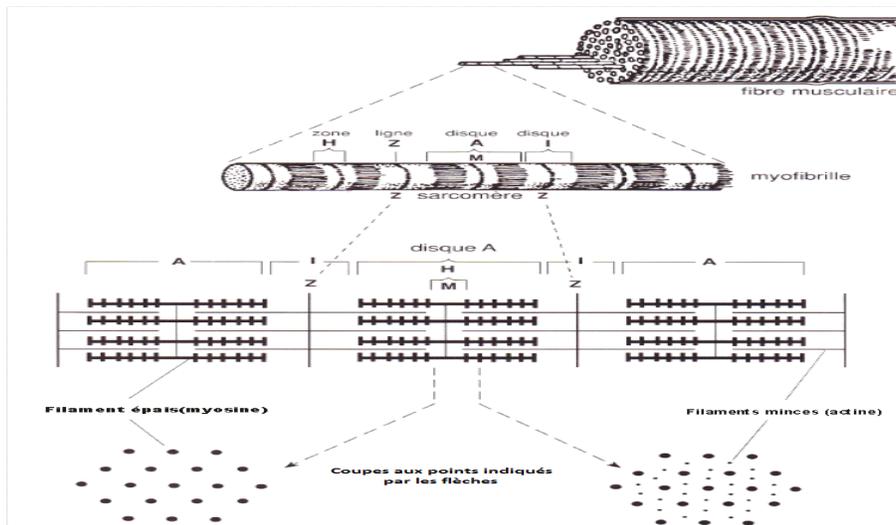


FIGURE 1.2 – Structure de la fibre musculaire.

actine, sont attachés à chaque extrémité du sarcomère au niveau des lignes Z et disposés tout au long des bandes I. Des ponts reliant les filaments épais aux filaments fins, des ponts actine-myosine, sont responsables des changements de longueur du muscle pour développer la tension Fig.(1.2) [4].

1.2.2 Type de fibre musculaire

Les muscles sont des organes hétérogènes qui possèdent de grandes capacités d'adaptation. Ils sont formés de fibres musculaires de plusieurs types que l'on classe en fonction de deux caractéristiques principales : leur vitesse maximale de contraction, c'est-à-dire la vitesse à laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine, et leur métabolisme préférentiel utilisé pour resynthétiser les molécules d'ATP. Chez l'homme, la classification la plus simple et la plus utilisée est celle proposée par Engel[6] qui se base sur la coloration de l'ATPase myofibrillaire après incubation à un pH de 10,4. En raison de la valeur basique de leur pH, les fibres de type I (ou S,

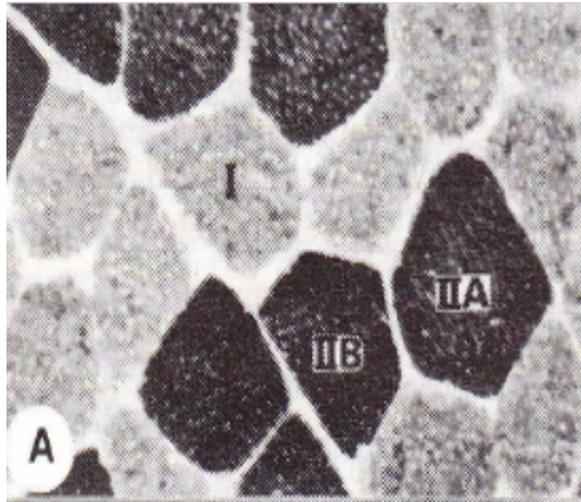


FIGURE 1.3 – Classification des fibres musculaires sur la coloration de l'AT-Pase myofibrillaire.

”Slow”) apparaissent claires, alors que les fibres de type II (ou F, ”Fast”) deviennent foncées du fait de leur pH acide . Les fibres I et II correspondent en fait à l’ancienne appellation rouge et blanche due à la présence en plus ou moins grande quantité de myoglobine dans ces fibres. La myoglobine est l’équivalent de l’hémoglobine des globules rouges au niveau musculaire ; elle permet de stocker localement de l’oxygène afin de produire de l’énergie à partir du métabolisme aérobie.Fig. (1.3)

1.2.3 Unité motrice

Toutes les fibres musculaires d’un muscle sont innervées par les axones des nerfs moteurs émanant de la partie antérieure de la moelle épinière. Chaque nerf moteur ou moto-neurone innerve ainsi plusieurs fibres musculaires. Par contre, une fibre musculaire n’est innervée que par un seul moto-neurone. L’ensemble formé par un moto-neurone et les fibres qu’il innerve est appelé unité motrice[6].C’est la plus petite unité fonctionnelle musculaire, car la plus petite contraction musculaire résulterait en fait de

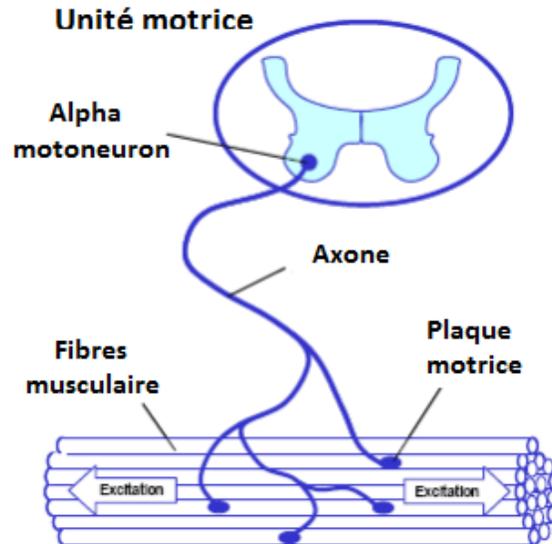


FIGURE 1.4 – Unité motrice.

l'activation d'une seule unité motrice. Les connexions entre les terminaisons axonales des moto-neurones et les fibres musculaires, appelées les jonctions neuromusculaires ou les plaques motrices, se font généralement au milieu du muscle, et l'ensemble de ces jonctions forme le point moteur Fig.(1.4)[7].

1.3 Physiologie musculaire

1.3.1 Potentiel de repos

La membrane plasmique présente une perméabilité sélective, modulable par différents facteurs comme son degré de polarisation ou par des neurotransmetteurs, à l'égard de différents ions. La différence de concentration ionique résultante détermine la valeur locale du potentiel transmembranaire. Au repos, il existe un potentiel transmembranaire d'environ -70 mV : c'est le potentiel de repos.

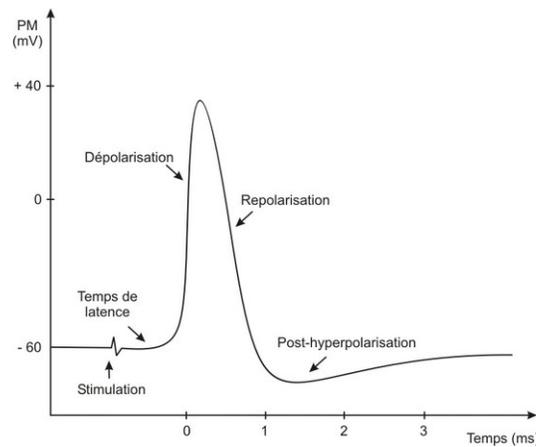


FIGURE 1.5 – Variation d'un potentiel d'action.

1.3.2 Potentiel d'action

Le potentiel d'action est constitué d'une succession d'évènements

- une première phase de dépolarisation extrêmement brève puisqu'elle ne dure qu'une fraction de milliseconde et qui se traduit par une brusque inversion du potentiel de membrane (on passe en moyenne de -60 mV à $+40$ mV)
- une seconde phase de repolarisation un peu plus lente qui permet au potentiel de membrane de revenir à son niveau de repos
- une troisième phase de post-hyperpolarisation encore plus lente (plusieurs millisecondes) et de très faible amplitude pendant laquelle les concentrations ioniques intracellulaires retrouvent leurs valeurs initiales[8]Fig.(1.5).

1.3.3 Contraction musculaire

La théorie qui prévaut actuellement pour expliquer comment les muscles créent des tensions internes (forces) est celle dite "des filaments glissants" développée par **Huxley**. Elle stipule que, lors de la contraction musculaire,

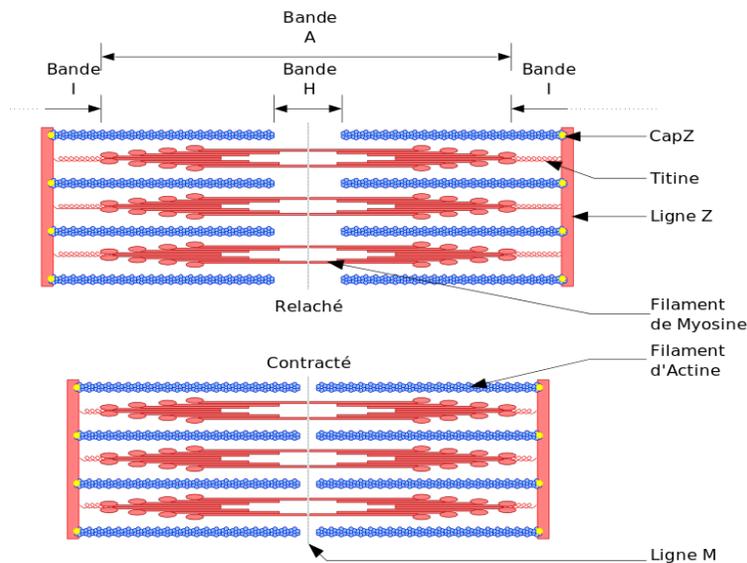


FIGURE 1.6 – Diagramme montrant des fibres musculaires relâchées (en haut) et contractées (en bas)

les filaments d'actine se glissent entre les filaments de myosine[9]Fig.(1.6).

- Il existe quatre phases au cours de la contraction d'une cellule musculaire
- l'excitation ou la stimulation qui correspond à l'arrivée du message nerveux sur la fibre musculaire .
 - le couplage excitation-contraction qui regroupe l'ensemble des processus permettant de transformer le signal nerveux reçu par la cellule en un signal intracellulaire vers les fibres contractiles .
 - la contraction proprement dite .
 - la relaxation qui est le retour de la cellule musculaire à l'état de repos physiologique.

1.4 Electromyographie

1.4.1 Introduction

L'activité mécanique de muscles squelettiques est associée avec la génération des signaux électriques qui peuvent être enregistrés par électrodes insérés dans le muscle (enregistrements intramusculaires) ou fixe sur la peau (surfaccique) . Les signaux électriques produits par les muscles pendant leur activité est connu comme l'electromyographie (EMG).

Le premier enregistrement de signal EMG intramusculaire était fait en 1929 par **Adrian** et **Bronk** qui utilisent le concentrique aiguille. Le premier enregistrement de surface des signaux EMG été exécuté par Raymond en 1849, et, en 1944, par **Al** et **Inmann**. Cet enregistrement a rapporté des données sur l'activité de différents muscles de l'épaule en analysant l'EMG de surface.

Ces dernières années, la détection du signal EMG, l'amplification, et les traitements des systèmes a été amélioré pour une grande part, en augmentant la quantité et qualité d'informations qui peuvent être extraites du signal EMG et les potentiels d'action qu'ils le composent. Ces informations sont maintenant utilisées spécialement pour les buts de la recherche et dans beaucoup d'applications cliniques dans plusieurs champs, y compris, médecine de la rééducation, ergonomie, neurophysiologie, et médecine de sports.

La somme des phénomènes électriques, correspondants à la contraction des différentes 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 de recueil d'électromyogramme (EMG).

- Dans l'électromyographie élémentaire (locale), on utilise de petites électrodes coaxiales intramusculaires pour mesurer l'activité des fibres

situées dans le champ de détection de l'aiguille.

- Dans l'électromyographie globale (de surface), on utilise des électrodes de surface collées sur la peau pour mesurer l'activité musculaire globale sous-jacente, correspondant à plusieurs unités motrices[10].

1.4.2 L'origine du signal EMG

1.4.2.1 Excitabilité musculaire et Potentiel d'Action

A la différence du myocarde, les muscles squelettiques ne contiennent pas de cellules de stimulation à partir de laquelle se présentent des excitations. L'excitation électrique du muscle squelettique est initiée et régulée par le système nerveux central et périphérique. Les neurones moteurs portent l'influx nerveux à partir des cellules de la moelle épinière à des terminaisons nerveuses, où le potentiel d'action axonale déclenche la libération de l'acétylcholine, un neurotransmetteur dans les fentes étroites séparant le sarcolemme des terminaisons axonales. Si suffisamment d'acétylcholine est libéré et si la somme des miniatures potentiels atteint le seuil d'excitation, les potentiels d'action de sarcolemme se propagent dans des directions opposées vers les tendons.

Comme l'excitation se propage dans la fibre, il se propage dans un réseau très ramifié transversal de tubules (système T) qui se connectent les myofibrilles. Une vitesse plus lente de conduction tubulaire implique une apparition plus tardive des potentiels d'action tubulaires vers le centre de la fibre par rapport à celle du potentiel d'action sarcolemme[11]Fig.(1.7).

1.4.2.2 Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire cause des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque mo-

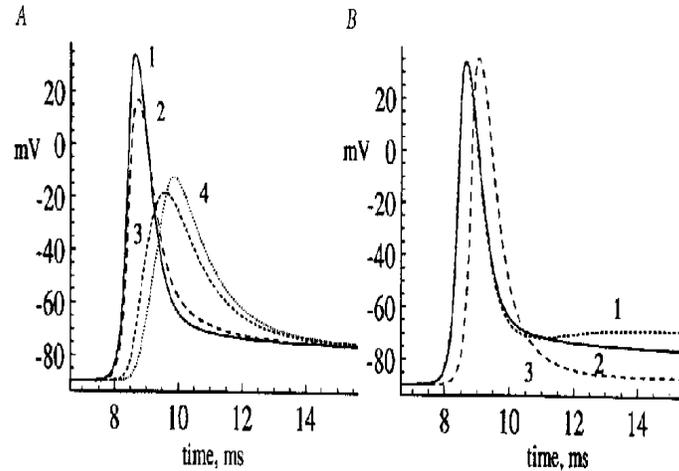


FIGURE 1.7 – sarcolemme Simulé et potentiels d'action tubulaires de fibre musculaire.

trice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatiotemporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la composent [4]Fig(1.8).

1.4.3 Electrodes

Les mesures biopotentielles sont effectuées en utilisant différents types d'électrodes spécialisées. La fonction de ces électrodes est de coupler les potentiels ioniques générées à l'intérieur du corps à un instrument électronique. Les électrodes sont classés soit comme non invasive (surface de la peau) ou invasive (par exemple, les micro électrodes).

La détection d'EMG est accompli par l'utilisation De deux électrodes ou plus (dont l'un est habituellement la référence), qui agissent comme

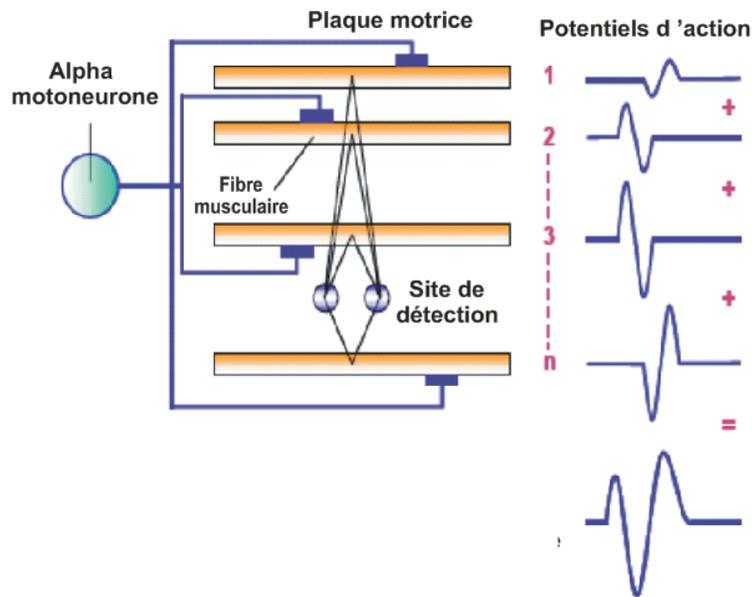


FIGURE 1.8 – Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM).

interface entre le muscle (ou sa surface) et le circuit électronique actif pour amplifier et filtrer le faible signal électrique détecté[12].

1.4.3.1 Électrodes intramusculaires

L'insertion des électrodes directement dans le muscle permet la détection de potentiels électriques très proche de leur source, en limitant ainsi l'effet de filtrage du tissu musculaire. Les contractions importantes, facilitent la séparation des potentiels d'action générés par différentes unités motrices, et traditionnellement utilisés dans l'évaluation de myogène et maladies neurogène, grâce à l'observation de l'amplitude et la forme des potentiels détectés.

Électrodes intramusculaires existent avec des architectures différentes (Fig. (1.9)), permettant la connaissance du phénomène de génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM). L'électrode à aiguille classique détecte les signaux en configuration monopolaire (c'est-à-dire, par rapport

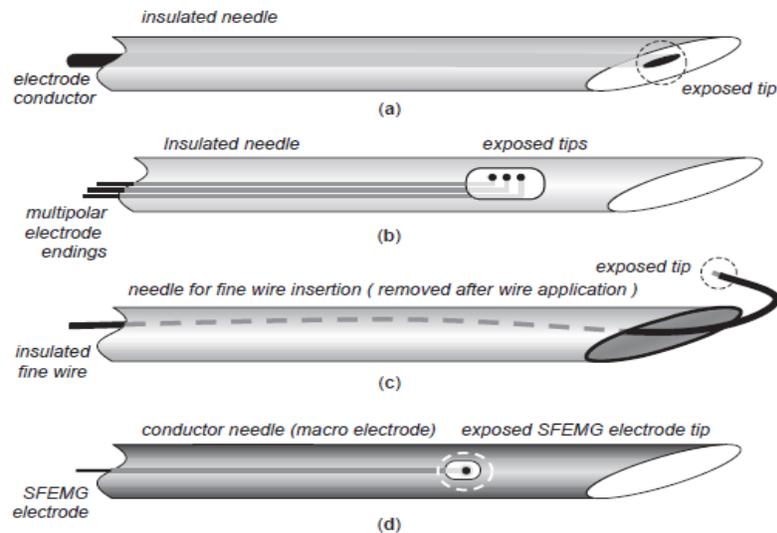


FIGURE 1.9 – Les différents types d’électrodes intramusculaires.

à une électrode placée sur une région électriquement inactive) un fil conducteur inséré dans la canule de l’aiguille. Une extension de ce concept a été développé Par **Buchthal** et al.[13] , qui on placé 12 fils isolés dans la canule. Ce système enregistre l’activité électrique d’une unité motrice en de nombreux points dans le muscle.

1.4.3.2 Électrodes de surface

Une électrode de surface de l’EMG se compose d’un support conducteur avec une dimensions et une forme bien définies , qui détecte l’activité électrique musculaire. Les électrodes peuvent être fabriquées en cuivre ou en or,ou en carbone conducteur, ou poreux de substrats flexibles remplis avec un gel électrolyte[19] Fig.(1.10). ces dernières ont l’avantage d’être stable pendant le mouvement, et ne nécessitent pas de sangles ou de ruban pour être maintenus en position comme les électrodes sèches.

Une autre famille d’électrode est constituée par des électrodes dont

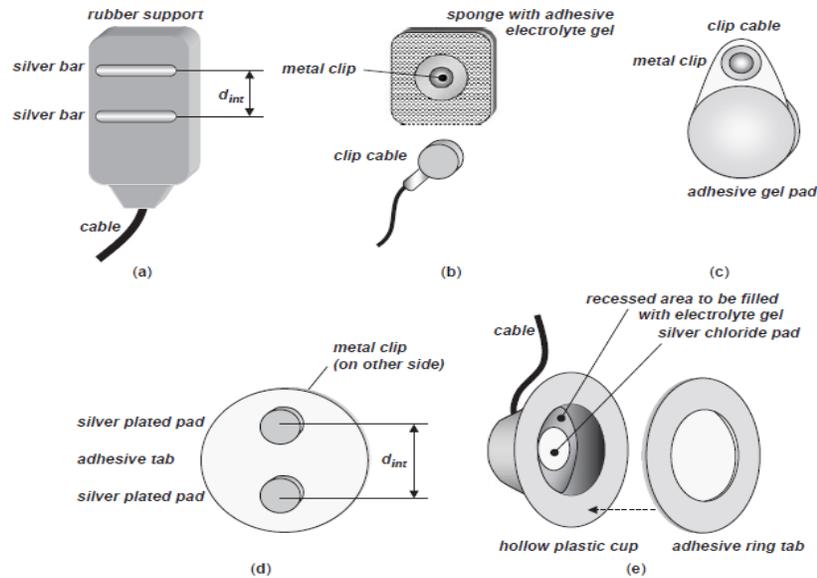


FIGURE 1.10 – Différents types des électrodes de surface

la surface de détection est recouverte par une fine couche de substance diélectrique et la jonction peau-électrode se comporte comme un condensateur. mais, ils sont plus exposés au bruit [20], et pour ces raisons elles ne sont pas utilisées beaucoup dans les applications de l'EMG.

Plusieurs électrodes de surface peuvent être arrangés dans des montages mono-dimensionnelle et bi-dimensionnelle dans le but de mettre en œuvre des filtres spatiaux pour améliorer la sélectivité de la détection. La redondance de l'information fournie par détection multicanaux peut être utilisé pour le calcul de les paramètres physiologiques, tels que la conduction des fibres musculaires vitesse, pour l'évaluation de la distribution spatiale de l'activité électrique du muscle, ou pour améliorer les performances des algorithmes de décomposition [21].

1.4.4 Acquisition ,amplification et filtrage du signal EMG

1.4.4.1 Description générale du système d'acquisition d'EMG

Un système d'acquisition et d'amplification du EMG a un certain nombre de canaux qui peuvent varier d'un minimum de 1 à 4 jusqu'à 64 ou 128 canaux pour l'acquisition multicanale avancée.

Chaque canal du EMG est constitué d'un étage d'entrée qui effectue un premier conditionnement du signal faiblement détecté par les électrodes, un bloc d'amplification et de filtrage (habituellement avec un gain variable et parfois avec bande passante réglable), un convertisseur analogique-numérique (A/N), une unité d'affichage pour la visualisation en ligne et hors ligne des signaux acquis et d'un dispositif de mémoire où les données sont stockées pour la visualisation et le traitement.

L'affichage et l'unité de stockage peut être imbriquée dans le périphérique (p. ex., dans les systèmes portables autonome), ou être constitué par un PC externe équipé avec des logiciels de visualisation, enregistrement, et traitement de signal. Dans ce cas, les blocs de conversion A/N peuvent être soit dans le périphérique (dans ce cas, il communiquera au PC via le port USB ou l'interface Firewire), ou avec une carte d'acquisition installée dans l'ordinateur. Un schéma bloc système d'acquisition de l'EMG générique est illustrée en Fig.(1.11)

Si le système d'acquisition du EMG est alimenté par le secteur ou s'il est conçu pour être connecté à des périphériques externes (telle que PC d'acquisition), le règlement international sur la sécurité des équipements médicaux exige que le patient doit être électriquement isolé, ce qui assurera une protection contre défauts électrique et limite le courant de fuite (qui ne doit pas dépasser 100 mA).L'isolation du patient est généralement réalisé par l'utilisation des optocoupleurs le long de la ligne d'acquisition du signal (avant ou après les convertisseurs A/N, si il sont à l'intérieur de l'appareil)

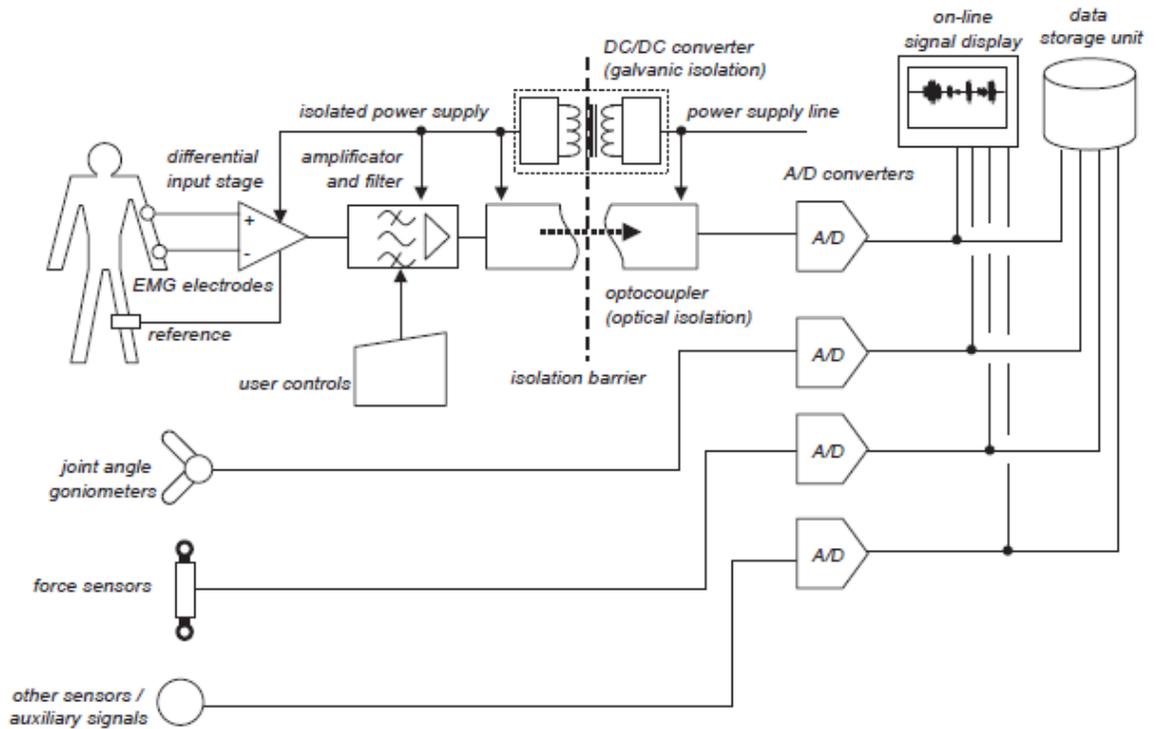


FIGURE 1.11 – Un schéma bloc du système d’acquisition de l’EMG avec canaux additionnels pour d’autres paramètres biomécaniques.

et en isolant l’alimentation des circuits liés au patient galvaniquement, ou en utilisant les batteries.

En général, il est utile d’établir une corrélation entre l’activité EMG et d’autres paramètres biomécaniques qui doivent être enregistrés. Pour cette raison, certains systèmes d’acquisition du EMG sont équipés avec des entrées auxiliaires où les capteurs externes peuvent être connectés. Comme ces capteurs ne sont pas électriquement en contact avec le patient, l’isolement n’est pas nécessaire sur ces canaux Fig.(1.11).

1.4.4.2 Acquisition et conditionnement du signal

L'étape d'entrée du système d'acquisition de l'EMG (intramusculaire ou surface) composé d'un amplificateur d'instrumentation, qui effectue la différence entre le signal détecté et le potentiel d'une zone électriquement inactifs (détection de mono-polaire) ou entre deux signaux détectés dans le même volume conducteur (bipolaire ou détection différentiel).

1.5 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de comprendre l'anatomie du muscle, la physiologie musculaire et les différentes étapes de la contraction du muscle d'une part ; et d'étudier le processus de l'enregistrement du signal EMG avec les différentes étapes du système d'acquisition de ce dernier d'une autre part, par la suite cette étude nous sera utile pour la conception d'une carte complète d'acquisition EMG.

Bibliographie

- [1] Jacques Quevauvilliers, Alexandre Somogyi, Abe Fingerhut, « Dictionnaire medical », 6e édition Elsevier Masson ISBN : 978-2-294-70513-7 (2009).
- [2] Principes d'anatomie et de physiologie, « Tortora GJ, and Grabowski SR », De Boeck-Wesmael Ed, Bruxelles (1994).
- [3] Bloom W, and Fawcett DW, « A textbook of histology », Saunders Ed, Philadelphie (1968).
- [4] KRID Othman Salim, BOUHADJI Mohammed Fatima, « realisation un appareil portable et autonome pour la mesure et la transmission a distance de signaux electromyographiques (EMG) » (2013).
- [5] Engel WK. « The essentiality of histochemical and cryptochemical studies of skeletal muscle, in the investigation of neuro-muscular disease ».
- [6] Liddell EGT, and Sherrington CS. « Recruitment and some other factors of reflex inhibition ». Proc Roy Soc London ,(1925).
- [7] Coers C, and Wolf AL, « The Innervation of Muscle : A Biopsy Study, Blackwell », Scientific Publications Ed Oxford (1959).
- [8] de Dominique Chesnoy-Marchais, Danièle Tritsch, Anne Feltz « Physiologie du neurone » Doin Editions (1 décembre 1998).

- [9] Huxley AF. « Muscle structure and theories of contraction ». Prog Biophys Biophys Chem (1957).
- [10] Dumitru D. « Electrodiagnostic medicine », Hanley and Belfus Ed, Philadelphia, (1995).
- [11] Joseph D. Bronzino « The Biomedical Engineering HandBook », Second Edition(2000).
- [12] B. Hageman, G. Luhede, and H. Luczak, « Improved “active” electrodes for recording bioelectric signals in work physiology ». Eur. J. Appl. Physiol. (1985).
- [13] C. J. De Luca and W. J. Forrest, An electrode for recording single motor unit activity during strong muscle contractions . IEEE Trans. Biomed. Eng. (1972).
- [14] C. J. De Luca and W. J. Forrest, « An electrode for recording single motor unit activity during strong muscle contractions ». IEEE Trans. Biomed. Eng. (1972).
- [17] E. Stalberg and P. R. W. Eawcett, « Macro EMG in healthy subjects of different ages. J. Neurol. Neurosurg ». Psychiatry (1982).
- [18] B. Calancie and P. Bawa, Limitations of the spike-triggered averaging technique. Muscle & Nerve (1986).
- [19] W. H. Ko and J. Hyneczek, « Dry electrodes and electrode amplifiers, Biomedical Electrode Technology ». New York : Academic Press, (1974).
- [20] A. Potter and L. Menke, « Capacitive type of biomedical electrode ». IEEE Trans. BME (1970).
- [21] « WILEY ENCYCLOPEDIA OF BIOMEDICAL ENGINEERING VOLUME 1 » Metin Akay,by John Wiley & Sons, Inc(2006).

Chapitre 2

Étude et réalisation du dispositif

2.1 Introduction

Dans ce chapitre on va entamé la réalisation du dispositif constitué de deux partie au premier lieux on s'intéressera à l'étude et la conception d'une plateforme complète d'acquisition du signal EMG, ensuite à la réalisation d'un circuits d'électro-stimulation.

2.2 Conception de la carte d'acquisition du signal EMG

Généralement les signaux électro-physiologiques sont des signaux électriques complexes et bruités telle que les signaux myoélectriques (électromyogramme) et puisque ces signaux sont de basse amplitude (quelques microvolt à quelque millivolt) et de basse fréquences, leur enregistrement exige des moyens électroniques spécifiques. Cette section traite les considérations de conception électroniques pour enregistrer le meilleur possible le signal EMG.

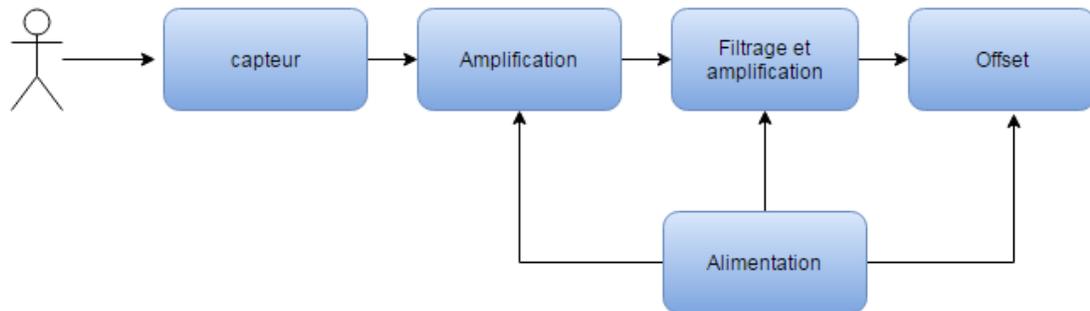


FIGURE 2.1 – schéma bloc du système d'acquisition du EMG.

2.3 La chaîne d'acquisition

La chaîne d'acquisition est constituée de :

- source d'information (le muscle) .
- capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique.
- circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, filtrage.
- Un bloc de conversion analogique numérique.

Notre circuit d'acquisition sous forme de shield est constitué de 4 étages comme le montre ce schéma bloc Fig.2.1 par la suite on va détailler chaque étage.

2.3.1 Amplification

Puisqu'il s'agit de détecter la différence de potentiels entre deux sites un amplificateur d'instrumentation est envisageable.

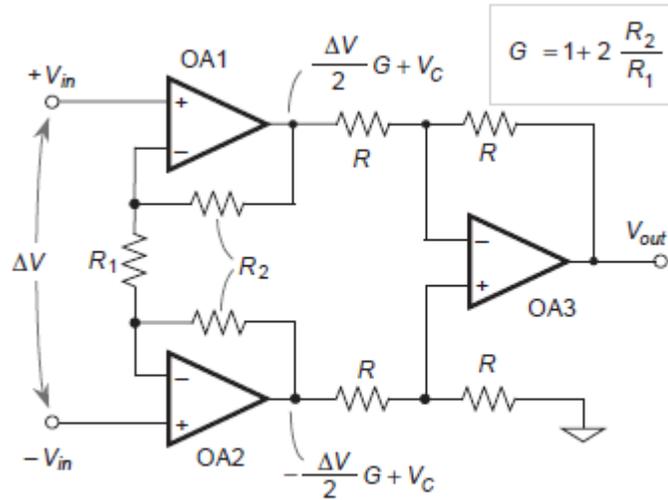


FIGURE 2.2 – Amplificateur d'instrumentation à base de trois amplificateurs opérationnels

2.3.1.1 Amplificateur d'instrumentation

Un amplificateur d'instrumentation est un amplificateur différentiel avec un gain bien déterminé (G) et un haut taux de réjection en mode commun TRMC.

La Fig.2.2 décrit un amplificateur d'instrumentation à base de trois amplificateurs opérationnels la tension de sortie décrite par l'équation éq.2.1

$$V_{out} = \Delta V_i (1 + 2(R_2/R_1)) \quad (2.1)$$

Le gain pour la tension en mode commun VCM est toujours unitaire pour le premier et le deuxième amplificateur et indépendant des résistances R_1 et R_2 qui déterminent le gain pour la tension différentielle ΔV_i donc le TRMC pour cet amplificateur d'instrumentation c'est le TRMC du troisième amplificateur opérationnel multiplié par G . [1]

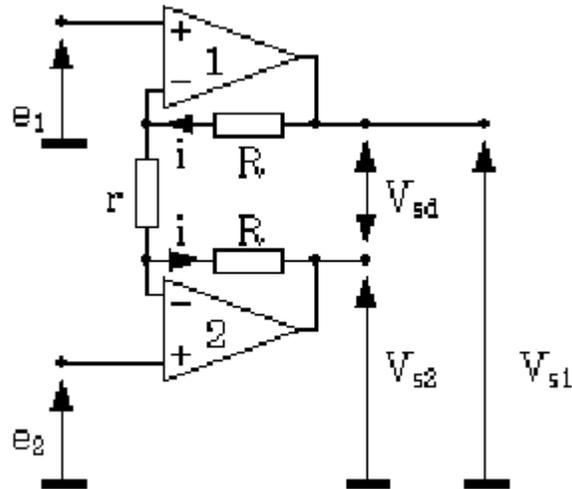


FIGURE 2.3 – 1er étage à deux amplificateurs

2.3.1.2 Étude d'un amplificateur d'instrumentation à base de trois amplificateurs opérationnels

— Premier étage

La mise en équation est simple, on va encore utiliser le fait que les entrées $V+$ et $V-$ des amplificateurs sont égales, et que les impédances d'entrées sont infinies.

Le courant circulant dans r et dans les deux résistances R sera donc le même, ce qui permet d'écrire : éq. (2.2) et (2.3) et (2.4)

$$e_1 - e_2 = ri \quad (2.2)$$

$$V_{sd} = (2R + r)i \quad (2.3)$$

$$V_{sd} = (e_1 - e_2) \frac{(2R + r)}{r} \quad (2.4)$$

La tension de mode commun à l'entrée du montage est : éq.(2.5)

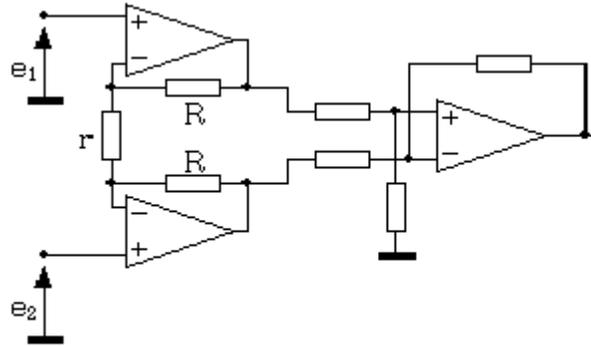


FIGURE 2.4 – Montage différentiel à trois amplificateurs

$$V_{CM_e} = \frac{e_1 + e_2}{2} \quad (2.5)$$

D'autre part, le mode commun en sortie vaut : éq.(2.6)

$$V_{CM_s} = \frac{V_{S1} + V_{S2}}{2} \quad (2.6)$$

On peut calculer les valeurs de V_{S1} et V_{S2} : éq.(2.7) et éq.(2.8)

$$V_{S1} = e_1 + Ri \quad (2.7)$$

$$V_{S2} = e_2 - Ri \quad (2.8)$$

Par la suite on déduit la valeur de la tension de mode commun en sortie V_{CM_s} : éq.(2.9)

$$V_{CM_s} = \frac{V_{S1} + V_{S2}}{2} = \frac{e_1 + e_2}{2} = V_{CM_e} \quad (2.9)$$

— Gain en tension

Si le gain en tension du deuxième étage est égale 1 (le cas désiré). Le gain du montage global éq.(2.10)

$$V_s = (e_1 - e_2) \left(\frac{2R + r}{r} \right) \quad (2.10)$$

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance (r). Ce circuit est réalisé de manière intégrée (circuit intégré) permettant ainsi une très grande précision sur les résistances R ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

— Le taux de réjection de mode commun :

Nous avons vu que le première étage laissait intacte la tension de mode commun. La tension de sortie devient éq.(2.11)

$$V_s = \left(1 + 2\frac{R}{r} \right) (e_1 - e_2) + \frac{1}{\tau_{A.op}} \left(\frac{e_1 + e_2}{2} \right) \quad (2.11)$$

Cette fois le taux de réjection l'amplificateur d'instrumentation est amélioré par rapport au TRMC de l'amplificateur opérationnel :

$$\tau_{A.I} = \tau_{A.op} \left(\frac{2R + r}{r} \right) \quad (2.12)$$

Cela permet d'obtenir des taux de réjection de mode commun supérieure à 100dB. En pratique, dans un tel montage, le premier étage donnera tout le gain, et le deuxième étage aura un gain unité. Le TRMC globale aura alors une valeur élevée, d'autant plus que lorsque ce schéma sera intégré sur une seule puce de silicium[2].

Dans notre carte d'acquisition on a utilisé le AD620 comme amplificateur d'instrumentation ,il a comme caractéristiques :

1. Une résistance externe R_G définit un gain de 1 à 10.000. éq.(2.13)

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.13)$$

2. Une alimentation variant de (± 2.3 V à ± 18 V).
3. Courant d'alimentation minimum 1.3 mA.
4. TRMC 100 pour un gain $G=10$.

5. Applications : ECG et instrumentation médicale, systèmes d'acquisition de données, contrôles des procédés industriels, alimentation par batterie et équipement portable .

2.3.2 Filtrage

2.3.2.1 Notion de filtrage

Filtrer un signal, c'est lui faire traverser un ensemble de dispositifs électroniques, pour

- Modifier son spectre de fréquence.
- Modifier sa phase.
- Extraire une partie de l'information liée au signal.
- Éliminer des fréquences parasites.

La fréquence de coupure : La fréquence de coupure pour des filtres réels est la fréquence pour laquelle l'amplitude de sortie est à $\frac{1}{\sqrt{2}}$ de la valeur maximale : éq.(2.14)

$$|H(j\omega_c)| = \left(\frac{1}{\sqrt{2}}\right)H_{max} \quad (2.14)$$

Pour tout type de filtre, l'atténuation est toujours spécifiée par un nombre suivi de dB par octave.

- 6 dB par octave est un filtre du 1^{ère} ordre.
- 12 dB par octave est un filtre du 2^{ème} ordre.
- 18 dB par octave est un filtre du 3^{ème} ordre.

2.3.2.2 Types de filtre

Selon la bande passante du filtre

- filtre passe-haut : Il ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée "fréquence de coupure". Il atténue les autres (les basses fréquences). Autrement dit, il «laisse passer ce

qui est haut». C'est un atténuateur de graves pour un signal audio.

On pourrait aussi l'appeler coupe-bas.

- filtre passe-bas : Il ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. C'est un atténuateur d'aigües pour un signal audio. On pourrait l'appeler coupe-haut.
- filtre passe bande : Il ne laisse passer qu'une certain bande de fréquences (et atténue tout ce qui est au-dessus ou en-dessous). Il est très utilisé dans les récepteurs radio, tv pour isoler le signal que l'on désire capter.
- filtre rejécteur de bande : : aussi appelé filtre trappe, cloche ou coupe-bande, est le complémentaire du passe-bande. Il atténue une plage de fréquences. Cela peut être utile pour diminuer certains parasites par exemple.

Selon les composants constituant le circuit

- filtre passif : n'est constitué que de dipôles passifs linéaires : résistance, bobine, condensateur.
- filtre actif : est constitué de dipôles passifs linéaires, et de composants actifs linéaires : transistors, amplificateurs opérationnels. Ils nécessitent donc une source d'énergie pour fonctionner.

Dans un électro-myogramme, l'étage d'entrée est suivie par un filtre passe-bande (c'est-à-dire, un filtre qui rejette toutes les fréquences en dessous et au-dessus des valeurs prédéfinies). Le filtrage passe-haut son objectif est d'éliminer la composante continue indésirable. En outre, le filtrage passe-haut va supprimer les signaux en dessous 10-20 Hz dans les enregistrements de surface et ci-dessous 50-100 Hz dans les enregistrements intramusculaire. Cette plage de fréquence contient des artéfacts de mouvement indésirables, qui sont générées par les mouvements des fils d'électrodes dans le muscle dans l'enregistrement intramusculaire, et dans l'enregistrement de surface sont causée par le déplacement des électrodes sur la peau.

Le tableau suivant résume les fréquences de coupure hautes et basses

Types d'électrodes et applications	Filtre passe haut recommandé	Filtre passe bas
Électrode De Surface		
Pour analyse spectrale EMG	<10 Hz	400-500 Hz
Pour analyse de mouvement	10-20 Hz	400-500 Hz
Électrode Aiguille		
Pour application générale	20 Hz	1000 Hz
Pour décomposition du signal	1000 Hz	10.000 Hz

TABLE 2.1 – Fréquences de coupure pour un filtre du signal EMG.

pour le filtre du EMG :[3]

2.3.2.3 Filtre passe bande

Un filtre passe-bande est un filtre ne laissant passer qu'une bande ou intervalle de fréquences compris entre une fréquence de coupure basse et une fréquence de coupure haute du filtre.

Le concept de filtre passe-bande est une transformation mathématique appliquée à un signal . L'implémentation d'un filtre passe-bande peut se faire numériquement ou avec des composantes électroniques. Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences à l'extérieur de la bande passante, l'intervalle de fréquences compris entre les fréquences de coupure. Ainsi, uniquement les fréquences comprises dans cet intervalle sont conservées intactes ou avec une faible atténuation.

La figure Fig.(2.5) montre le circuit du filtre passe bande qu'on a utilisé dans notre dispositif.

Le montage constitué d'un amplificateur inverseur de gain :

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{-Z_2}{Z_1} \quad (2.15)$$

avec :

$$Z_1 = R_1 + \frac{1}{j\omega c_1} \quad (2.16)$$

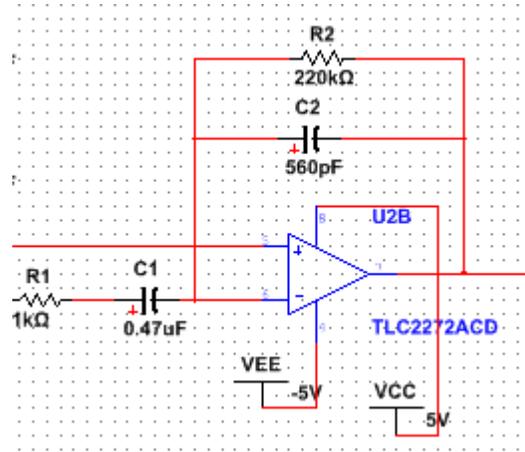


FIGURE 2.5 – Filtre passe bande

et :

$$Z_2 = \frac{R_2}{1 + j\omega R_2 c_2} \quad (2.17)$$

donc la fonction de transfert de notre filtre est la suivante : éq.(2.18)

$$H(j\omega) = -\frac{j\omega R_2 c_1}{(1 + j\omega R_1 c_1)(1 + j\omega R_2 c_2)} \quad (2.18)$$

— Choix des composants de filtre

La fréquence de coupure minimale 338 Hz on fixe $C_1 = 0.47 \mu\text{F}$

$$f_{min} = \frac{1}{2\pi R_1 c_1} \quad (2.19)$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi c_1 f_{min}} \quad (2.20)$$

donc : $R_1 = 1\text{K}\Omega$

La fréquence de coupure maximale 1.29 kHz on fixe $C_2 = 560\text{pF}$

$$f_{max} = \frac{1}{2\pi R_2 c_2} \quad (2.21)$$

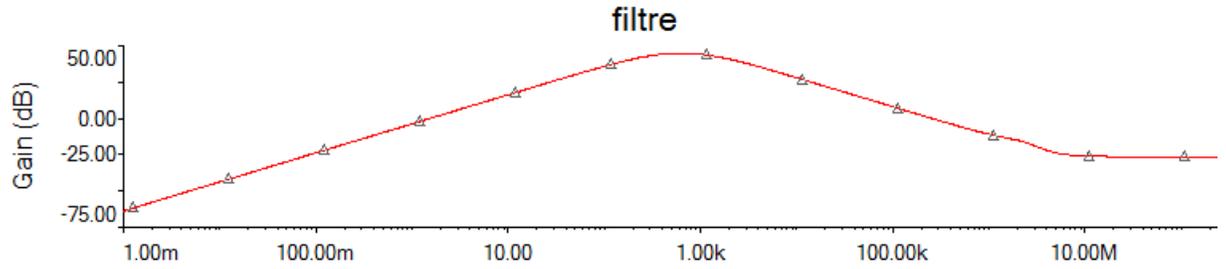


FIGURE 2.6 – Réponse fréquentielle du filtre

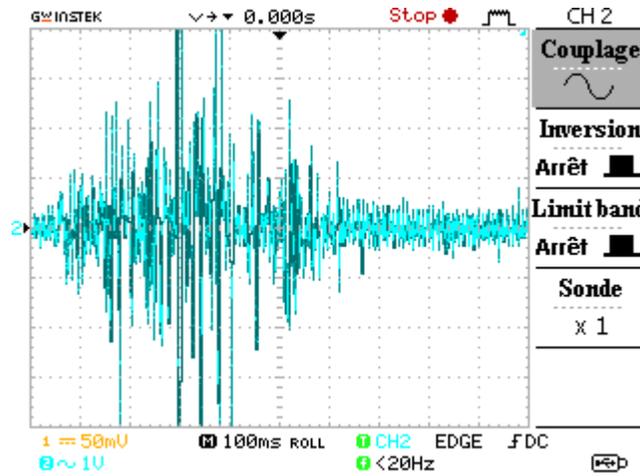


FIGURE 2.7 – Le signal EMG après filtrage

$$R_2 = \frac{1}{2\pi c_1 f_{max}} \tag{2.22}$$

donc : $R_2 = 220K\Omega$

La figure Fig.2.6 représente la réponse fréquentielle du filtre .

2.3.3 Circuit d'alimentation

Puisque le bruit du 50 Hz est toujours présent en cas de l'alimentation avec le secteur on a envisagé d'alimenter notre circuit à l'aide d'une pile 9 V ;

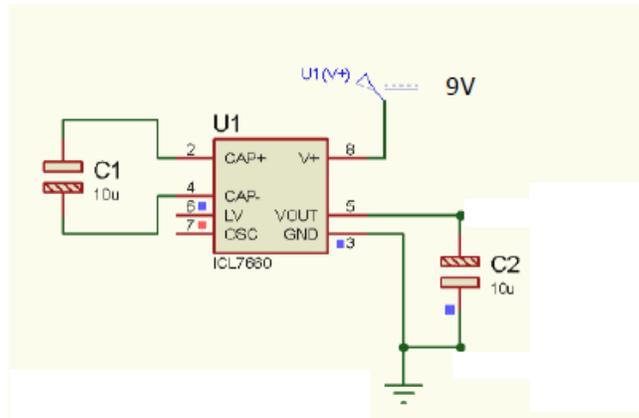


FIGURE 2.8 – Circuit d'alimentation

les composants utilisés tels que AD620 et LF356 nécessite une alimentation symétrique ($+V_{cc}$ et $-V_{cc}$) d'où l'obligation de générer le ($-V_{cc}$) à partir du ($+V_{cc}$) pour résoudre ce problème on a utilisé ICL7660 .

L'ICL7660 est un circuit intégré de type CMOS, représente un convertisseur de tension à capacités commutées qui inverse une tension d'entrée positive. Le fonctionnement est garanti a partir de 1.5V à 10V. Il délivre 10mA avec une chute de 0.5V en tension de sortie.[3] Fig.2.8

La tension issue dans la patte 5 est symétrique a celle de l'entrée dans notre cas on récupère (-9V).

2.3.4 Le circuit d'offset

Le signal EMG après l'étape du filtrage nécessite une phase de numérisation on a utilisé Arduino pour effectuer cette tâche (voir chapitre 3) ; le signal EMG acquis possède une partie positive et une partie négative néanmoins les entrées analogiques de la carte Arduino acceptent un signal compris entre 0 et 5V pour résoudre ce problème on a utilisé un circuit d'offset qui permet d'ajouter une composante continu au signal afin de le positionner entre le 0 et 5V .

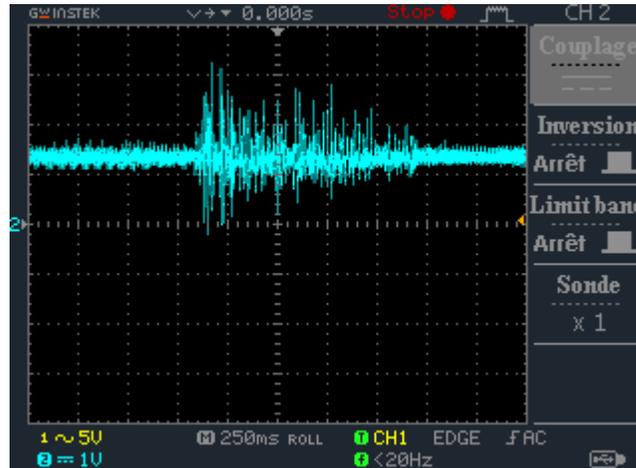


FIGURE 2.9 – Le signal EMG après le circuit d’offset

2.4 La bio-stimulation

2.4.1 Définition

La stimulation musculaire électrique ou électro-myostimulation, est le déclenchement de la contraction des muscles en utilisant des impulsions électriques. Les impulsions sont générées par un appareil et délivrées au moyen d’électrodes sur la peau à proximité immédiate des muscles à stimuler. Les impulsions imitent les influx nerveux venant du système nerveux central, provoquant la contraction des muscles.

2.4.2 Mécanisme de stimulation musculaire

Le passage d’un courant électrique à travers les muscles provoque la contraction de ces derniers, le nerf sera stimulés et les fibres musculaires innervés par ce nerf vont se contracter.

Pour un homme, le courant nécessaire est d’environ 14 mA. Pour une femme, il est 10mA. Concernant la fréquence est comprise entre 40 et 100 Hertz [4]. Au-delà de 100 Hertz, les muscles seront fatigués.

2.4.3 Applications

L'électrostimulation musculaire est généralement utilisée dans le domaine sportif mais aussi dans le domaine médical dans le diagnostic pour mesurer la vitesse de conduction nerveuse (VCN) ou bien dans la thérapie par exemple après des blessures musculo-squelettiques[5].

2.4.3.1 La kinésithérapie

- Récupération après un accident ou un traumatisme.
- Traitement des douleurs musculaires, articulaires.
- Renforcement musculaire après une immobilisation prolongée.
- Rééducation de la tonicité musculaire (sur avis médical).

2.4.3.2 La capillarisation

Augmente la vascularisation du muscle et ainsi augmente le nombre de capillaires au niveau des fibres musculaires. L'augmentation de la vascularisation musculaire améliore ses capacités de résistance et de récupération.

2.4.3.3 Les Courants antalgiques

Ces courants stimulent le nerf pour perturber le message douloureux. Le principe est de saturer les nerfs principaux, prioritaires par rapport à ceux qui transportent la douleur, et ainsi l'information douloureuse n'atteint pas le cerveau. Il s'agit d'un traitement symptomatique.

2.4.4 Électrodes

Le type d'électrode est variable de la plaque métallique recouverte d'un tissu ou d'une éponge humidifiée au matériau caoutchouc ou élastomère. Les électrodes en aluminium ou en inox nécessitent en plus de l'humidification un système de fixation par sangles pas toujours facile à utiliser. Les



FIGURE 2.10 – Schéma bloc du stimulateur

nouveaux matériaux (élastomères) sont moins nocifs pour la peau, plus faciles d'utilisation, ils nécessitent moins d'entretien et s'adaptent mieux aux surfaces.

2.5 Étude et réalisation du stimulateur

Dans cette section on s'intéresse aux différents blocs constituant le stimulateur utilisé dans notre dispositif la figure Fig.(2.10) illustre le schéma bloc de notre stimulateur .

Dans notre réalisation le dispositif permet aux utilisateurs d'ajuster l'intensité du courant donc le degré de stimulation . Pour implémenter cette approche deux blocs sont réalisés

- générateur d'impulsions : on a utilisé Arduino pour la génération des impulsions.
- étage de puissance : qui permet d'amplifier les impulsions de stimulation et d'ajuster le niveau de courant.
- ces impulsions de stimulation sont appliqués sur le muscle par des électrodes de stimulation.

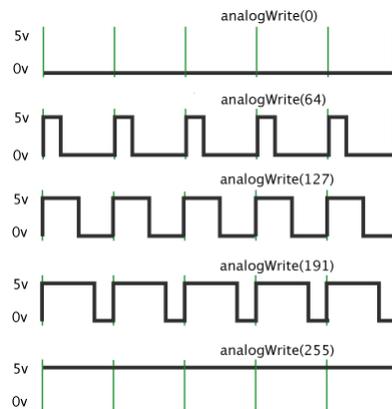


FIGURE 2.11 – Signaux PWM avec différents duty cycle.

2.5.1 Le générateur d’impulsion

Afin de générer des impulsions on a utilisé Arduino pour synthétiser un signal analogique grâce à la modulation de largeur d’impulsions « MLI » (« Pulse Width Modulation(PWM)»).

La modulation de la largeur d’impulsion , est une technique pour obtenir des effets d’allure analogique. Le contrôle numérique est utilisé pour créer une onde carrée, un signal basculant entre un niveau HAUT et BAS, 0V et 5V. Cette succession de niveaux HAUT/BAS peut simuler des tensions entre le niveau HAUT (5 Volts) et le niveau BAS (0 Volts) en faisant varier la proportion du temps où le signal est HAUT sur la proportion de temps où le signal est BAS. La durée du temps du niveau HAUT est appelé largeur d’impulsion, ou encore ”duty cycle” (cycle de travail en français). Pour obtenir une variation analogique, il suffit de changer ou de modifier cette largeur d’impulsion.Fig.(2.11)

2.5.2 étage de puissance

Cet étage est primordiale afin de permettre aux impulsions générées par l’Arduino d’être suffisantes pour stimuler le muscle .

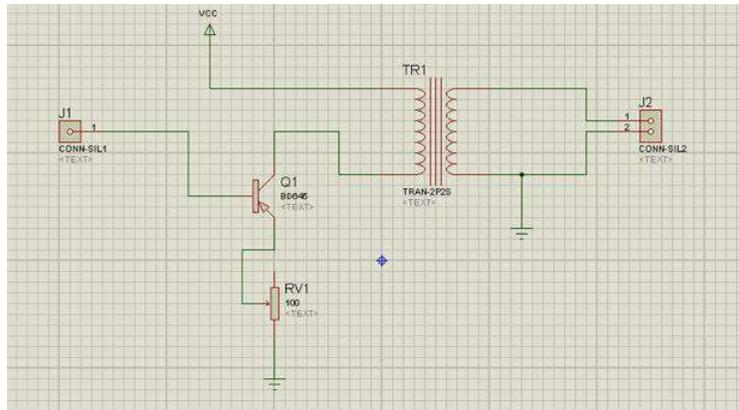


FIGURE 2.12 – Schéma électrique de l'étage de puissance

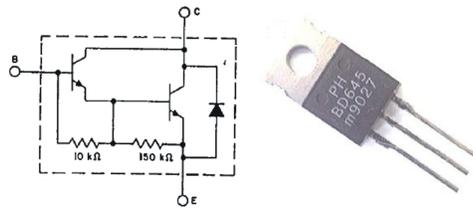


FIGURE 2.13 – Le transistor BD 645

Comme le montre la figure Fig. (2.12) les impulsions provenant de l'Arduino sont appliquées à la base du transistor Q1 qui est le BD 645 c'est un seul composant qui comporte deux transistors montés selon le montage Darlington comme le montre la figure Fig.(2.13) .

ce transistor est choisi à cause de son gain en courant élevé (égal au produit des gains de chaque transistor[6]) $h_{FE}= 1500$ qui est adéquat pour amplifier suffisamment le courant délivré par l'Arduino (40 mA maximum) . Le potentiomètre RV1 est utilisé pour ajuster l'intensité du courant lors de la stimulation .

Le transformateur TR1 est utilisé en inverse c'est à dire secondaire comme entrée et primaire comme sortie pour augmenter la tension des impulsions de stimulation afin d'atteindre le seuil de stimulation.



FIGURE 2.14 – Les électrodes de stimulation

2.5.3 électrode de stimulation utilisées

Les électrodes utilisées projet dans notre sont des électrodes conçus avec une plaque métallique recouverte avec du caoutchouc. Fig.2.14

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié les différents étages constituant les circuits réalisés , au premier lieux nous avons étudié les étages du circuit d'acquisition du signal EMG ; ensuite nous avons vu les différents étages du circuit de stimulation .Le signal EMG acquis nécessite une phase de numérisation par un convertisseur analogique numérique pour pouvoir effectuer des calculs numériques sur le signal afin de l'utiliser pour transmettre les commandes vers le stimulateur ou le servomoteur. Le chapitre suivant est consacré à la numérisation du signal EMG et à la transmission des commandes .

Bibliographie

- [1] Metin Akay, « WILEY ENCYCLOPEDIA OF BIOMEDICAL ENGINEERING » (2006).
- [2] FARHAN AMR ABDOU AHMED et ALDJABERI MAJDI JABER » Etude et realisation d'un electrocardiographe a trois derivations » . Memoire de Master-universite de TLEMCEN, (2012-2013).
- [3] R. Silverman and D. Jenden, « A novel high performance preamplifier for biological applications » . IEEE Trans. BME (1971).
- [4] P. Reilly, « Scales of reaction to electric shock : thresholds and biophysical mechanisms » . Ann. NYAcad. Sci. (1994).
- [5] Gilles Comett,« L'intérêt de l'electrostimulation dans l'entraî nement des sportifs de haut niveau ».
- [6] Paul Horowitz, Wineld Hill, The Art of Electronics , Cambridge University Press, (1989).

Chapitre 3

Acquisition et transmission

3.1 Introduction

En chapitre deux nous avons détaillé le circuit électronique permettant l'acquisition du signal EMG celui-ci nécessite une étape de numérisation afin d'être transmis vers la carte de stimulation. il existe plusieurs moyen de transmission telle-que : transmission par câble ou sans fil wifi, bluetooth ,radio-frequences . Dans notre projet nous avons choisi de travailler avec une carte Arduino pour la numérisation et un module radiofréquence Xbee pour transmission.

3.2 Présentation Arduino

Arduino est une carte matériellement libre sur laquelle se trouve un micro-contrôleur,le micro contrôleur peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à effectuer des tâches très diverses[1].

Elle peut servir :

- Pour le pilotage d'un robot, de l'informatique embarquée.
- Pour des dispositifs interactifs autonomes simples.



FIGURE 3.1 – Arduino Uno

— Comme interface entre capteurs/actionneurs et ordinateur.

Il existe plusieurs modèles d'Arduino sur le marché avec des caractéristiques différentes, dans notre projet on a utilisé des Arduino Uno Fig.(3.1).

3.2.1 Micro-contrôleur

Un micro-contrôleur est un petit processeur informatique relié à des entrées et des sorties numériques (0 ou 1) ou analogiques (tension variable). Il est capable de mémoriser et d'exécuter un programme visant à interpréter les entrées pour agir sur les sorties. Il se programme en général à l'aide d'un ordinateur mais peut fonctionner de manière autonome.

Il existe de nombreux types et tailles de micro-contrôleurs avec plus ou moins d'entrées /sorties et d'interfaces. À petite échelle, les PIC (produits par la société Microchip) sont des circuits intégrés bien connus des électroniciens depuis de nombreuses années. De nombreuses autres marques comme ATMEL, STMicroelectronics, Parallax ou Motorola produisent également des machines de ce type. Ils sont en général programmés en C/C++ et nécessitent des connaissances approfondies en électronique. La plate-forme Arduino a apporté une avancée majeure dans l'accessibilité de cette tech-

nologie au plus grand nombre par sa simplicité d'utilisation et son coût abordable.

La puce la plus courante qui équipe la carte Arduino est la AT MEGA328. Certains anciens modèles ont une puce AT MEGA168 qui est dotée d'un peu moins de mémoire.

3.2.2 Interface USB/Série

Cette partie permet d'établir une communication avec un ordinateur, directement avec un câble USB, afin de programmer le contrôleur ou d'échanger des informations avec un programme qu'il exécute.

3.2.3 Alimentation

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents :

- lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5 V) ;
- lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome.

3.2.4 Entrées/sorties

C'est par ces connexions que le micro-contrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de :

- 6 entrées analogiques.
- 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM.

```

programmerArduinoExemple | Arduino 0022
File Edit Sketch Tools Help
programmerArduinoExemple

1 int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
  int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
  int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur

2 void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

3 void loop() {
  // lecture du signal du capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // délai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
  // délai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
}

```

FIGURE 3.2 – Un programme Arduino

3.3 Circuits additionnels

Il est possible de spécialiser la carte Arduino en l’associant avec des circuits additionnels. Lorsqu’ils se branchent directement sur la carte, ces circuits s’appellent des « shields » ou cartes d’extension (on a conçu notre circuit d’acquisition EMG sous forme de shield).

3.4 Logiciel

L’environnement de programmation Arduino est une application écrite en Java inspirée du langage Processing . L’IDE permet d’écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d’instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Comme la Fig.(3.2) le montre un programme Arduino contient 3 parties :

1. La partie déclaration des variables.

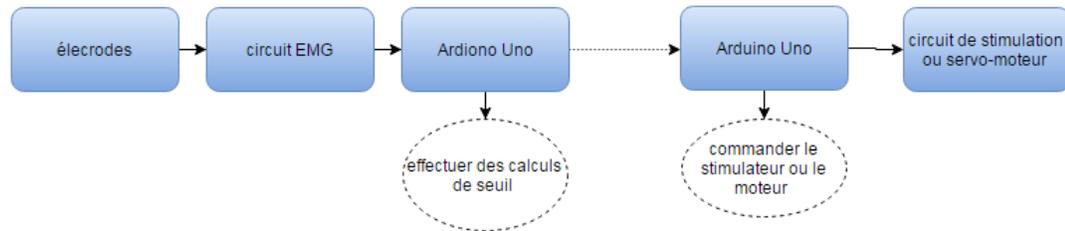


FIGURE 3.3 – Schéma bloc de l'application

2. La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction `setup ()`.
3. La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction `loop ()`.

3.5 Utilisation de l'Arduino dans notre projet

La carte Arduino Uno a été utilisée pour numériser le signal puis effectuer des calculs afin de déterminer si le signal EMG atteint le seuil en suite transmettre la commande vers le stimulateur ou le servomoteur la Fig.3.3 montre le schéma bloc expliquant l'utilisation de l'Arduino .

3.6 Xbee

3.6.1 Présentation de le Xbee

La télécommunication est définie comme étant la transmission à distance d'information avec des moyens à base de circuit électronique et d'informa-



FIGURE 3.4 – Le module Xbee

tique. Il existe différentes techniques de transmission (filaire et hertzienne).

L'utilisation des moyens de télécommunication dans le domaine de la médecine est connue sous le nom de télémédecine.

La certification Zigbee se base sur le standard IEEE 802.15.4 qui définit les fonctionnalités et spécifications des réseaux sans fil à dimension personnelle (Wireless Personal Area Networks : WPANs) le Xbee basé sur cette certification sont des modules de communication sans fil très populaires fabriqués par l'entreprise Digi International. Fig.3.4

3.6.2 Caractéristiques du module XBee :

- fréquence porteuse : 2.4Ghz.
- portées variées : assez faible pour les XBee 1 et 2 (10 - 100m), grande pour le XBee Pro (1000m).
- faible débit : 250kbps.
- faible consommation : 3.3V 50mA.
- entrées/sorties : 6 10-bit ADC input pins, 8 digital IO pins.
- sécurité : communication fiable avec une clé de chiffrement de 128-bits.
- grand nombre de noeuds dans le réseau : 65000.
- topologies de réseaux variées : maillé, point à point, point à multi-point .[1]

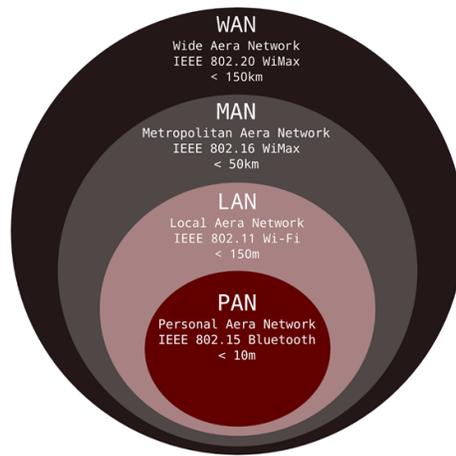


FIGURE 3.5 – Les différents type de réseaux

3.6.3 notion du réseau et Xbee

Quand on aborde les réseaux sans fil, on est confronté au paramètre de portée, c'est-à-dire jusqu'à quelle distance l'information peut-elle être transportée en bonne état. Des catégories de réseau ont ainsi été créées pour différencier les zones géographiques : PAN, LAN, MAN, WAN. Cela ne concerne pas uniquement les réseaux sans fils puisqu'un réseau Ethernet, très commun dans les entreprises ou les associations, peut être un PAN ou un LAN. Fig.3.5

Le standard IEEE 802.15.4 décrit les règles et fonctionnalités sur lequel se base le ZigBee mais pas uniquement. Il fait partie d'un ensemble plus vaste, dont la racine est le groupe de travail 802.15 et encore plus en amont le groupe 802 qui spécifie les standards des réseaux personnels sans fil (WPAN).[2]

Les topologies de réseaux possibles ne sont pas les mêmes. Avec la série 1, l'architecture est simple : point à point (pair) ou multipoint (star). La série 2 permet en plus de créer des réseaux plus complexes : maillés (mesh) ou en "arbre" (cluster tree) Fig.3.6

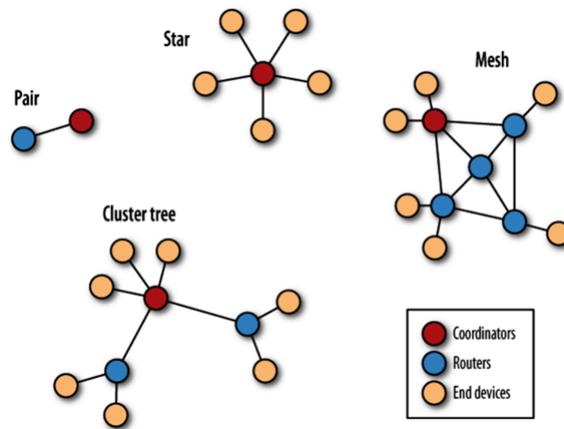


FIGURE 3.6 – Topologies de différents type de réseaux

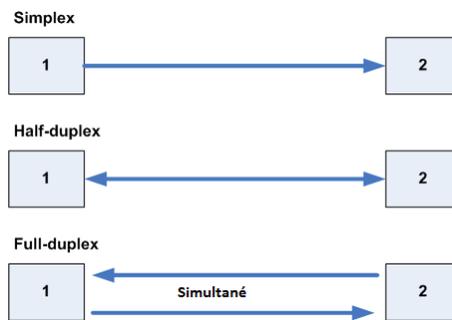


FIGURE 3.7 – Les différents types de communications

3.6.4 Communication via Xbee

La communication avec le module XBee s'établit par une communication série asynchrone. C'est très pratique, il suffit de quatre fils : deux pour l'alimentation (la masse et le +), un pour la réception et un pour l'émission. En effet le XBee permet de recevoir et d'émettre des données en même temps, on dit qu'il est full duplex, on dit aussi que le XBee est un transceiver qui est la contraction de TRANSMITTER (émetteur) et de RECEIVER (récepteur).

Fig.3.7

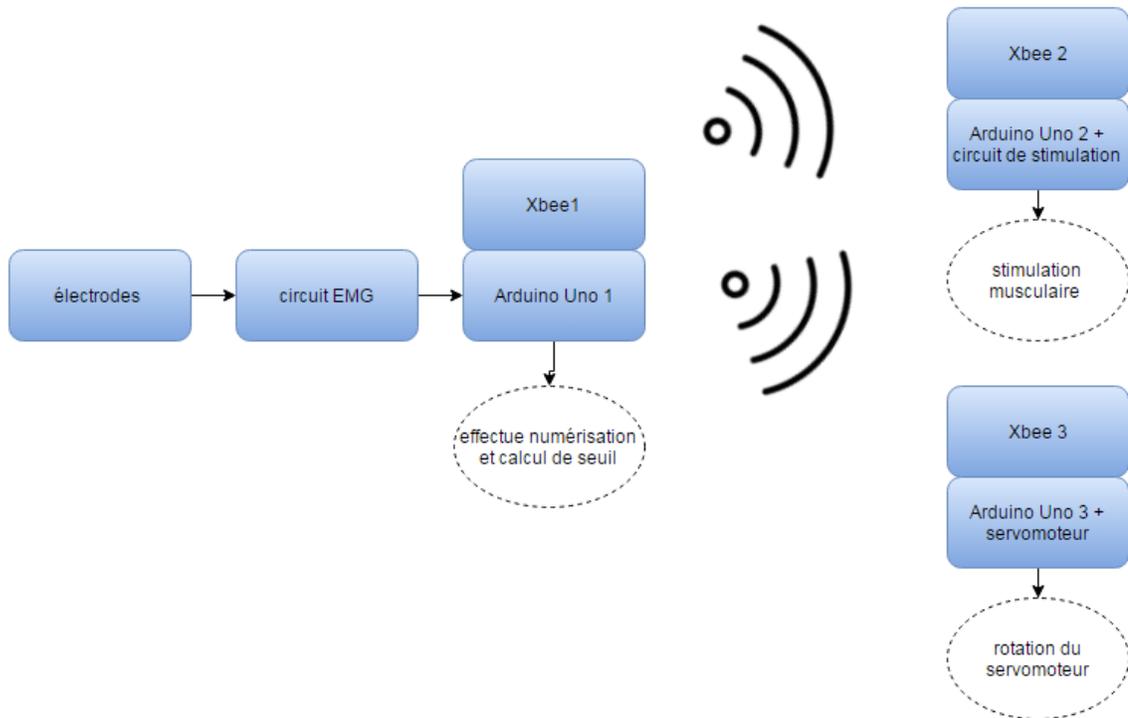


FIGURE 3.8 – Schéma bloc de l’application sans fil

3.6.5 Utilisation du Xbee dans notre projet

Nous avons utilisé trois modules XBee pour assurer la transmission des données du Premier Arduino vers un deuxième Arduino pour commander l’électro-stimulation ou troisième Arduino pour commander le servomoteur. Fig.3.8

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre on a traité l’acquisition du signal EMG par la carte Arduino et la transmission par les modules Xbee. Pour effectuer un choix entre la commande du stimulateur ou le servomoteur on aura besoin d’une application Android pour piloter ce dispositif à distance via le Bluetooth ; le

chapitre suivant sera consacré au développement d'une application Android et la commande par Bluetooth.

Bibliographie

[1] le site web « www.arduino.cc ».

[2] Jérôme Abel « XBee Arduino », Jan 21, (2013) .

Chapitre 4

Commande par smartphone

4.1 Introduction

Afin de faciliter l'utilisation du dispositif réalisé on a opté pour le développement d'une application Android qui permet au utilisateur d'établir le choix entre la stimulation ou la commande du servomoteur via le Bluetooth.

4.2 Application Android

Android est l'OS (système d'exploitation) mobile de Google. L'OS mobile de Google a rencontré un tel succès qu'il se vend aujourd'hui beaucoup plus de Smartphones Android que d'IPhones. De nombreux constructeurs produisent des terminaux Android. Un succès qui doit beaucoup aux nombres d'applications disponibles et à la forte intégration des mobiles avec les services Google. L'interface des Smartphones Android est très épurée, claire, et facile à utiliser.

Version	Nom	API	Date de sortie
1.0	Apple Pie		11/11/2007
1.1	Bananas Split		22/10/2008
1.5	Cupcake		30/04/2009
1.6	Donut		15/09/2009
2.0	Eclair	7	26/10/2009
2.2	Froyo	8	20/05/2010
2.3.3-2.3.7	Gingerbread	10	06/12/2010
4.0.3-4.0.4	Ice cream sandwich	15	19/10/2011
4.1.X	Jelly Bean	16	09/07/2012
4.2.X	Jelly Bean	17	13/11/2012
4.3	Jelly Bean	18	24/07/2013
4.4	KitKat	19	31/10/2013
5.0	Lollipop	21	03/11/2014
5.1	Lollipop	22	09/03/2015
6.0	Marshmallow	23	28/11/2015

TABLE 4.1 – Les versions Android

4.2.1 Les Versions d'Android

Android a développé une douzaine de version depuis sa création en 2008 le tableau (4.1) récapitule les versions d'Android .

4.2.2 Le système d'exploitation Android

Android est en fait un système de la famille des Linux. Cet OS s'appuie sur :

- un noyau Linux (et ses drivers)
- une couche d'abstraction pour l'accès aux capteurs (HAL)
- une machine virtuelle : Dalvik Virtual Machine (avant Lollipop)
- un compilateur de bytecode vers le natif Android Runtime (pour Lollipop)
- des applications (navigateur, gestion des contacts, application de

- téléphonie...)
- des bibliothèques (SSL, SQLite, OpenGL ES, etc...)
- des API¹ d'accès aux services Google.

4.2.3 L'écosystème de programmation Andriod

L'écosystème d'Android s'appuie sur deux piliers :

- le langage Java
- le SDK qui permet d'avoir un environnement de développement facilitant la tâche du développeur

Le kit de développement donne accès à des exemples, de la documentation mais surtout à l'API de programmation du système et à un émulateur pour tester ses applications.

Stratégiquement, Google utilise la licence Apache pour Android ce qui permet la redistribution du code sous forme libre ou non et d'en faire un usage commercial.

Aujourd'hui les développeurs de dirige vers l'utilisation de l'Andriod Studio, ce dernier se base sur un produit, nommé Gradle, dédié à la construction et la compilation (build), au test et au déploiement dans un environnement de développement. Il se situe entre Ant et Maven, deux solutions permettant de piloter des compilations utilisés par Android.

4.2.4 Android studio

Avant Android Studio, de 2009 à 2014, Google propose comme environnement de développement officiel une distribution spécifique de l'environnement Eclipse, contenant notamment le SDK d'Android.

Android Studio est annoncé le 15 mai 2013 lors du Google I/O et une version "Early Access Preview" est disponible le jour même. Le 8 décembre

1. un ensemble normalisé de classes, de méthodes ou de fonctions qui sert de façade par laquelle un logiciel offre des services à d'autres logiciels.

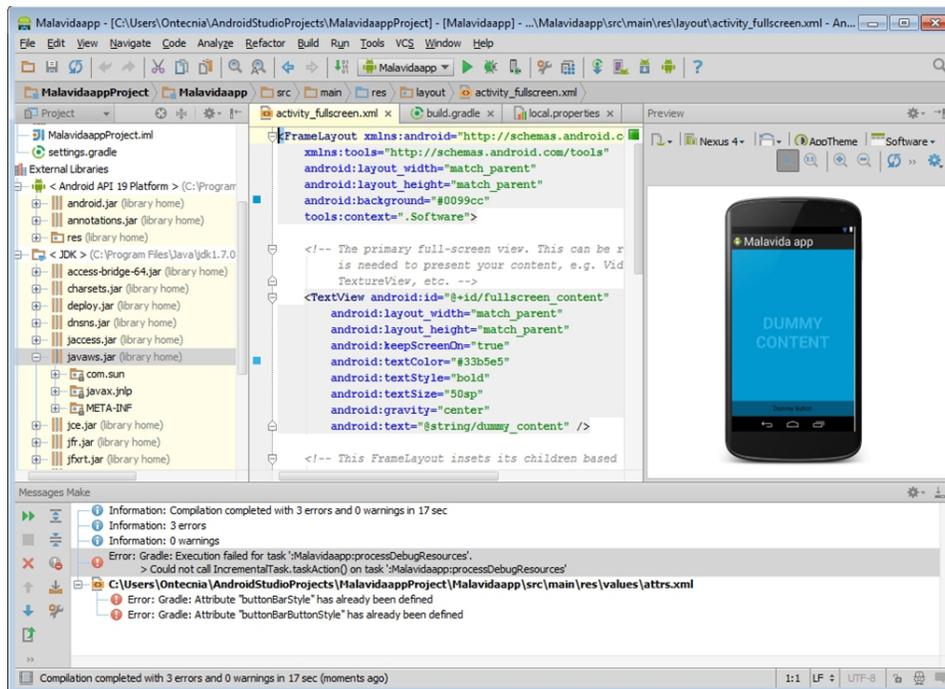


FIGURE 4.1 – Environnement de développement Android studio

2014, Android Studio passe de version bêta à version stable 1.0. L'environnement devient alors conseillé par Google.

Android Studio permet d'éditer les fichiers Java et les fichiers de configuration d'une application Android. Il propose entre autres des outils pour gérer le développement d'applications multilingues et permet de visualiser la mise en page des écrans sur des écrans de résolutions variées simultanément.[1]

4.2.5 Architecture de projet sous Android studio

Les projets ont changé d'architecture depuis le passage à Android Studio, où l'on utiliserait plusieurs projets sous Eclipse, avec des dépendances entre chacun, nous parlerons maintenant d'un seul Projet, contenant plu-

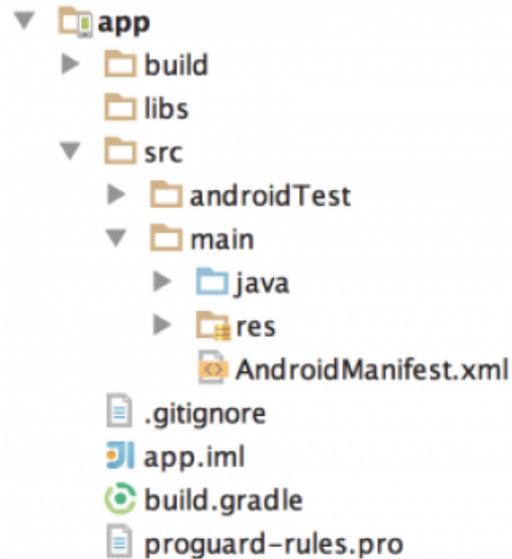


FIGURE 4.2 – Les modules constituant un projet

sieurs modules.

Les modules ont la forme suivante Fig.4.2.

On y retrouve le dossier res/ et le fichier AndroidManifest.xml, les sources (fichiers .java) ont été déplacées dans un dossier java/.

Le fichier build.gradle sert de configuration pour le nouveau moteur de production nommé Gradle, qui sera utilisé pour construire notre application afin de la déployer sur notre smartphone ou sur le Play Store.

4.2.6 Notre application « EMG » sous Android

Notre application consiste à établir une connexion entre un appareil Android (Smartphone, tablette) et l'Arduino via le Bluetooth un organigramme présenté dans Fig.4.3 décrit le fonctionnement de notre application.

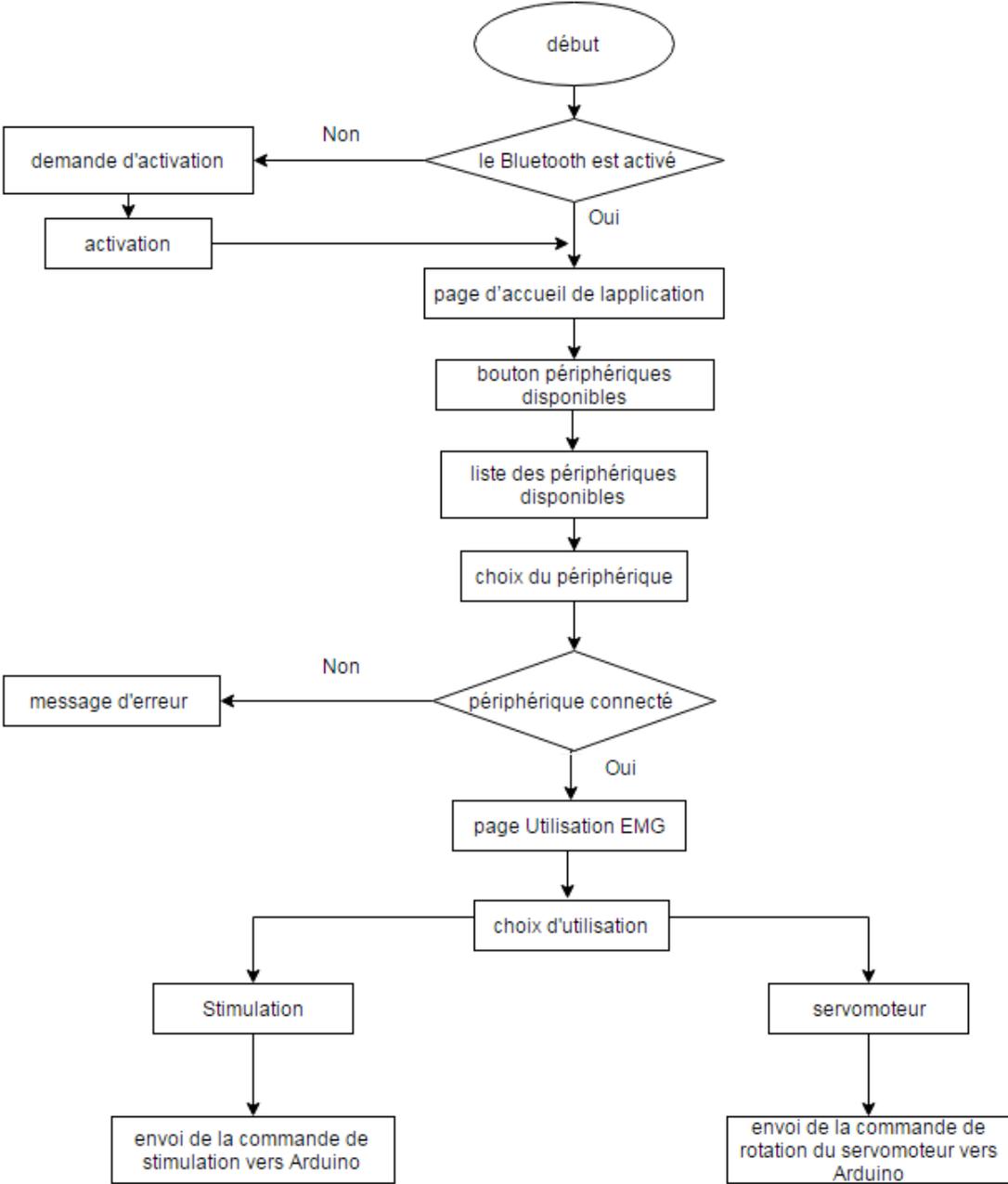


FIGURE 4.3 – organigramme de l’application « EMG »

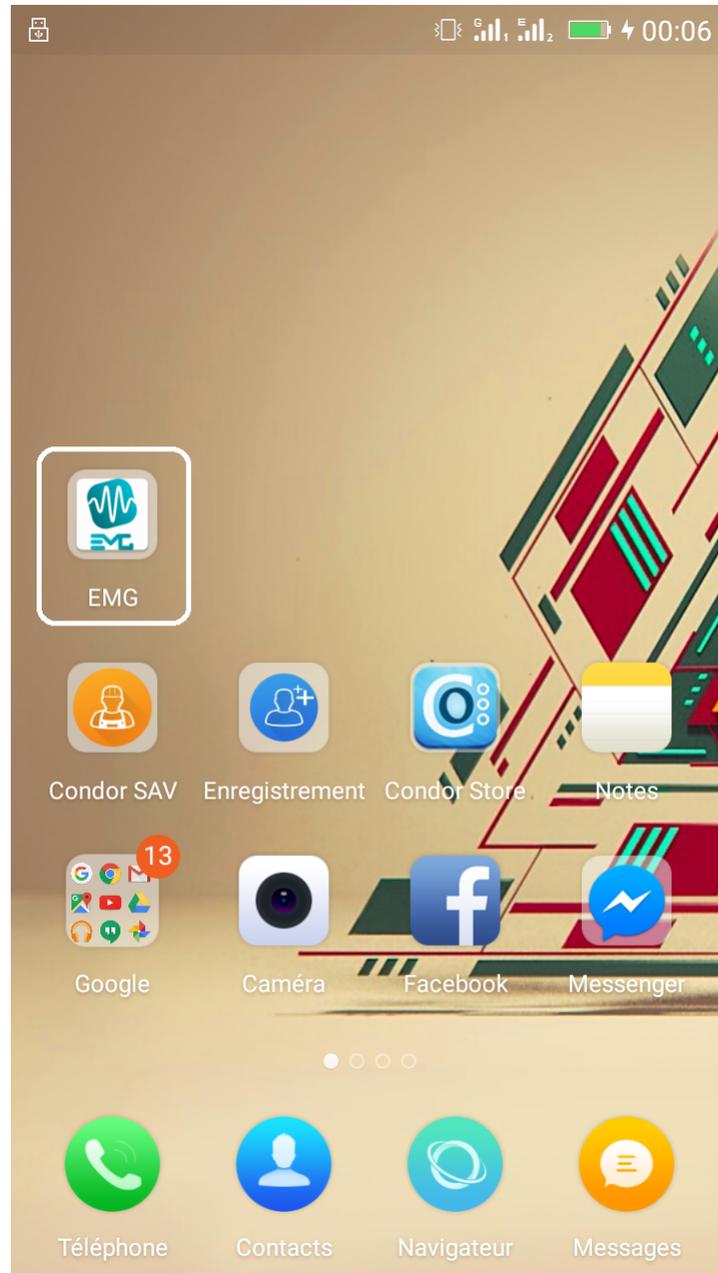
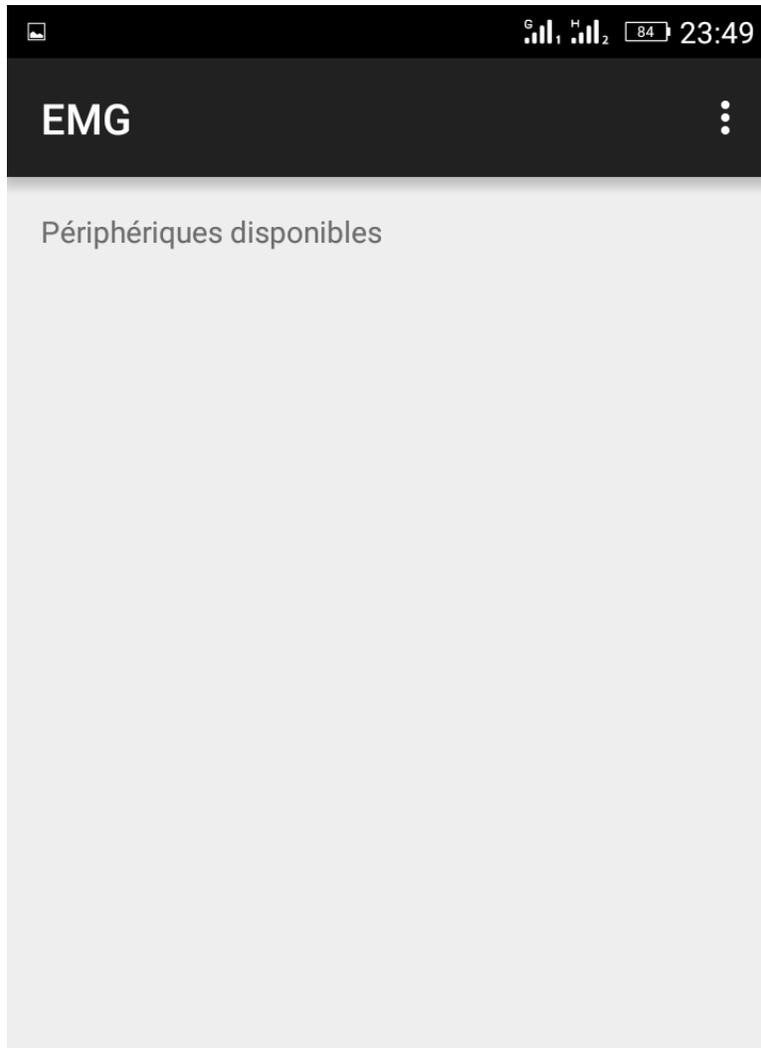


FIGURE 4.4 – L'icône de notre application.



Demande d'autorisation Bluetooth

Une application souhaite activer Bluetooth. l'activer?

Non

Oui

FIGURE 4.5 – La demande d'activation du Bluetooth.

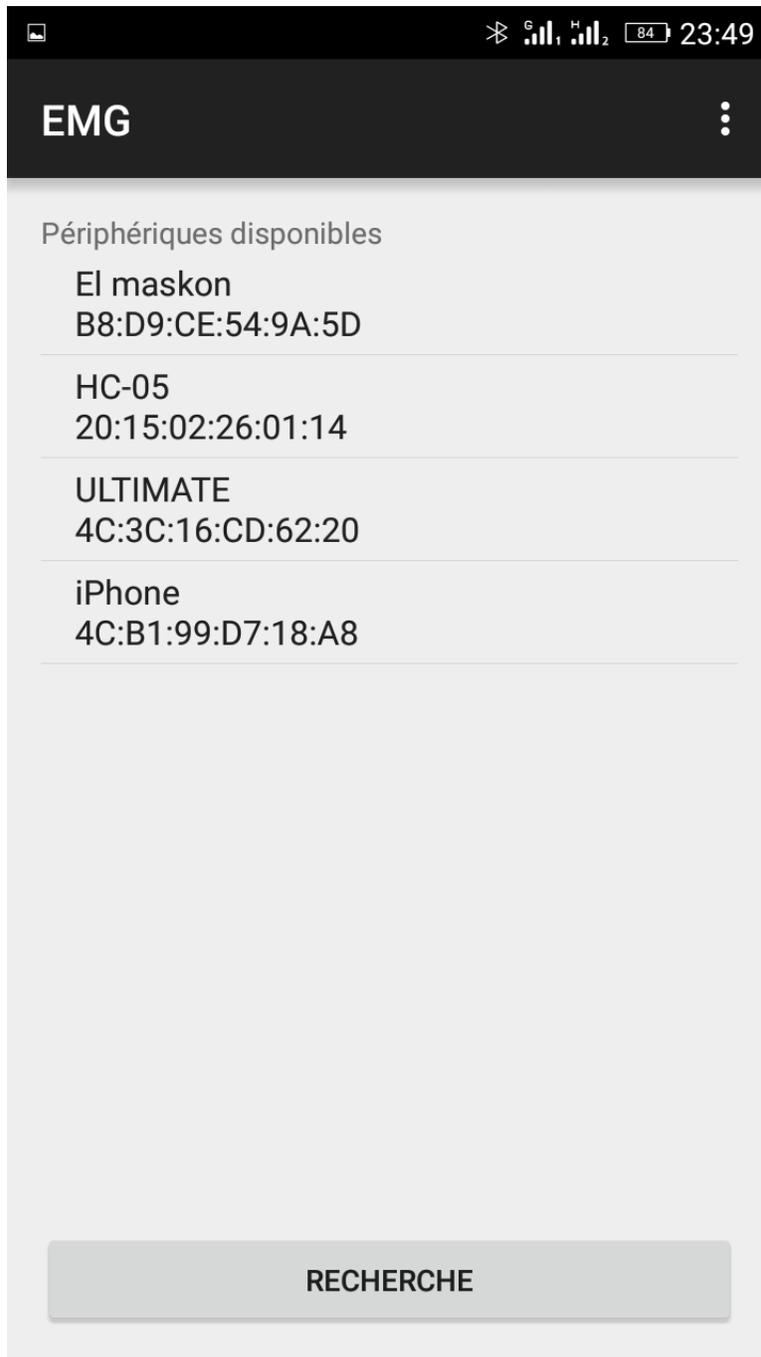


FIGURE 4.6 – Périphériques connectés.

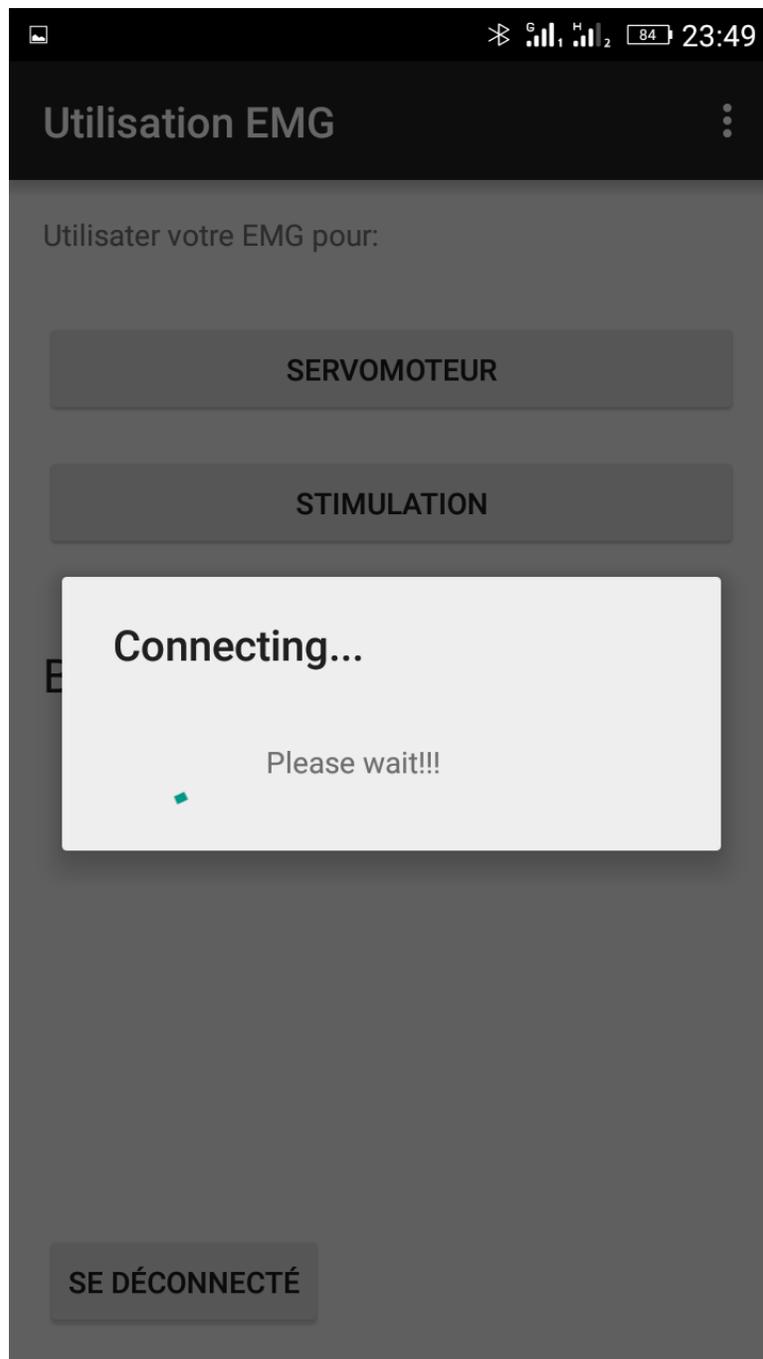


FIGURE 4.7 – La connexion au périphérique choisi.

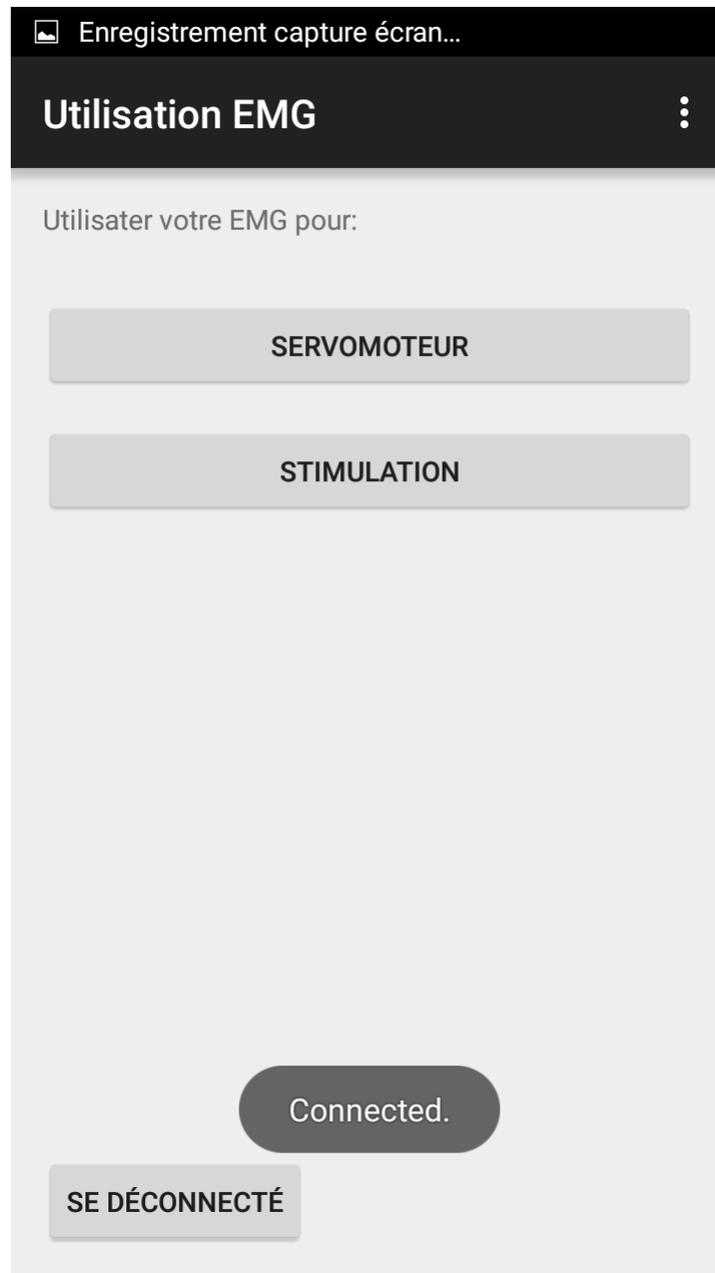


FIGURE 4.8 – Page d'utilisation EMG.

4.3 Le Bluetooth et la connexion Arduino-Android

Bluetooth est un standard de communication permettant l'échange bidirectionnel de données à très courte distance et utilisant des ondes radio UHF. Son objectif est de simplifier les connexions entre les appareils électroniques en supprimant des liaisons filaires.

Le nom « Bluetooth » est directement inspiré du surnom anglicisé du roi danois Harald à la dent bleue (en danois Harald Blåtand, en anglais Harald Bluetooth), connu pour avoir réussi à unifier les tribus danoises au sein d'un même royaume.

4.3.1 Spécification

Le Bluetooth SIG travaille sur la spécification de la norme, qui a évolué des versions 1.0, 1.1, 1.2, 2.0, 2.0 + EDR (Enhanced Data Rate), 2.1 + EDR, 3.0 + HS, 4.0, 4.1[2].

4.3.1.1 Normes

Les versions de Bluetooth sont les suivantes :

- Bluetooth v1.0 et v1.0B ;
- Bluetooth v1.1, normalisé en 2002 sous le nom IEEE 802.15.1-2002 ;
- Bluetooth v1.2, normalisé en 2005 sous le nom IEEE 802.15.1-2005 ;
- Bluetooth v2.0 + EDR, rendue publique en 2004 ;
- Bluetooth v2.1 + EDR, rendue publique en 2007 ;
- Bluetooth v3.0 + HS, rendue publique en 2009 ;
- Bluetooth v4.0, rendue publique en 2010 ;
- Bluetooth v4.1, rendue publique en 2013 ;
- Bluetooth v4.2, rendue publique le 2 décembre 2014 (mise à jour matérielle).

Classe	Puissance	Portée
1	100 mW (20 dBm)	100 mètres
2	2,5 mW (4 dBm)	10 à 20 mètres
3	1 mW (0 dBm)	Quelques mètres

TABLE 4.2 – Classes du Bluetooth

Les éléments fondamentaux d'un produit Bluetooth sont définis dans les deux premières couches protocolaires :

1. la couche radio,
2. la couche bande de base.

Ces couches prennent en charge les tâches matérielles comme le contrôle du saut de fréquence et la synchronisation des horloges.

4.3.1.2 La couche radio

La couche radio (la couche la plus basse) est gérée au niveau matériel. C'est elle qui s'occupe de l'émission et de la réception des ondes radio. Elle définit les caractéristiques telles que la bande de fréquence et l'arrangement des canaux, les caractéristiques du transmetteur, de la modulation, du récepteur.

Il existe trois classes de modules radio Bluetooth représenté dans le tableau Tab.4.2

4.3.1.3 La bande de base

La bande de base est également gérée au niveau matériel. C'est au niveau de la bande de base que sont définies les adresses matérielles des périphériques (équivalentes à l'adresse MAC d'une carte réseau). Cette adresse est nommée BD_ADDR (Bluetooth Device Address) et est codée sur 48 bits.



FIGURE 4.9 – le module HC-05

C'est également la bande de base qui gère les différents types de communication entre les appareils. Les connexions établies entre deux appareils Bluetooth peuvent être synchrones ou asynchrones.

4.3.2 Connexion Arudino-Android

La connexion avec un Arduino via le Bluetooth est effectuée par des modules Bluetooth comme le HC-05 et le HC-06 dans notre dispositif on a utilisé un module bluetooth HC-05 Fig.4.9.

4.3.2.1 Le module Bluetooth HC- 05

Le module HC-05 est un outil facile a utiliser comme module Bluetooth SPP (Serial Port Protocole) conçu pour une configuration transparente de connexion série sans fil.

Le port série du module Bluetooth est entièrement qualifié (BluetoothV2.0), 3Mbps modulation complète avec émetteur-récepteur radio de 2.4 GHz.Il utilise le système Bluetooth CSR a 04 externes unique, ce puce fabri-

quer par la technologie CMOS et avec AFH (Adaptatif frequency hopping).

Il a l'épreinte aussi petite que 12.7mm x 27mm[3].

Les caractéristiques du modules HC-05 :

- Sensibilité typique -80dBm.
- La puissance de transmission RF 4dBm.
- Base tension 1.8 opération, 1.8 à 3.6 I /O.
- Interface UART avec débit en bauds programmable.
- Antenne intégrée.

4.3.2.2 Brochage avec Arduino Uno

- La borne GND de l'Arduino reliée directement avec la borne GND du module Bluetooth.
- La borne 3.3V de l'Arduino reliée directement avec la borne Vcc du module Bluetooth.(alimentation du module par 3.3V).
- La borne Rx de l'Arduino reliée directement avec la borne Tx du module Bluetooth.
- La borne Tx de l'Arduino reliée à un abaisseur (diviseur de tension) pour transformer la tension délivré par l'Arduino (5V) a une tension basse (3.3V). Fig.4.10.

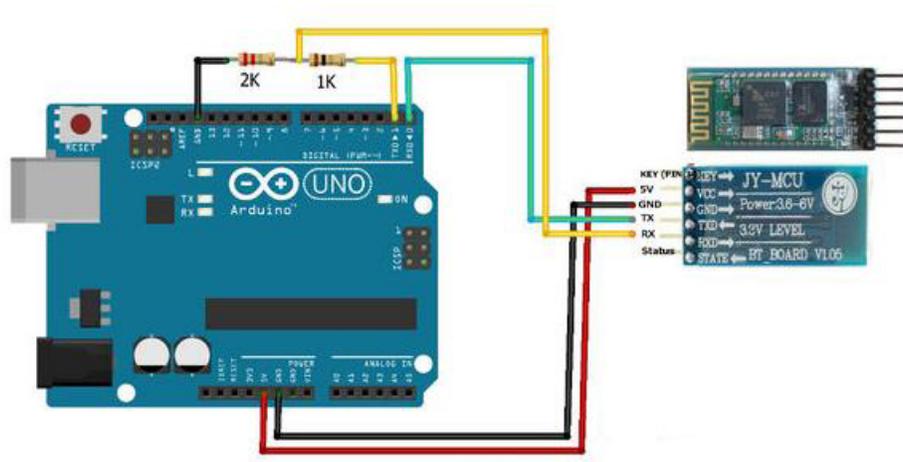


FIGURE 4.10 – Brochage Arduino-module Bluetooth

4.4 Conclusion

Ce chapitre résume le développement de l'application Android réalisée sous Android studio pour le choix de l'utilisation de notre dispositif soit pour la stimulation du bras ou la commande d'un servomoteur. Cette application utilise le Bluetooth comme moyen de communication avec le dispositif réalisé.

Bibliographie

- [1] « Android Studio 1.0 » (<http://androiddevelopers.blogspot.fr/2014/12/androidstudio10.html>), sur androiddevelopers.blogspot.fr, 8 décembre 2014 (consulté le 13 mai 2016).
- [2] Le site web « www.bluetooth.org ».
- [3] TANCRED LINDHOLM « setting up a bluetooth packet transport link », Université de Helsinki.

Conclusion générale

Ce projet de fin d'études visait à réaliser un système d'acquisition du signal EMG puis l'exploitation de ce dernier pour des fins thérapeutiques ou la commande d'un servomoteur.

Nous avons tout d'abord réalisé une carte d'acquisition du signal EMG sous forme de shield c'est-à-dire une carte qui se pose directement sur le premier Arduino Uno, ce dernier est doté d'un microcontrôleur ATmega328 qui est utilisé pour la numérisation du signal et le seuillage ; puis la transmission de la commande est effectuée à l'aide de deux modules Xbee.

Ensuite nous avons réalisé un circuit d'électrostimulation relié à un deuxième Arduino Uno qui reçoit la commande du premier Arduino lors de la contraction du premier bras ce qui provoquera une contraction simultanée du deuxième bras ; un angle de rotation proportionnel à l'intensité du signal EMG est envoyé à un troisième Arduino connecté à un servomoteur ce dernier tourne en fonction de la contraction musculaire.

En outre la totalité de ce système est piloté par une application Android qui permet à l'utilisateur de faire un choix de manipulation, soit la stimulation ou la commande du servomoteur cette application utilise le Bluetooth comme protocole de communication Android-Arduino .

Enfin, ce mémoire nous a permis, d'approfondir nos connaissances sur le signal (EMG) et particulièrement l'utilisation de ce signal dans le domaine thérapeutique, comme il nous a permis d'exploiter tous nos acquis obtenu durant notre cursus universitaire.

Perspectives

Notre projet de fin d'étude est loin d'être parfait il peut bénéficier de plusieurs améliorations comme l'affichage du signal EMG à fin de déceler des anomalies probables, équipé le servomoteur par une pincette qui s'ouvre et se ferme en fonction de la contraction musculaire.

Annexe A



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

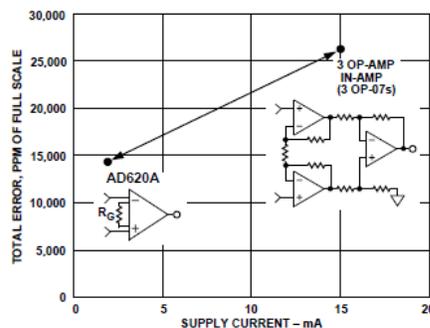
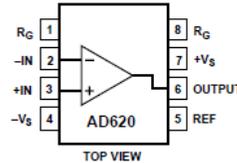


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



TOP VIEW

1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

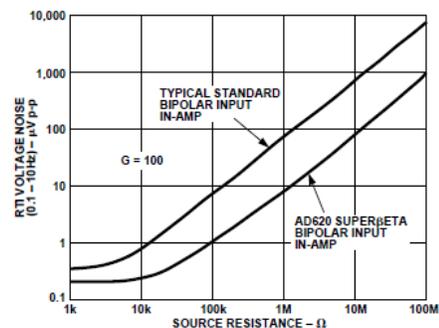


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999



LF155-LF255-LF355
LF156-LF256-LF356
LF157-LF257-LF357

WIDE BANDWIDTH SINGLE J-FET OPERATIONAL AMPLIFIERS

- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- HIGH SPEED J-FET OP-AMPS : up to 20MHz, 50V/ μ s
- OFFSET VOLTAGE ADJUSTMENT DOES NOT DEGRADE DRIFT OR COMMON-MODE REJECTION AS IN MOST OF MONOLITHIC AMPLIFIERS
- INTERNAL COMPENSATION AND LARGE DIFFERENTIAL INPUT VOLTAGE CAPABILITY (UP TO V_{CC}^+)

TYPICAL APPLICATIONS

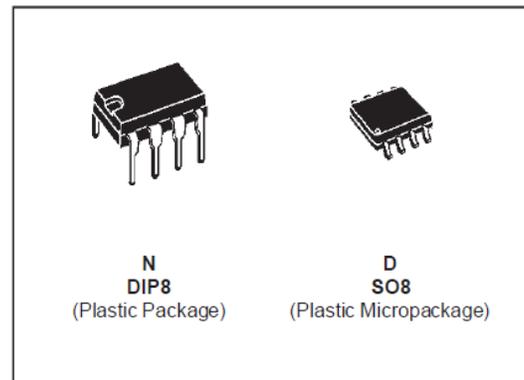
- PRECISION HIGH SPEED INTEGRATORS
- FAST D/A AND CONVERTERS
- HIGH IMPEDANCE BUFFERS
- WIDEBAND, LOW NOISE, LOW DRIFT AMPLIFIERS
- LOGARITHMIC AMPLIFIERS
- PHOTOCELL AMPLIFIERS
- SAMPLE AND HOLD CIRCUITS

DESCRIPTION

These circuits are monolithic J-FET input operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET on the same chip with standard bipolar transistors.

This amplifiers feature low input bias and offset currents, low input offset voltage and input offset voltage drift, coupled with offset adjust which does not degrade drift or common-mode rejection.

The devices are also designed for high slew rate, wide bandwidth, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low $1/f$ noise level.



ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
LF355, LF356, LF357	0°C, +70°C	•	•
LF255, LF256, LF257	-40°C, +105°C	•	•
LF155, LF156, LF157	-55°C, +125°C	•	•

Example : LF355N

PIN CONNECTIONS (top view)

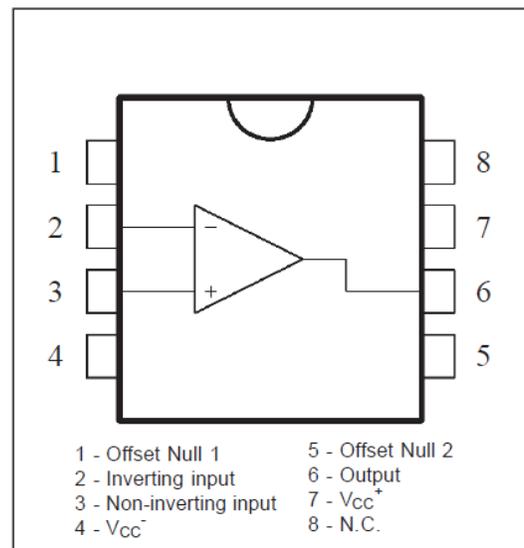


FIGURE A.2 – Data sheet LF356.

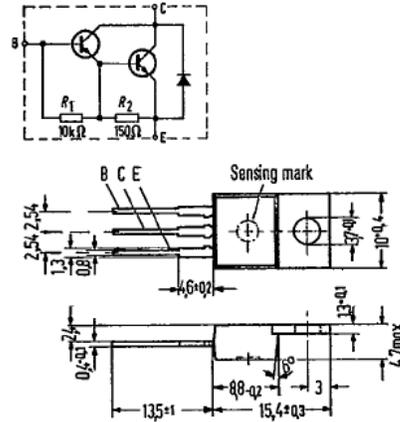
25C D ■ 8235605 0004387 7 ■ SIEG
NPN Silicon Darlington Transistors T-33-29 **BD 643**
BD 645
BD 647
BD 649
 SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT : 04387 D

Epibase power darlington transistors (62.5W)

BD 643, BD 645, BD 647, and BD 649 are monolithic NPN silicon epibase power darlington transistors with diode and resistors in a TO 220 AB plastic package (TOP-66). The collectors of the two transistors are electrically connected to the metallic mounting area. These darlington transistors for AF applications are outstanding for particularly high current gain. Together with BD 644, BD 646, BD 648, and BD 650, they are particularly suitable for use as complementary AF push-pull output stages.

Type	Ordering code
BD 643	Q62702-D229
BD 643/BD 644	Q62702-D235
BD 645	Q62702-D231
BD 645/BD 646	Q62702-D236
BD 647	Q62702-D233
BD 647/BD 648	Q62702-D237
BD 649	Q62702-D374
BD 649/BD 650	Q62702-D376
Insulating nipple	Q62901-B55
Mica washer	Q62901-B52
Spring washer	
A 3 DIN 137	Q62902-B63

Change in dimensional drawings in preparation.



Approx. weight 18 g. Dimensions in mm

Maximum ratings		BD 643	BD 645	BD 647	BD 649	
Collector-emitter voltage	V_{CEO}	45	60	80	100	V
Collector-base voltage	V_{CBO}	45	60	80	100	V
Base-emitter voltage	V_{EBO}	5	5	5	5	V
Collector current	I_C	8	8	8	8	A
Collector-peak current (t < 10 ms)	I_{CM}	12	12	12	12	A
Base current	I_B	150	150	150	150	mA
Storage temperature range	T_{stg}	-55 to +150				°C
Junction temperature	T_j	150	150	150	150	°C
Total power dissipation ($T_{case} \leq 25^\circ\text{C}$, $V_{CE} \leq 10\text{ V}$)	P_{tot}	62,5	62,5	62,5	62,5	W

Thermal resistance

Junction to ambient air	R_{thJA}	≤ 80	≤ 80	≤ 80	≤ 80	K/W
Junction to case ¹⁾	R_{thJC}	≤ 2	≤ 2	≤ 2	≤ 2	K/W

FIGURE A.3 – Data sheet BD 645.

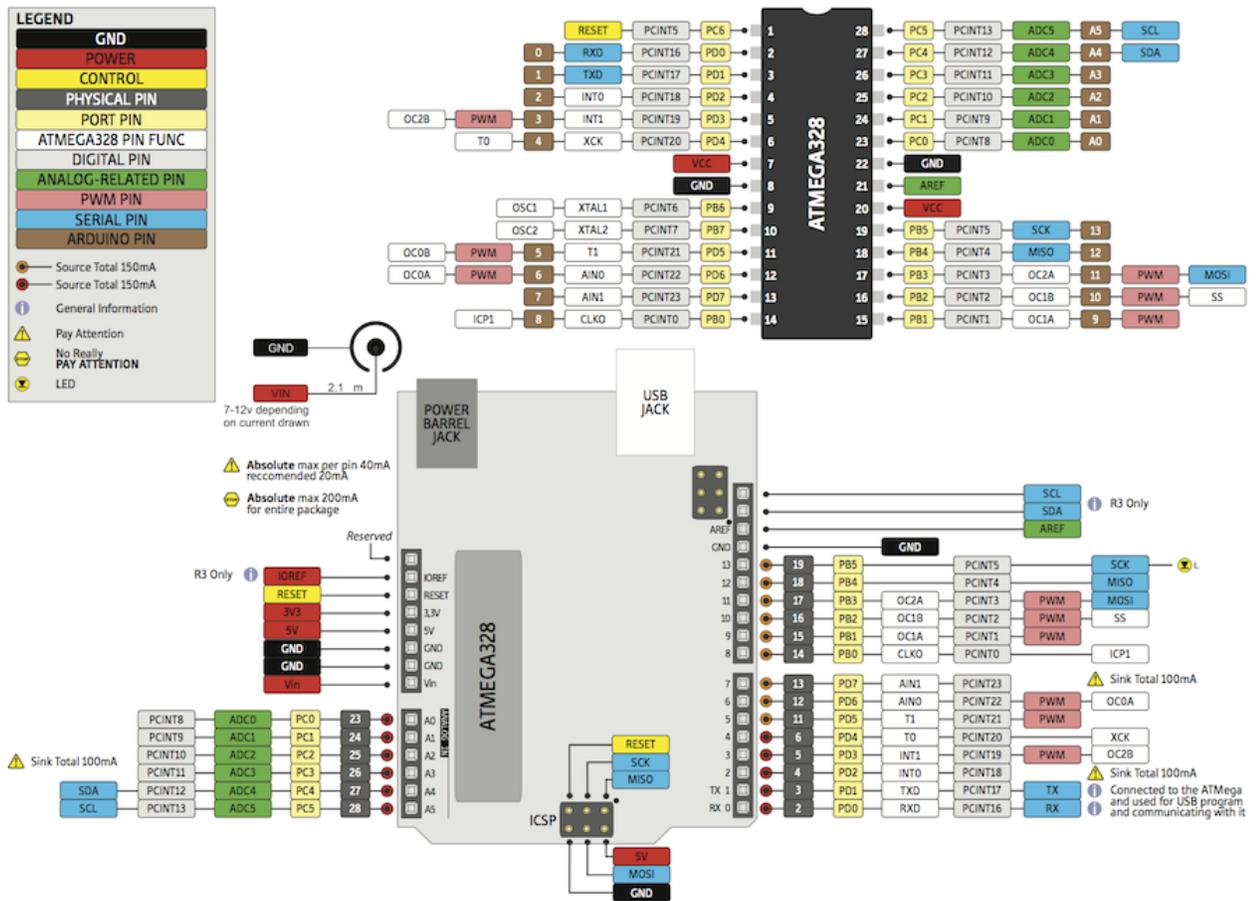


FIGURE A.4 – Data sheet Arduino Uno.

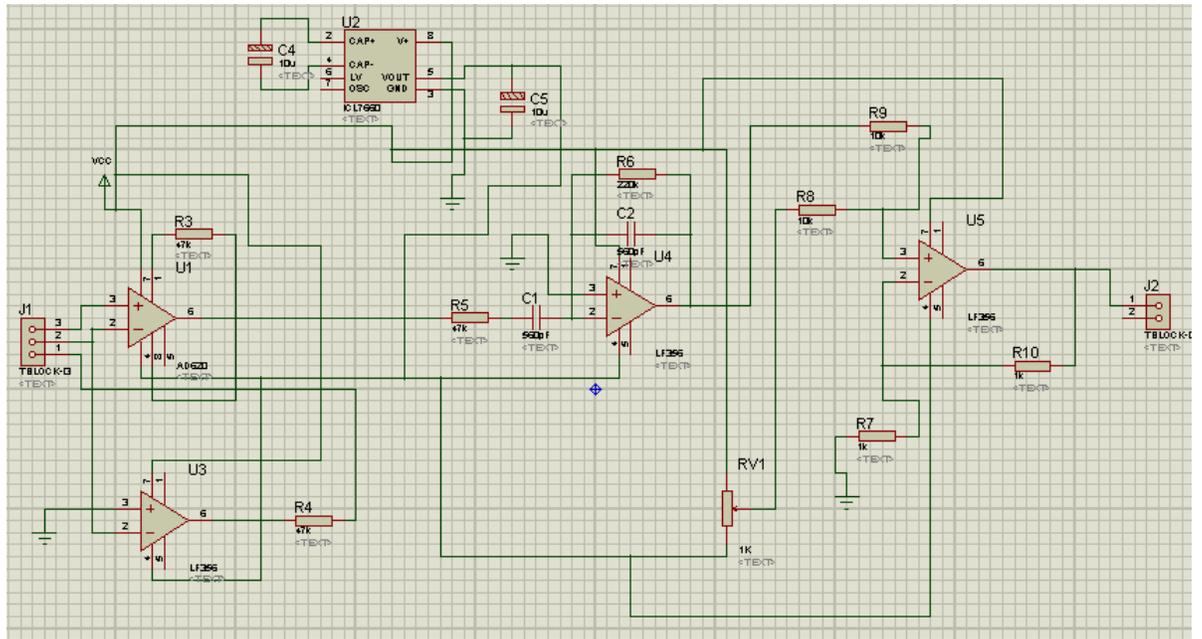


FIGURE A.5 – Schéma électrique complet de la carte d'acquisition.

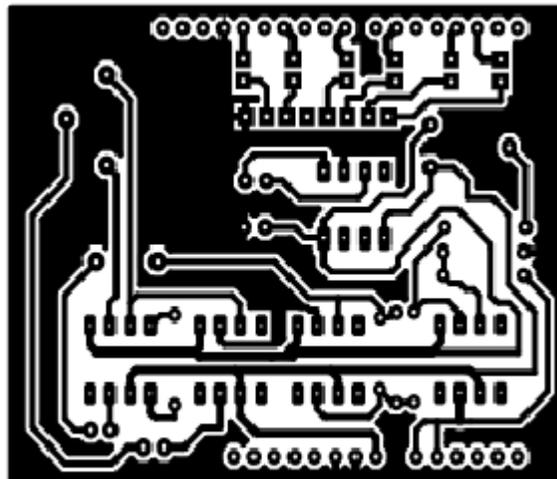


FIGURE A.6 – Circuit imprimé de la carte d'acquisition(shield).

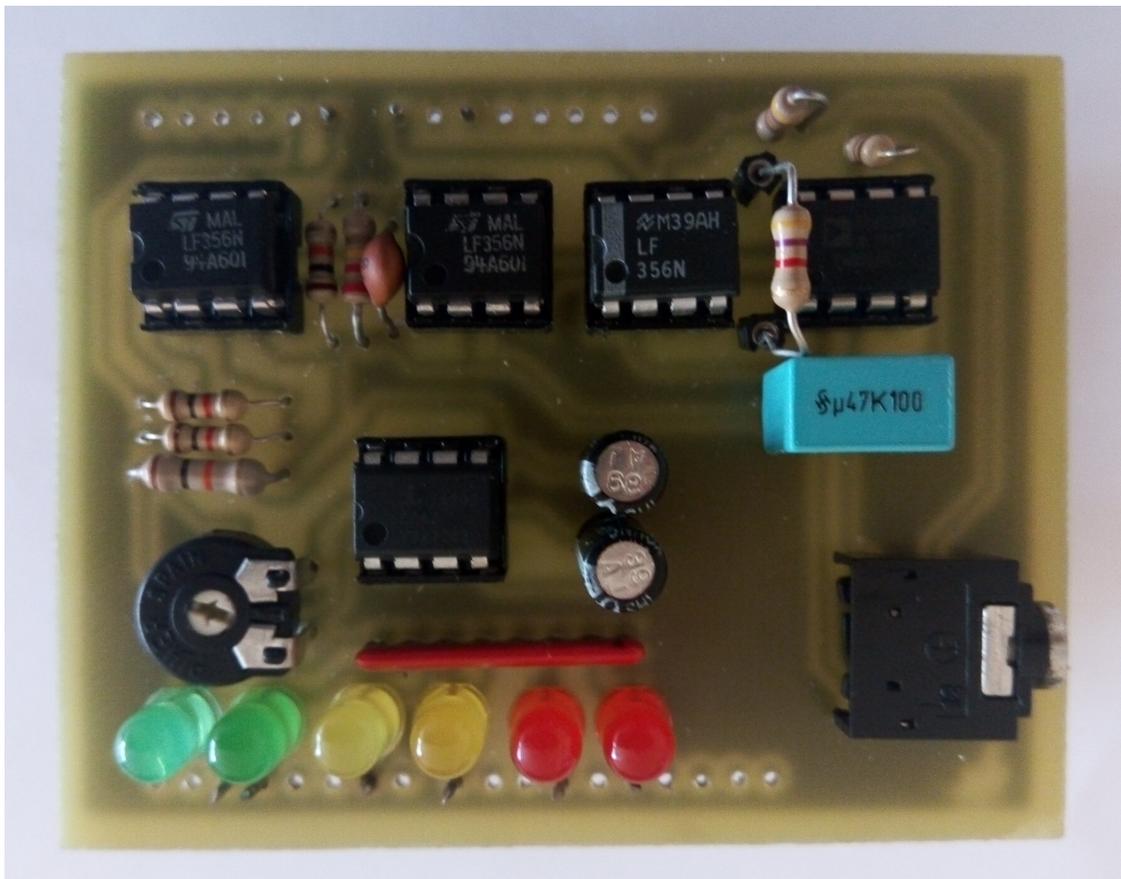


FIGURE A.7 – Le shield d'acquisition du signal EMG.

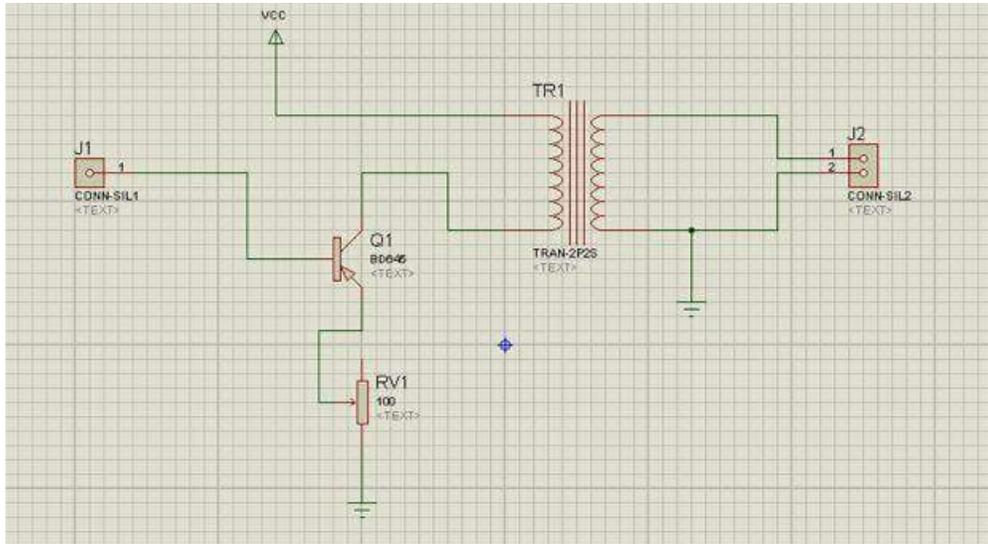


FIGURE A.8 – Schéma électrique complet du stimulateur.

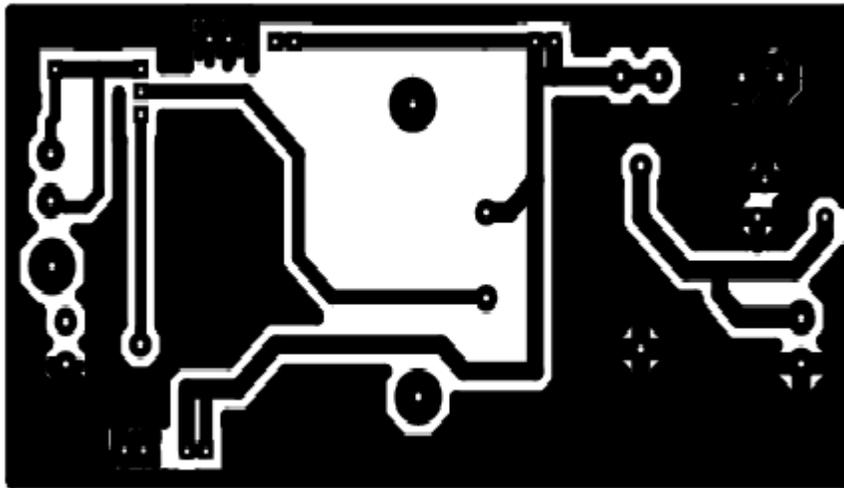


FIGURE A.9 – Le circuit imprimé du stimulateur .

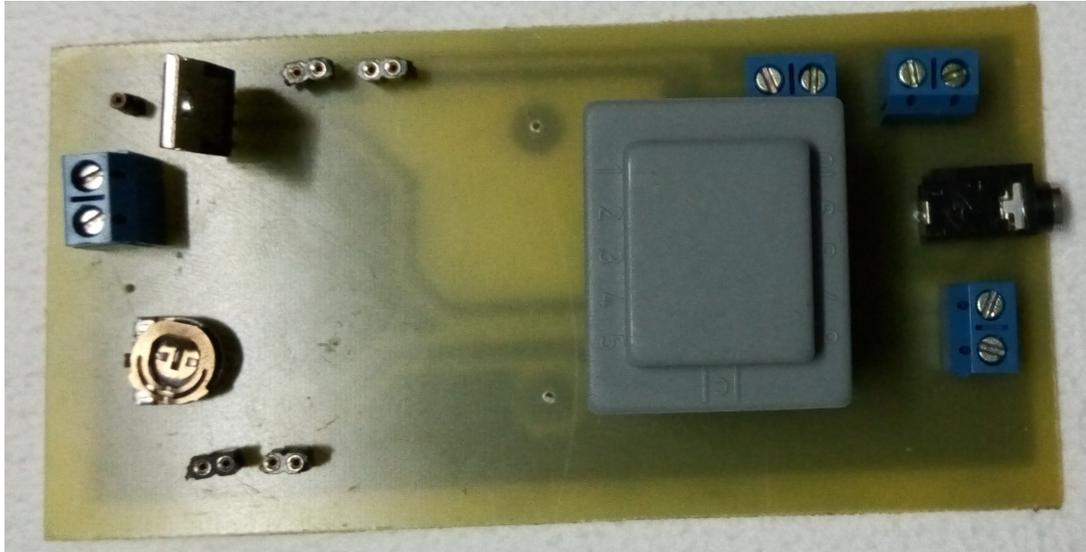


FIGURE A.10 – Le stimulateur.

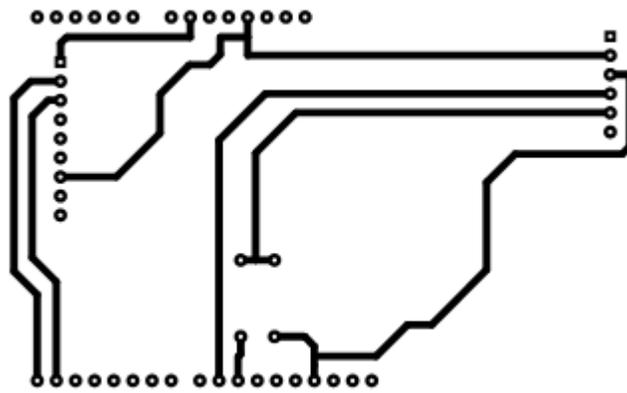


FIGURE A.11 – Le circuit imprimé du circuit de transmission .

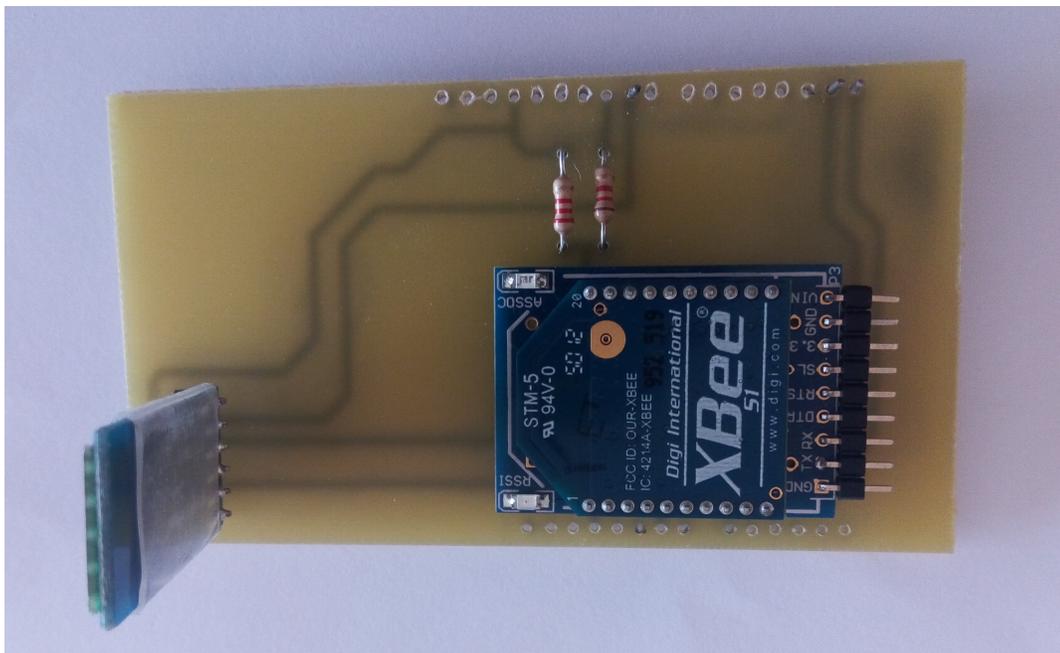


FIGURE A.12 – Le circuit de transmission.