



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 : Instrumentation Biomédicale**

**Présenté par : MEKKI Hanane et MERHOUM Chahrazed**

---

**ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME  
D'ACQUISITION DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE**

---

**Soutenu le 14 juin 2016 devant le Jury**

Mr.	RAHMOUNE	fethi	MAA	Université de Tlemcen	Président
Mr	BENALI	Redwane	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr	KARAI	Salim	MCB	Université de Tlemcen	Co-encadreur
Mr	TOULI	Sid ahmed	MCB	Université de Tlemcen	Examineur

**Année universitaire 2015-2016**





## *Remerciements*

On saisit cette occasion pour exprimer notre gratitude et nos vifs remerciements à notre éminemment encadreur, Monsieur BENALI RADHWANE, Maître de conférences à l'Université Abou-Bekr Belkaïd de Tlemcen pour la confiance qu'il nous a accordé, chose qui nous a incité à multiplier nos efforts pour être à la hauteur de leur attente. Veuillez, Monsieur, trouver dans ce travail une reconnaissance sincère pour tout le savoir que vous nous aviez prodigué tout au long de notre cursus avec autant de dynamisme, de compétence et de rigueur. Pour la qualité de votre encadrement, ta rigueur ton incroyable disponibilité, tes remarques fructueuses et tes directives précieuses.

Nos respectueux remerciements à Monsieur KERAI Salim qui accepté de Co – encadré nous a l'Université Abou-Bekr Belkaïd de Tlemcen.

Nous tenons à remercier vivement Monsieur DIB Nabil de tout c'est effort et patience pour faire notre travaille

Nous adresserons nos vives remerciement à Mr Sid Ahmed TAOULI d'avoir accepté de participer dans ce jury et d'examiner ce travail.

On remercie également Monsieur, Maître de conférences à l'Université Abou-Bekr Belkaïd de Tlemcen, RAHMOUNE Fethi ce qui a accepté de juger ce travail et d'avoir accepté de présider le jury de ce projet de fin d'étude.

On remercie également l'ensemble des enseignants et administrateurs du département de génie biomédical de la faculté de l'ingénieur.

Et en fin on remercie tous ceux qui nous aider a élaboré ce travail soit de près ou de loin à l'élaboration de cette modeste étude.

Merci



## *Dédicace*

*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 notre DIEU tout puissant, de m'avoir Permis d'en arriver là J'exprime mes sincères respect à MR : MEKKI Miloud mon père et mon ange gardien ma mère BETTOUTIA Houria qu'ils m'ont enseigné la Patience, la politesse, le sacrifice et qui ont toujours été là pour moi avec leur soutien financier, d'Oaa et moral, je n'oublie pas la confiance en moi qui ma toujours donne la force pour continuer vert le bon chemin.*

*A ma sœur adorable Siham qui ont donné un sens a ma vie est éliminer la routine et le stress parcourut.*

*A mes frères djamel, Houari qui ma aidé vraiment sur mon chemin et patienté avec moi.*

*A ma tantes FOUZIA et ma cher AMEL qui ma toujours aidé, ma cher Fatima et a tout qui ont toujours me souhaite le bonheur.*

*Pour finir j'adresse mes remerciements à mes très chers amis qui sont devenus des frères et sœurs pour moi Zahra, soumia, fatima, Amel, Imane.*

*Et en fin a mon binôme et ma sœur MERHOUM CHahrazed.*

**HANANE**



## *Dédicace*

*Je dédie cette mémoire à ...A la mémoire de mon Père BEN ZIANE*

*Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être.*

*Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation.*

*A ma très chère mère TALHA HALIMA Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et De prier pour moi, Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours Pour mener à bien mes études.*

*Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que tu mérites pour tous les sacrifices que tu n'as cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte.*

*Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études.*

*Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.*

*A mes chères frères et sœurs : Nadia, Hayat, Ben Ali, Houssine, Abderrahmane, Zahira, Djamilia, Mohammed El Amine, Khadidja et mes petites soeurs Amel et Yasmine.*

*A ma chère binôme MEKKI Hanane*

*A notre encadreur Ben ALI et Co-encadreur kerai*

*A monsieur DIB Nabil pour tous ces aides*

*A mes chères amies*

*Zahra NIHAD, Soumia BELBACHIR*

*Khadidja, Fatima, Nadjia, Fatma, Soumia, Amel, Imane, Siham...*

**CHAHRAZED**





# SOMMAIRE

## Chapitre 1

Remerciements .....	2
Dédicace.....	3
Dédicace.....	4
Liste des figures .....	8
Introduction générale .....	10
1.1 Introduction : .....	12
1.2. Anatomie musculaire : .....	12
1.3. Type des muscles : .....	13
1.4 Propriétés mécaniques du tissu musculaire : .....	14
1.4.1 L'excitabilité : .....	14
1.4.2 La contractilité : .....	14
1.4.3 L'extensibilité : .....	14
1.4.4 L'élasticité : .....	15
1.4.5 Viscoélasticité : .....	15
1.5. Propriétés électriques du tissu musculaire : .....	15
1.5. L'unité motrice (Um) : .....	15
1.5.2 L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux : .....	16
1.6 Différents types de contraction musculaire.....	16
1.6 .1.Le mouvement convulsif : .....	16
1.6.2 Maintien de la posture : .....	16
1.6 .3 Dégagement de chaleur : .....	16
1.6 .4 Contraction : .....	17
1.6 .5 Le téтанos : .....	17
1.7 La bioélectricité: .....	17
1.7.1 Hyperpolarisation : .....	18
1.7.2 La dépolarisation : .....	18
1.7.3 Repolarisation : .....	18
1.7.4 Le potentiel d'action : .....	19
1.7.5 La propagation d'un potentiel d'action : .....	19
1.7.6 Le potentiel de repos de la membrane : .....	20
1.8 Électromyographie : .....	20
1.8.1 Description du signal de l'électromyogramme : .....	21
1.8.2 Caractéristique du signal EMG : .....	22
1.9 Conclusion : .....	23

## CHAPITRE 2

2.1 Introduction :	25
2.2 Instrumentation en EMG :	25
2.2.1 Les électrodes :	26
2.2.1. A Les types des électrodes :	26
2.2.1. B Placement des électrodes :	27
2.2.1. C. Placement typique :	28
2.2.1 .d. Préparation de la peau :	28
2.2.1. E. Limitation de l'EMG :	28
2.2.2 Amplification :	28
2.2.3 Filtrage :	30
2.2.3.1. Le filtre passe- bas (lowe-passe-filtre) :	31
2.2.3. 2. Le filtre passe-haut (high-passe-filtre) :	31
2.2.3. 3. Le filtre passe bande (band-passe-filtre) :	31
2.2.3. 4. Le filtre coupe-bande ou rejeteur de bande (band-rejectfilter ou stop-band filter) :	32
2.2.4. L'enregistrement :	32
2.2.4. 1. Enregistrement sur papier :	32
2.2.4. 2. Enregistrement numérique :	32
2.3. Bruit dans le signal EMG :	32
2.3.1 .Les bruits d'origine externe :	33
2.3.2. Les bruits d'origine interne :	33
2.4. Conclusion :	33

## CHAPITRE 3

3.1 Introduction :	35
3.2 Principe d'enregistrement du signal EMG :	35
3.2 .1 schéma bloc synoptique d'acquisition du signal EMG :	35
3.2 .2 Présentation de chaque étage :	36
3.2 .3 schéma électronique :	37
3.3 Principe de fonctionnement :	37
3.3.1 Amplification :	37
3.3.2. Le filtrage :	39
3.3.2.1. Filtre passe-haut :	40
3.3.2.2. Filtre passe-bas :	41
3.3.3. Suiveur :	41
3.3.3.1. Isis :	42

3.3.3.2. Ares :	42
3.4. Circuit imprimé :	42
3.4.1. Principes de réalisation :	42
3.4.2. Trace manuel du circuit imprimé :	43
3.4.3. Utilisation d'un typon :	43
3.4.4. Perçage du circuit imprimé :	43
3.4.5 Utilisation du fer à souder :	43
3.5. Arduino :	43
3.5.1 Présentation de l'Arduino :	43
3.5.2 Les avantage :	44
3.5.3 Caractéristiques :	44
3.5.4 Microcontrôleur :	45
3.5.5 Programmation de l'Arduino pour notre application.....	45
3.6 Circuit offset : (amplificateur en montage sommateur) :	45
3.7 Mesures et résultats :	46
3.7. 1 Le signal EMG avant filtrage :	47
3.7.2 Signal EMG après le filtrage :	47
3.7.3 Le programme d'Arduino de signal EMG :	50
3.7.4 Le signal EMGà l'aide d'carte arduino :	51
3.8 Conclusion :	51
Conclusion générale:	52
Annexe .....	56

## LISTE DES FIGURES

### Chapitre 1

Figure1.1: Anatomie microscopique d'un muscle squelettique .....	12
Figure1.2: Structure du muscle squelettique.....	13
Figure1.3: Les différents types de muscle.....	14
Figure1.4 : L'unité motrice.....	15
Figure1.5: L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux.....	16
Figure1.6: La bioélectricité .....	17
Figure1.7: La phase de dépolarisation .....	18
Figure1.8: La phase de repolarisation. ....	18
Figure1.9: Potentiel d'action .....	19
Figure1.10: La propagation d'un potentiel d'action .....	19
Figure1.11 : Le potentiel de repos de la membrane.....	20
Figure1.12: Exemple d'étude de la conduction d'un nerf par électromyogramme (stimulodétection). .....	21
Figure1.13: Exemple d'étude du fonctionnement d'un muscle par électromyogramme (détection).....	21
Figure1.14: Spectre de fréquences du signal du muscle. ....	22
Figure1.15: Allure du filtre numérique (idéal). ....	23

### Chapitre 2

Figure 2.1: Schéma synoptique simplifié de l'acquisition d'électromyogramme de surface.....	25
Figure 2.2: Exemple de type des électrodes aiguillent.....	26
Figure 2.3: Le potentiel d'action de l'unité motrice détecté par des électrodes aiguilles concentrique. .....	26
Figure 2.4: Exemple d'électrodes sèches et gélifiées .....	27
Figure 2.5: Placement d'une électrode. ....	27
Figure 2.6: placement typique des électrodes avec son spectre de fréquence. ....	28
Figure 2.7: Amplificateur différentiel.....	29
Figure 2.8: Amplificateur différentiel d'EMG .....	30
Figure 2.9: Présentation des trois types des filtres : haut-bas-bande .....	30
Figure 2.10: Filtre passe bas .....	31
Figure 2.11: Filtre passe haut .....	31
Figure 2.12: Filtre passe bande .....	31
Figure 2.13: Filtre passe coupe bande .....	32

### Chapitre 3

Figure3.1: Principe de la détection EMG. ....	35
Figure3.2:Schéma bloc de l'électromyogramme.....	36
Figure3.3: Mesure de l'EMG à base de l'ina110. ....	37
Figure3.4: Principe de fonctionnement d'un amplificateur d'instrumentation. ....	37
Figure3.5:Amplificateur additionneur d'ina110. ....	38
Figure3.6:Signal d'entre d'INA 110.....	38
Figure3.6:Le signal de sortie d'INA110 .....	39
Figure3.7: La configuration d'INA110.....	39

Figure 3.8:Principe de filtrage.....	40
Figure3.9: schéma électronique du filtre passe haut.....	40
Figure3.10: Schéma électronique du filtre passe bas .....	41
Figure3.11: Exemple d'un suiveur.....	41
Figure3.12: Schéma électronique d'un suiveur .....	42
Figure 3.13 : Exemple de typon .....	43
Figure 3.14: Image pour la carte arduinouno.....	44
Figure3.15: Circuit offset à base d'un TL081. ....	46
Figure3.16: Une contraction musculaire d'un volontaire .....	46
Figure 3.17: EMG bruité. ....	47
Figure3.18: Schéma électronique du circuit EMG sans filtrage.....	47
Figure 3.19: EMG filtre .....	48
Figure3.20: Schéma électronique du circuit EMG avec filtrage. ....	48
Figure 3.21: EMG d'étudiant(1) .....	49
Figure 3.22: EMG d'étudiant(2) .....	49
Figure3.23 : EMG d'étudiant (3) .....	49
Figure3.24 : EMG a l'aide d'carte arduinouno .....	51

## Introduction générale

L'électrodiagnostic consiste à étudier la réponse musculaire après une stimulation électrique directe du muscle.

Il permet d'évaluer les symptômes musculaires comme les douleurs musculaires qui sont résultent d'une pathologie nerveuse ou musculaire.

L'électromyographie EMG : est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire.

Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électrodiagnostique.

L'électromyographie permet d'enregistré l'activité d'un muscle après stimulation électrique de son nerf.

Il est utilisé en médecine afin de prévenir ou encore d'indiquer la présence d'une maladie dans un muscle ou dans le système nerveux de la personne. Le fonctionnement général de l'électromyogramme est que lors d'une contraction forte d'un muscle, le signal envoyé Il sera plus fort que lorsque la contraction est plus faible.

Dans notre projet de fin d'études, nous proposons l'étude et l'acquisition musculaire d'un signal électromyographie.

Dans le premier chapitre de notre mémoire, nous rappelons le coté anatomique du corps en basant sur les muscles et ses différents caractéristiques, ainsi qu'une petite description générale du signal EMG.

Dans le deuxième chapitre, on discutera les différentes étapes utilisés pour faire l'acquisition du signal EMG ainsi son traitement afin d'avoir un signal de bonne qualité.

Nous discutons dans le troisième chapitre, les démarches que nous avons suivies pour l'amplification et le filtrage de notre signal EMG ainsi que le principe d'enregistrement de ce dernier. Les signaux des différents étages seront aussi présentés dans ce chapitre.





**Chapitre 1 :**  
**Anatomie musculaire**

## 1.1 Introduction :

L'électricité est une forme d'énergie invisible, dont on voit les manifestations, qui peut être transformée en d'autres formes d'énergie comme la lumière et la chaleur.

L'électricité est produite lorsque des atomes reçoivent une charge, sous l'action d'une force électromotrice, créant un déséquilibre entraînant ainsi une condition nécessaire pour créer une interaction entre les particules.

Pourvu qu'ils aient quelque part où aller, les électrons poursuivent leur trajet jusqu'au bout en transportant, lors du déplacement, de l'énergie.

Le corps humain produit sa propre électricité. Afin que n'importe quelle fonction ait lieu dans le corps, un signal doit être envoyé à l'organe ou au tissu concerné. Par conséquent pour notre survie, il n'y a aucune place à l'hasard nulle part dans notre Corp. Le corps est comme une machine qui nécessite de l'électricité chaque jour et qui fonctionne grâce à elle. Quand vous bougez un muscle, les décharges électriques ont lieu. Les signaux qui transportent les ordres depuis le cerveau à travers les nerfs sont électriques, ainsi que tous les signaux sensoriels qui avancent vers le cerveau et dans tout le corps. La division cellulaire et le battement du cœur aussi sont électriques.

Comme exemple, L'activité électrique aide le cœur et le cerveau des messages de relais dans le corps humain. Perturbation dense le corps peut causer des charges électriques feu de façon inappropriée, résultant dans des conditions médicales graves.

L'électricité est la seule chose qui est assez rapide pour assurer notre habilité. (1)

## 1.2. Anatomie musculaire :

L'anatomie du corps musculaire ressemble à une "poupée russe". Sur une coupe, on voit que le muscle est formé de multiples faisceaux, composés d'un élément de base: une cellule allongée appelée fibre musculaire; cette fibre contient des myofibrilles réunies également en faisceaux. Chaque myofibrille contient des protéines contractiles, les filaments minces d'actine et épais de myosine, qui, en glissant les uns sur les autres, font se raccourcir le muscle; ce raccourcissement agit sur les os et produit le mouvement. [2]

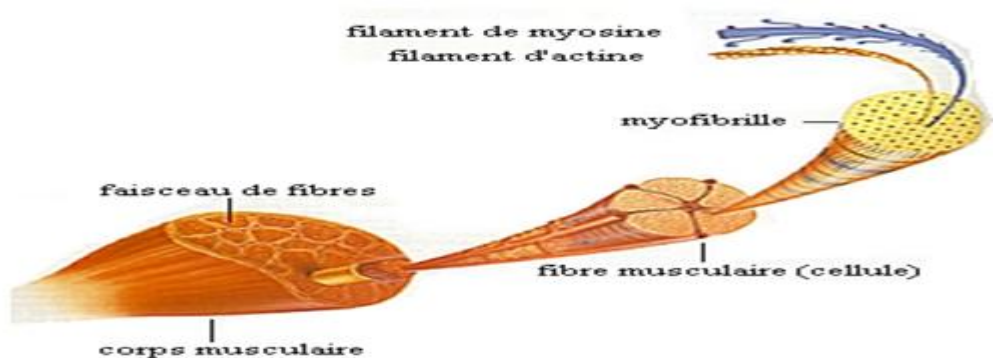


Figure1.1: anatomie microscopique d'un muscle squelettique

Les fibres musculaires Sont activées par le système nerveux central par l'intermédiaire des signaux électriques transmis par les neurones.

Ils sont multinucléés.de nombreux noyaux ovales se trouvent juste au dessous de la membrane plasmique, qui est appelée sarcoplasme (enveloppe du muscle) dans les myocytes. Le sarcolemme se prolonge a l'intérieur de la cellule en y formant de longs tuyaux appelés tubules T, ou tubules transverses, qui constituent des canaux de communication.

Le myocyte possède des organes uniques en forme de ruban, les myofibrilles, qui remplissent presque tout le cytoplasme. Le long des myofibrilles parfaitement alignées se trouve une alternance de bandes claires et de bandes sombres appelées respectivement stries I (isotrope) et stries A (anisotropes). Ces bandes donnent à l'ensemble de la cellule un aspect strié. Les myofibrilles sont en fait des chaînes de minuscules unités contractiles appelées sarcomères. [3]

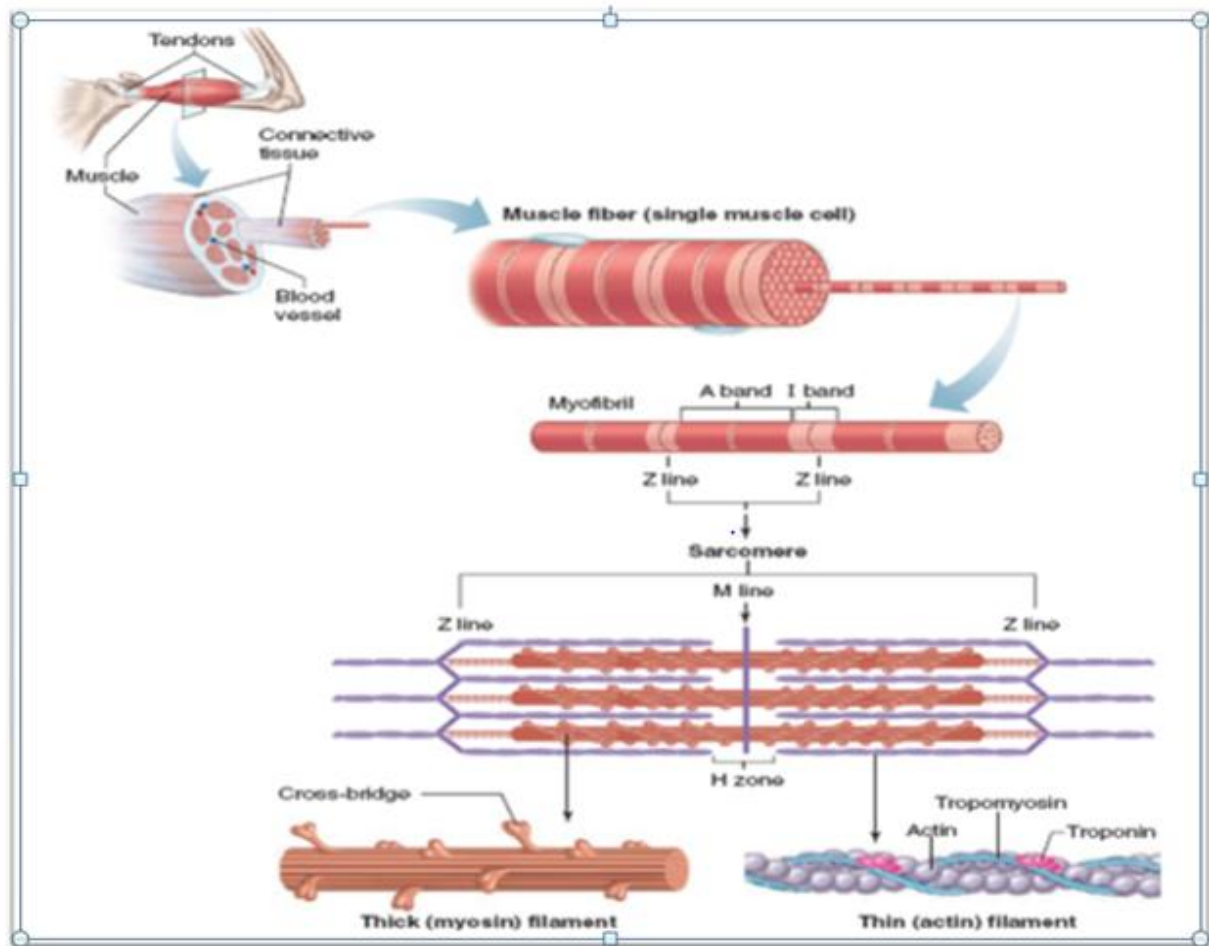


Figure 1. 2: Structure du muscle squelettique.

### 1.3. Type des muscles :

Il existe trois types de tissu musculaire : squelettique, cardiaque et lisse. Ces trois types diffèrent par la structure de leurs cellules, leur situation dans le corps, leur fonction et leur mode de déclenchement de leurs contractions.

#### ➤ Le tissu musculaire squelettique :

Se présente sous forme de muscle vibrant le squelette osseux et s'y attachent, les muscles squelettiques sont des muscles volontaires, ils peuvent se contracter rapidement et vigoureusement mais ils se fatiguent facilement et doivent prendre quelque repos après de courtes périodes d'activité et ils sont capables d'exercer une force considérable.

#### ➤ Le tissu musculaire cardiaque :

Il existe que dans le cœur ce sont des muscles striés et n'est pas volontaire la plupart d'entre nous n'exerçons aucune maîtrise consciente sur notre rythme cardiaque.

## ➤ Le tissu musculaire lisse :

Dans les parois des organes creux des voies respiratoires. Ce sont pas strier, ne sont pas soumise a la volonté leur mouvement sont involontaire, les contractions des fibres musculaire lisse sont lentes et continue. [3]

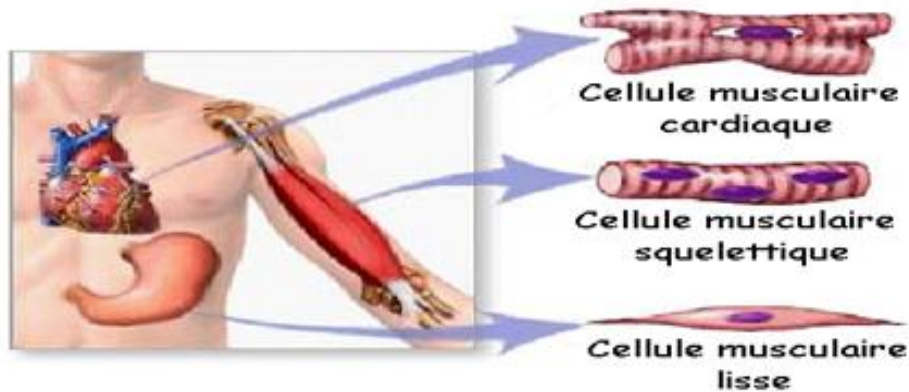


Figure1. 3: Les différents types de muscle.

## 1.4 Propriétés mécaniques du tissu musculaire :

Le tissu musculaire possède certaines propriétés particulières qui lui permettent de remplir sa fonction. Ces propriétés sont :

### 1.4.1 L'excitabilité :

Est la faculté de percevoir un stimulus et d'y répondre. En ce qui concerne les muscles, le stimulus est habituellement de nature chimique et la raiponce et la production et la propagation, le long du sarcoplasme, d'un courant électrique qui est à l'origine de la contraction musculaire. [3]

### 1.4.2 La contractilité :

Est la capacité de se contracter avec force en présence de la stimulation appropriée. C'est cette aptitude qui rend les muscles si différents de tous les autres tissus. [3]

#### ✓ Les différentes phases de la contractilité :

- **Phase de latence** : temps qui s'écoule entre l'évolution de la stimulation nerveuse et le début de la contraction musculaire.
- **Phase de contraction**: raccourcissement du muscle
- **Phase réfractaire**: le muscle ne répond pas, récupération du muscle

### 1.4.3 L'extensibilité :

Est la faculté d'étirement .l'ors qu'elles se contractent, les fibres musculaires raccourcissent, mais lorsqu'elles sont détendues, on peut les étirer au-deçà leur longueur de repos. [3]

### 1.4.4 L'élasticité :

Est la possibilité qu'ont les fibres musculaires de raccourcir et de reprendre leur longueur de repos lorsqu'on les relâche. Elle joue le rôle d'amortisseur (par ex lors d'un allongement particulier), supprimant les chocs, évitant les accidents, améliorant le rendement (élasticité parfaite).

Pour un meilleur rendement musculaire il faut que le muscle soit chaud il permet ainsi la fusion de secousses musculaires. [3]

## 1.4.5 Viscoélasticité :

Quand on relâche, le muscle reprend. Ce retour se fait en deux temps rapidement, puis lentement, Le retard de réponse permet de protéger le muscle lors des mouvements brusques.

- **En actif :** le sujet fait un mouvement volontairement.
- **En passif :** le mouvement est réalise par le praticien sur lui (plus grand retard a la réponse).

L'élasticité et la viscoélasticité jouent un rôle important lors de l'amortissement des tensions trop brutales dues aux raccourcissements et à l'allongement musculaire.

Elles jouent un rôle de protection des leviers osseux, des insertions musculaires des ligaments, des tendons. [3]

## 1.5. Propriétés électriques du tissu musculaire :

Chaque muscle reçoit au moins un nerf moteur, lequel est constitué de certaines d'axones de neurones moteurs. À l'endroit où il pénètre dans le muscle, l'axone se ramifie en plusieurs terminaisons azonales, sont chacune établit une jonction neuromusculaire avec une seule fibre musculaire. [4]

### 1.5.1 Unité motrice (UM) :

Est l'ensemble constitué par la cellule motrice de la corne ventrale, l'axone, les ramifications axonales distales, les synapses et les fibres musculaires. Le taux d'innervation d'une UM définit le nombre de fibres musculaires lui appartenant. Les muscles devant fournir un effort grossier (gastrocnémus) ont des UM à taux d'innervation élevé, alors que les muscles devant assurer une activité fine et discriminative (face, main) ont un nombre d'UM plus élevé, mais dont chacune d'elle a un faible taux d'innervation. Pour chaque UM, toutes les fibres sont du même type. Lorsque qu'un neurone moteur déclenche un potentiel d'action, toutes les fibres musculaires. Qu'il innerve répondent par une contraction. [4]

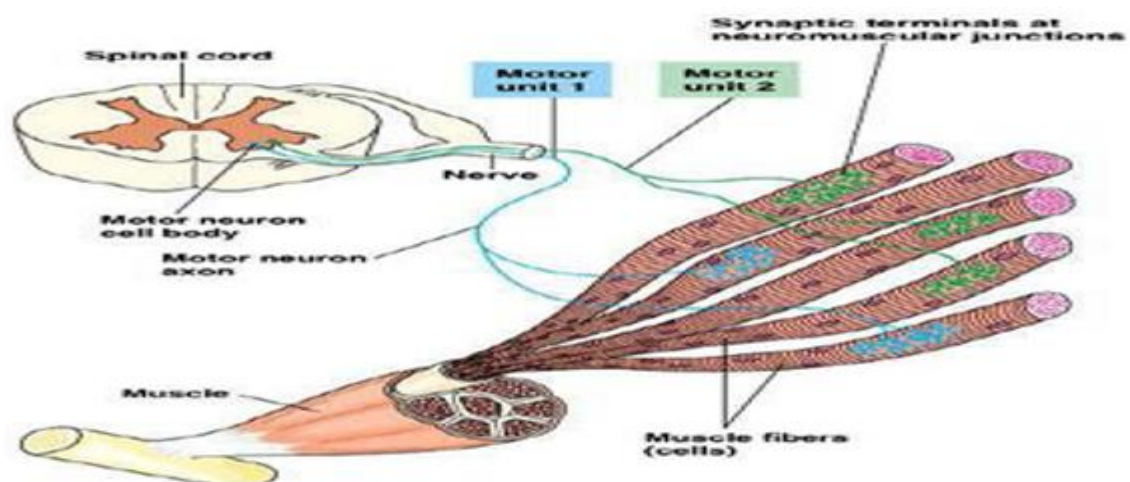


Figure 1.4 : L'unité motrice.

## 1.5.2 L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux :

Les fibres musculaires sont innervées par des fibres motrices  $\alpha$  ou motoneurones. Chaque motoneurone innerve plusieurs fibres musculaires qu'il active d'une façon synchrone. La structure de base autour de laquelle s'articule la physiologie musculaire est l'unité motrice. Une unité motrice est formée par un motoneurone (neurone moteur) située dans la moelle épinière, son prolongement (axone) qui chemine dans le nerf périphérique et l'ensemble des fibres musculaires que le motoneurone innerve. Chaque axone moteur se divise en un certain nombre de ramifications, chacune d'elle innervant une seule fibre musculaire. Ainsi au niveau du muscle biceps brachial, un motoneurone innerve en moyenne 100 fibres musculaires qu'il active de façon synchrone. Lors d'un mouvement, le contrôle de la force de contraction est lié au nombre d'unités motrices recrutées. [4]

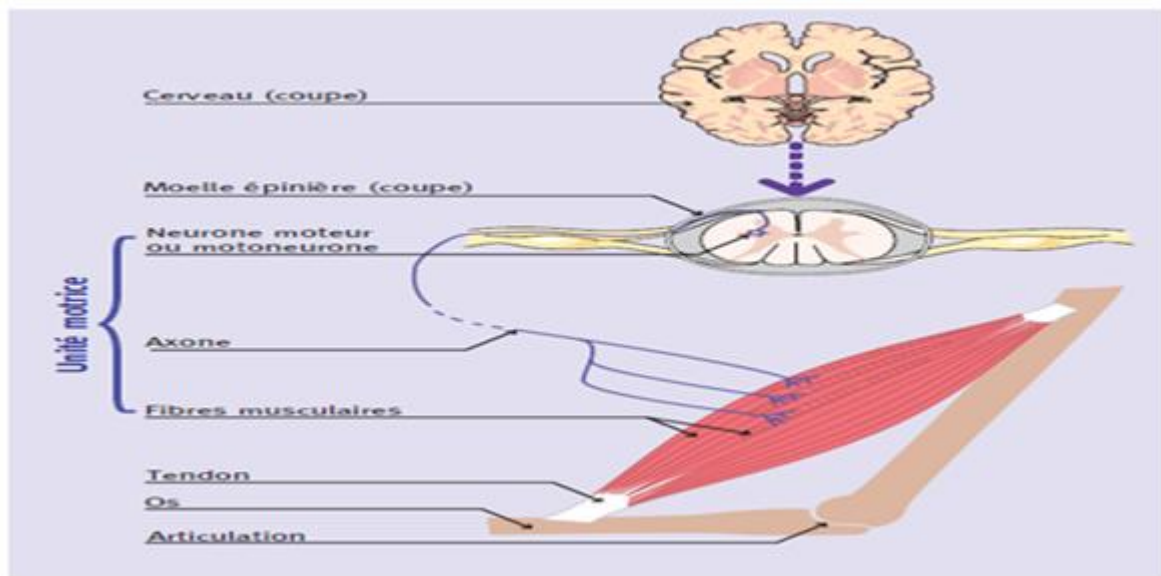


Figure 1.5: L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux

## 1.6 Différents types de contraction musculaire :

### 1.6.1 Le mouvement convulsif :

Tout le mouvement du corps humain de ses parties sont dus à des contractions musculaires (ou résultent pour le moins du mouvement des filaments d'actine et de myosine qui se trouvent aussi dans l'autres types de cellules). Les muscles squelettiques assurent la locomotion et la manipulation, et ils vous permettent de réagir rapidement aux événements qui surviennent dans votre environnement. [3]

### 1.6.2 Maintien de la posture :

Le fonctionnement des muscles squelettiques qui déterminent notre posture atteint rarement le seuil de la conscience. Leur action est suspendant presque constante. [3]

### 1.6.3 Dégagement de chaleur :

Il y a une perte d'énergie sous forme de chaleur pendant la contraction musculaire. [3]



**1.6.4 Contraction :**

Lorsque le muscle se contracte il effectue un travail. Ce travail est enregistrable grâce à un ergographe ou ergomètre.

✓ **Contraction isotonique:**

Il s'agit d'un travail dynamique Une contraction dynamique requière exceptionnellement. (Iso = même ou constante et tons = tension). Lors d'une contraction isotonique, la longueur Du muscle varie mais non la tension. Par exemple, un athlète réussit (approximativement) Une contraction isotonique lorsqu'il abaisse un poids extrêmement lourd, à une vitesse lente et Constante, contre une résistance maximale. Toutefois, ce type de contraction est rarement Observé dans les sports et les événements athlétiques. Le déplacement d'une charge Quelconque implique un changement continu des angles articulaires qui à leur tour imposent Des niveaux de tension variés pour déplacer cette charge.

✓ **Contraction isométrique:**

Il s'agit d'un travail statique. (Iso= même, *métrique* = longueur) est une contraction pour laquelle le muscle, même contracté, ne change pas de longueur. Dans ce cas, la contraction s'exerce contre une charge dont la force dépasse celle des muscles de l'athlète et par conséquent il n'y a pas déplacement de la charge. Nous savons cependant qu'une force considérable a été produite par l'état de fatigue éprouvé par l'individu. Néanmoins, aucun mouvement externe n'est perçu. En d'autres termes, aucun travail musculaire n'est réalisé lors d'une contraction isométrique (travail = force X distance). [5]

**1.6.5 Le téтанos :**

(À ne pas confondre avec la maladie bactérienne du même nom) est le mode habituel de contraction musculaire dans notre organisme ; c'est-à-dire que les neurones moteurs envoient des volées d'influx (influx se succédant rapidement) et non des influx isolés provoquant des secousses. [3]

**1.7 La bioélectricité:**

En peut résumer tout les étapes par la figure suivante :

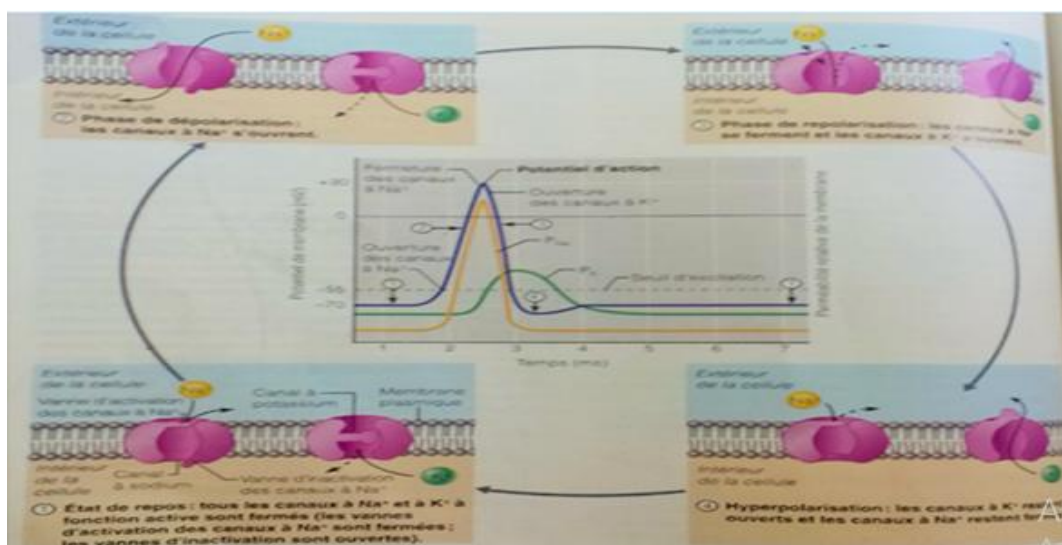


Figure 1.6 : La bioélectricité

**1.7.1 Hyperpolarisation :**

Maintien de la perméabilité au potassium. Comme les canaux à  $K^+$  réagissent lentement au signal de dépolarisation, la période de perméabilité accrue aux ions potassium dure un peu plus longtemps qu'il n'est nécessaire pour revenir à l'état de repos par suite de la perte excessive d'ions  $K^+$ , on observe une hyperpolarisation tardive sur le graphique du tracé après le pic représentant le potentiel d'action (et avant la fermeture des vannes des canaux à  $K^+$ ). Notez que, dans les canaux à  $Na^+$ , les vannes d'activation aussi bien que celles d'inactivation sont fermées pendant l'hyperpolarisation tardive ; cela signifie que le neurone est incapable de réagir à un stimulus et de se dépolariser au cours de cette phase. [6]

**1.7.2 La dépolarisation :**

Rétablir les conditions électriques du potentiel de repos, mais elle ne rétablit pas les conditions ioniques de l'état de repos. La redistribution des ions se s'accomplit par l'activation de la pompe à sodium et à potassium après la dépolarisation. On pourrait penser qu'un très grand nombre d'ions  $Na^+$  et  $K^+$  changent de place pendant la production du potentiel d'action, mais tel n'est pas le cas. De petites quantités seulement de sodium et de potassium traversent la membrane. (L'afflux de  $Na^+$  et  $K^+$  changent de place pendant la production du potentiel d'action. [3])

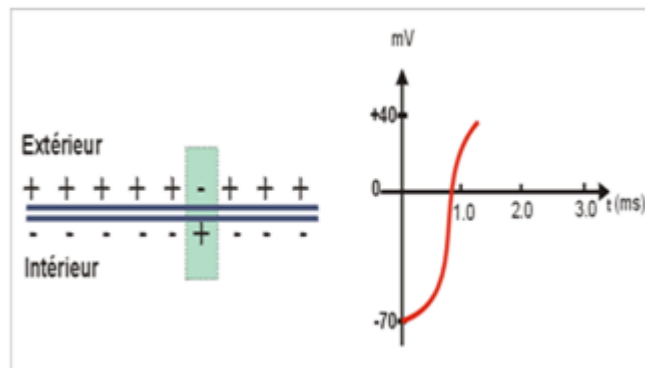


Figure 1.7 : la phase de dépolarisation

**1.7.3 Repolarisation :**

Après le passage de la vague de dépolarisation, la perméabilité du sarcoplasme se modifie de nouveau : les canaux du  $Na^+$  se ferment et les canaux du  $K^+$  s'ouvrent, laissant les ions potassium diffuser vers l'extérieur de la cellule. la membrane retrouve donc son état de repos.

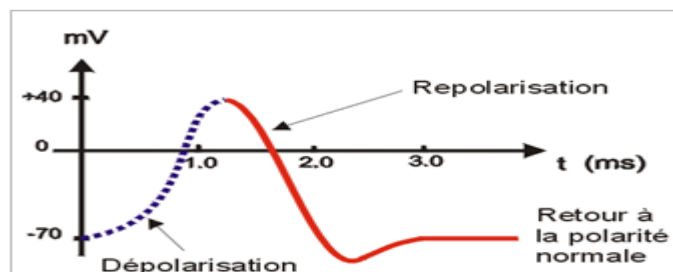


Figure1. 8: la phase de repolarisation.



La repolarisation se fait dans le même sens que la dépolarisation et elle doit prendre fin avant que la fibre musculaire puisse être stimulée de nouveau. Plus tard, les concentrations ioniques propres à l'état de repos seront rétablies par la pompe à sodium et à potassium. [3]

### 1.7.4 Le potentiel d'action :

est une suite prévisible de phénomènes électriques qui se propagent le long du sarcoplasme. en première lieu, la membrane se dépolarise par ce que les canaux du sodium ( $\text{Na}^+$ ) s'ouvrent et laissent le sodium pénétrer dans la cellule ; puis elle se repolarise. au fur et à mesure que la dépolarisation locale s'étend aux autres régions du sarcoplasme, elle déclenche l'ouverture de canaux du sodium commandés par le voltage (canaux voltage-dépendants) ; les ions sodium, qui jusque-là ne pouvaient traverser la membrane, entrent alors dans la cellule en suivant leur gradient électrochimique. [3]

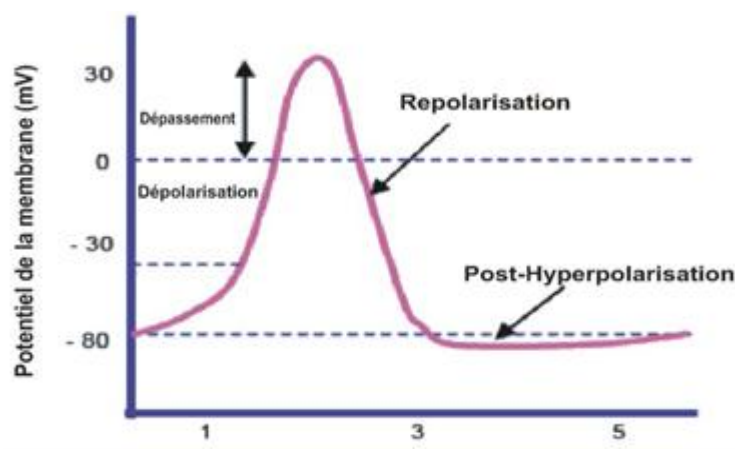


Figure 1.9: Potentiel d'action

### 1.7.5 La propagation d'un potentiel d'action :

Pour qu'il serve à des fins de signalisation, le potentiel d'action produit doit être propagé sur toute la longueur de l'axone. Comme nous l'avons vu, le potentiel d'action est engendré par l'afflux d'ions  $\text{Na}^+$  traversant une portion de la membrane plasmique (cette portion, dans le cas d'un influx se déplaçant à vitesse moyenne, serait d'une longueur d'environ 2 cm).

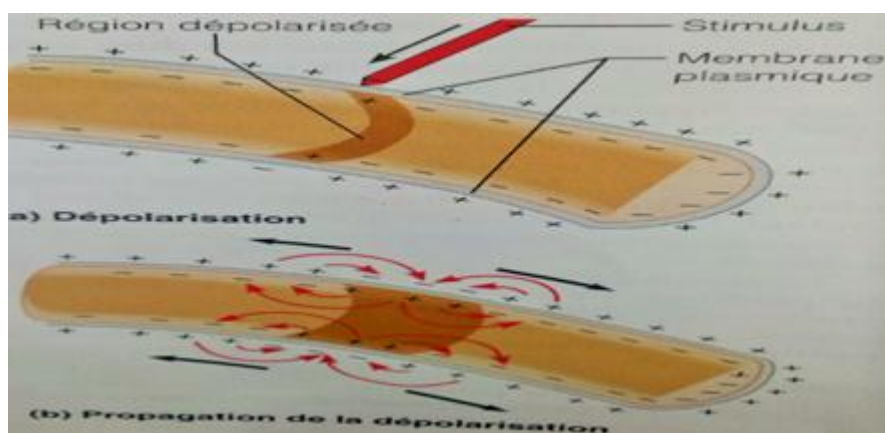


Figure 1.10: La propagation d'un potentiel d'action

Cela produit des courants locaux qui dépolarisent la région adjacente de la membrane plasmique (en s'écorégions du point d'origine de l'influx nerveux), avec pour résultat l'ouverture des canaux voltage-dépendant d'une cette région de la membrane et le déclenchement d'un potentiel d'action à cet endroit. Dans la région où un potentiel d'action vient de ce produire, les canaux à  $\text{Na}^+$  se referment et aucun nouveau potentiel d'action se propage toujours en s'éloignant de son point d'origine. [6]

## 1.7.6 Le potentiel de repos de la membrane :

La différence de potentiel entre deux points se mesure à l'aide d'un voltmètre. Lorsqu'on insère une des microélectrodes du voltmètre dans le cytoplasme d'un neurone et qu'on place l'autre sur sa face externe, on enregistre un voltage d'environ  $-70\text{mV}$  à travers la membrane. Le symbole « moins » indique que la face cytoplasmique (interne) de la membrane du neurone est chargée négativement, alors que la face externe (du côté du liquide interstitiel) est chargée positivement. Cette différence de potentiel dans un neurone au repos est appelée potentiel de repos, et on dit alors que la membrane est polarisée. La mesure du potentiel de repos varie (de  $-40$  à  $-90\text{mV}$ ) selon le type de neurone.

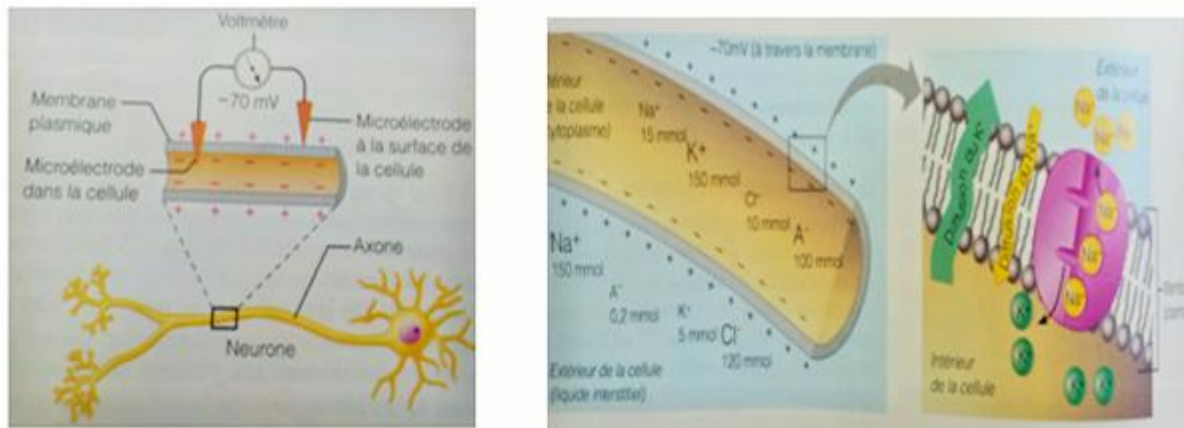


Figure 1.11 : Le potentiel de repos de la membrane

## 1.8 Electromyographie :

- Comme de nombreux phénomènes naturels, leur observation ne peut être directe que par l'utilisation d'outils performants. L'histoire de l'électromyographie (EMG) a débuté avec la découverte de l'électricité.
- Un électromyogramme signifie littéralement l'enregistrement de l'activité électrique de la membrane de la cellule musculaire.
- En 1773, Walsh avait été en mesure de démontrer clairement que le tissu musculaire pourrait générer une étincelle d'électricité. Plus tard en 1790, Galvani a obtenu une preuve directe qu'il existe une relation entre la contraction des muscles et de l'électricité au cours d'une série d'études sur les muscles de la grenouille.
- Par l'utilisation des premiers galvanomètres, Carlo Matteucci a prouvé en 1838 que les courants électriques sont générés par les muscles pendant leur contraction. L'étude de la fonction du muscle à l'aide de l'activité électrique qui accompagne la contraction du muscle est devenue une discipline appelée Électromyographie.
- Il a été connu par le travail de Piper (1912), que les contenus du signal EMG aussi bien l'amplitude que la fréquence changent durant une contraction musculaire soutenue en cas de fatigue. [7]

- En 1922, H. Gasser S. et J. Erlanger ont utilisé l'oscilloscope pour observer la morphologie du signal EMG de détection consiste à étudier l'activité électrique des muscles au repos et lors de leur activation volontaire.
- Cette activité est recueillie par des électrodes placées dans une fine aiguille qui est placée dans le muscle à explorer.
- L'activité des muscles superficiels peut être recueillie par des électrodes placées sur la peau en regard.
- L'enregistrement de l'activité d'un muscle(EMG) après stimulation électrique de son nerf (stimulodétection) permet de mesurer les vitesses de conduction de ce nerf et étudier le fonctionnement de muscle. [8]



Figure1. 12 : Exemple d'étude de la conduction d'un nerf par Électromyogramme (stimulodétection).

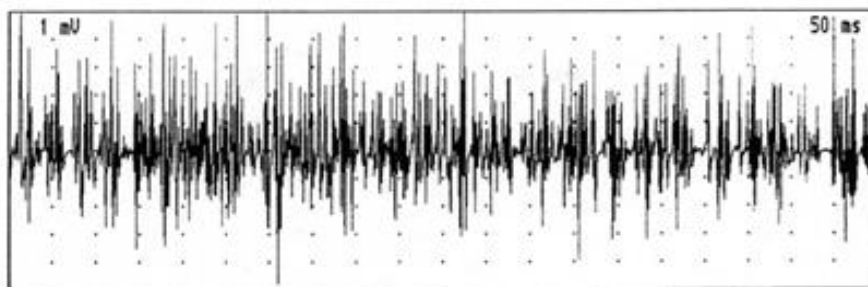


Figure 1.13 : Exemple d'étude du fonctionnement d'un muscle par électromyogramme (détection).

- ✓ Les électromyogrammes sont devenus un outil fondamental à la réalisation de la commande artificiel au mouvement d'organe.

### 1.8.1 Description du signal de l'électromyogramme :

- Le signal EMG est une représentation de l'activité électrique générée par la dépolarisation de la membrane de la fibre au niveau de la plaque motrice qui produit un Potentiel d'action de propagation. Les sources du signal sont ainsi situées au niveau des zones dépolarisées des fibres musculaires. La détection du signal EMG implique l'utilisation d'électrodes intramusculaires ou de surface qui sont placées à une certaine distance par rapport aux sources. [9]
- L'électromyogramme est un appareil qui lit les signaux électriques qui proviennent des muscles et des nerfs.
- Cet appareil permet de faire une analyse de la contraction musculaire et aussi de la conduction nerveuse du corps humain.
- Le fonctionnement général de l'électromyogramme est que lors d'une contraction forte d'un muscle, le signal envoyé sera plus fort que lorsque la contraction est plus faible.

- Les mesures obtenues par l'électromyogramme sont importantes pour des applications telles que les prothèses, les diagnostics biomécaniques ainsi que procéder à des analyses de mouvements dans différents sports. [7]
- Lorsque la corne ventrale de la moelle envoie vers les muscles des influx nerveux sous une influence supra spinale, la contraction musculaire dépend de :
  - La fréquence de l'influx nerveux, dont l'accélération est fonction de la force musculaire. Ces phénomènes électriques sont mesurés en microvolts ( $\mu\text{V}$ ). Il faut insister sur le fait que la corne ventrale de la moelle ne mobilise pas toutes les UM de son pool, même pour une contraction musculaire maximale. 60% environ sont actives, le reste est en attente pour relayer celles qui fonctionnent [4].

## 1.8.2 Caractéristique du signal EMG :

Il est bien établi que l'amplitude du signal d'EMG soit stochastique (aléatoire) en nature et peut être raisonnablement représentée par une fonction de distribution de Gaussien. L'amplitude du signal peut varier de  $10\mu\text{V}$  à  $3\text{mV}$ .

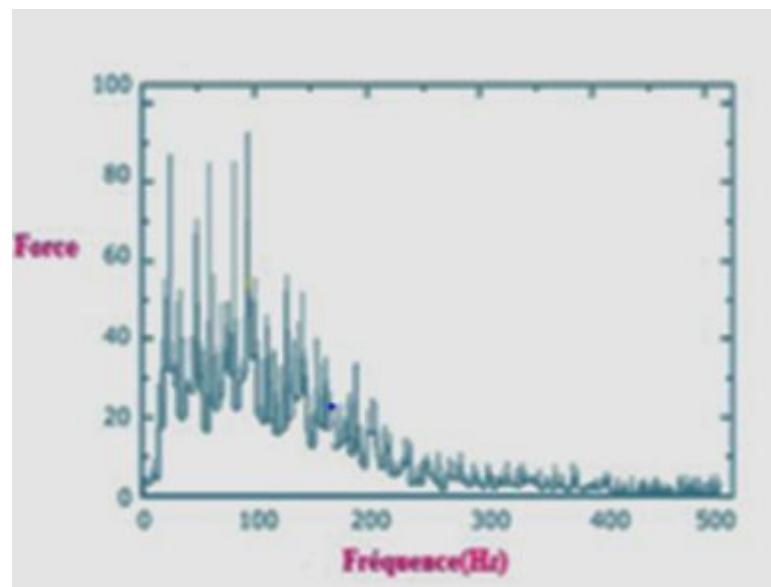


Figure 1.14 : Spectre de fréquences du signal du muscle.

- L'énergie utilisable du signal est limitée aux 0 à 500 hertz de gamme de fréquence, avec de l'énergie dominante étant dans la gamme de 50-150 hertz. Les signaux utilisables sont ceux avec de l'énergie au-dessus du niveau de bruit électrique [4].
- Du côté de la fréquence, on peut voir que la bande de fréquence qui est présente dans le signal obtenu par les muscles et les nerfs est très large (environ 3KHz).
- Il est très difficile d'obtenir une valeur exacte concernant la fréquence haute du signal. Dans certains volumes ils affirment que la fréquence haute peut atteindre une fréquence 3KHz alors que dans d'autres, ils prétendent que la fréquence haute est de 1KHz.
- Une recherche plus approfondie a permis de découvrir que l'ensemble des muscles respecte le spectre en fréquence suivant [10].
- Voici un graphique qui présente une idée générale de l'allure que devra avoir le filtre numérique dans le meilleur des cas (filtre pratiquement idéal).

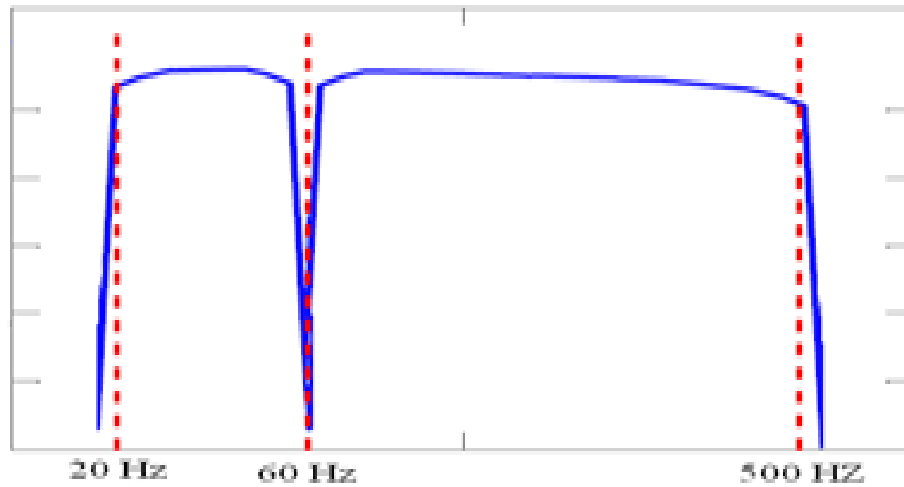


Figure 1.15 : la fréquence de coupure du filtre numérique (idéal).

### 1.9 Conclusion :

Ce chapitre nous a permis de connaître brièvement les informations principales pour ramener notre petit projet à la réalité. Un électromyogramme (EMG) est un examen qui consiste à analyser l'activité électrique des muscles après l'avoir amplifiée, visualisée sur écran et enregistrée. Les qualités de rythme, l'amplitude et la richesse de l'activité qui est enregistrée sont modifiées quand il existe une pathologie musculaire. Il permet de localiser les nerfs atteints et de préciser le mécanisme de cette pathologie. La méthode d'acquisition c'est un outil incontournable pour le diagnostic.

**Chapitre 2 :**  
**Étude d'un électromyogramme**

## 2.1 Introduction :

Il est nécessaire dans ce chapitre de faire une recherche sur l'électromyogramme pour bien comprendre son fonctionnement. L'électromyographie est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électrodiagnostique.

Les recherches décrites dans cette section concerneront l'acquisition du signal EMG et les aspects théoriques du projet soit : les différents types d'électrode qui peuvent être utilisés avec un électromyogramme avec son emplacement, les caractéristiques électriques du signal de l'électromyogramme et la manière dont le signal doit être traité : amplifié, filtré, et en fin affiché sur un écran, ou digitalisé afin de faciliter l'analyse ultérieure du signal.

Nous discutons aussi sur le système d'enregistrement, les limitations de se signal et les bruits de différentes natures qui peuvent masquer le signal EMG et la manière dont le signal doit être traite afin de réduire les effets de ces bruits.

## 2.2 Instrumentation en EMG :

L'électromyographie est employée dans les domaines de l'étude du mouvement humain et du diagnostic neuromusculaire. Elle est le plus fréquemment employée dans le domaine de la neurophysiologie clinique ou de la médecine électrodiagnostique avec nombreuses applications de l'EMG de surface : analyse de mouvement et de la posture (sport, clinique, ergonomie), étude de la fatigue musculaire, étude de la relation EMG/force...Etc. a fin d'avoir l'acquisition du notre signal.

En peut schématisée l'instrumentation en EMG comme cela :

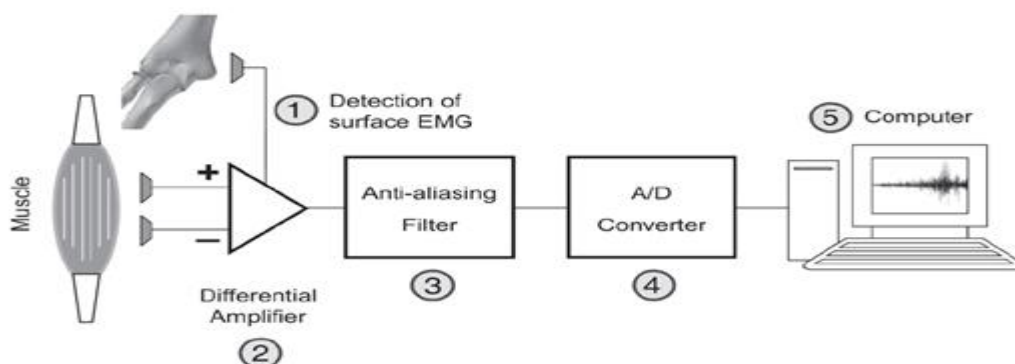


Figure 2.1 : Schéma synoptique simplifié de l'acquisition d'électromyogramme de Surface.



### 2.2.1 Les électrodes :

Les signaux électro physiologiques reflètent l'activité physiologique constituée par un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure de ces signaux, y compris le signal EMG, est effectuée au moyen de capteurs soit de manière invasive ou non invasive.

Dans la détection invasive effectuée avec des aiguilles, ces dernières doivent être insérées à l'intérieur du muscle pour obtenir des signaux, tandis que dans la détection non-invasive, des électrodes sont placées sur la surface du muscle [9]

#### 2.2.1. A Les type des électrodes :

Les électrodes aiguillent :

L'utilisation des électrodes aiguilles pour étudier l'activité locale dans le muscle. L'insertion d'électrodes dans les muscles permet la détection de potentiels électriques à proximité des fibres musculaires, et l'effet du volume conducteur est limité. Dans ce cas, les potentiels d'action des unités motrices individuelles (PAUM) peuvent être facilement identifiés à partir du signal d'interférence, au moins au niveau des forces modérées. [1]



Figure 2.2 : Exemple de type des électrodes aiguilles.

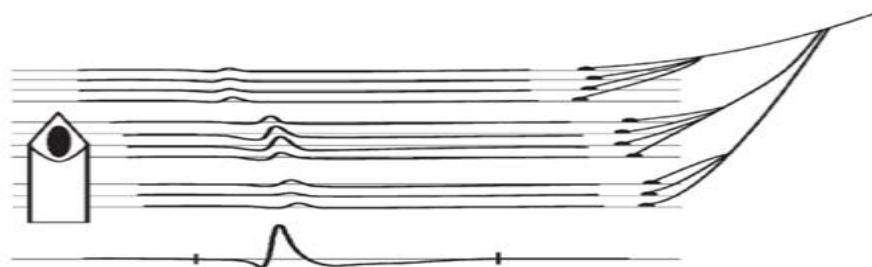


Figure 2.3 : Le potentiel d'action de l'unité motrice détecté par des électrodes aiguilles concentrique.

#### EMG de surface :

Bien que la technique de détection non-invasive fournisse des signaux à bande passante, inférieure à 400 Hz, qui est une bande passante étroite comparée à la largeur de la bande passante en cas de l'EMG intramusculaire qui est supérieure à 1 kHz l'EMG de surface (SEMG) est actuellement utilisé dans de nombreuses applications. Au cours des dernières années, l'EMG est devenu de plus en plus important. Cette importance vient de nombreux avantages par rapport à l'EMG de l'aiguille. En fait, il ne provoque pas de douleur ou



d'inconfort et il n'y a aucun risque d'infection qui est susceptible lors de l'insertion d'une aiguille. De plus; il peut être effectué par un personnel autre que les médecins, avec un risque minime pour le sujet. L'activité myoélectrique apparaît sur la surface de la peau en tant que potentiels électriques avec une bande passante limitée de 15 à 400 Hz, et avec une très faible amplitude de certain micro à quelques millivolts crête à crête en fonction de l'intensité de la contraction du muscle. Des instruments très sensibles sont alors nécessaires pour la détection, l'amplification le conditionnement et la numérisation des signaux SEMG. [9]



Figure 2.4 : Exemple d'électrodes sèches et gélifiées

### 2.2.1. B Placement des électrodes :

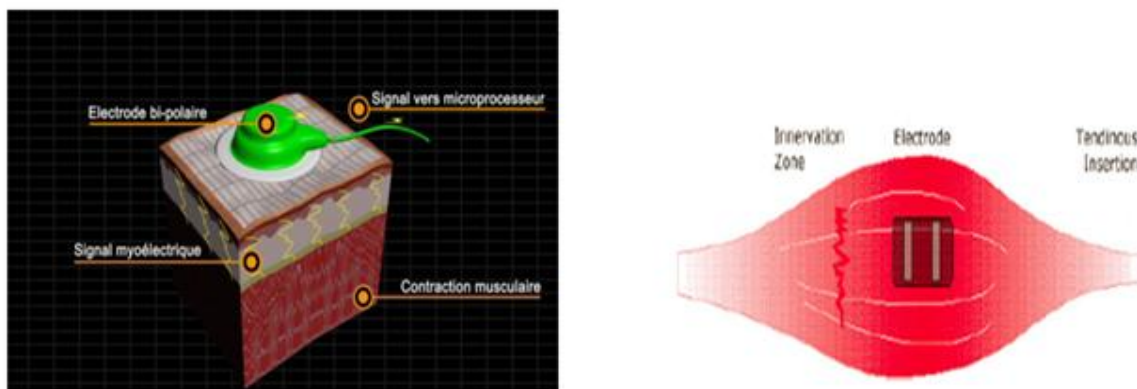


Figure 2.5 : Placement d'une électrode.

- ✓ Placer les électrodes :
  - aux fibres musculaires
  - au milieu du corps musculaire
  - Les fils doivent être immobilisés à la peau jamais sur ou à côté de l'insertion tendineuse ni sur la zone d'innervation (point moteur)
  - les potentiels d'action se déplacent étrangement (dans les 2 sens) et la détection EMG en est affectée (signal faible, voire nul)
  - L'électrode de référence est loin et placée sur une aire neutre électriquement (os) N.B : il doit y avoir seulement une électrode de réf. Par personne [11]

### 2.2.1. C. Placement typique :

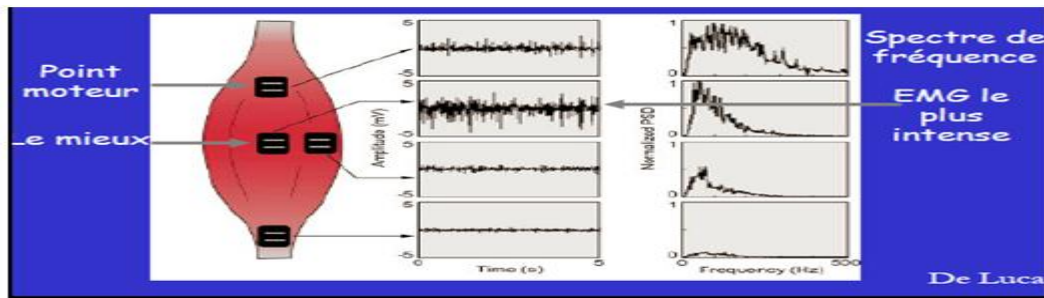


Figure 2.6 : Placement typique des électrodes avec son spectre de fréquence. [11]

### 2.2.1 .D. Préparation de la peau :

- Réduire les effets des artefacts de la peau :

Graisse, poils, saleté, cellules mortes de la peau et transpiration, tous ces artefacts réduisent le signal EMG enlever les poils et les couches mortes d'épiderme

- Nettoyer avec une solution à base d'alcool
- Laisser sécher
- Appliquer les électrodes -dans la direction des fibres musculaires, sur le ventre musculaire (emplacement standardisé), Mesurer l'impédance des électrodes inférieur à 5 K Ohm (norme-Répéter la préparation de la peau si l'impédance est trop grande (éventuellement papier de verre)

### 2.2.1. E. Limitation de l'EMG :

#### Problèmes possibles :

Allergie à l'adhésif de l'électrode ou suite au nettoyage - tests sur plusieurs jours difficile du au repositionnement des électrodes - possible infections avec des électrodes intramusculaires - difficile à comparer entre les sujets ...donc utiliser % -EMG de surface n'est pas approprié pour tous les muscles - le positionnement des électrodes doit être rigoureux. [11]

### 2.2.2 Amplification :

D'une façon générale, un amplificateur remplit une triple fonction :

En augmentant son niveau, il assure une protection du signal vis-à-vis des parasites, du bruit de fond et des dérives des éléments suivants de la chaîne.

Par son impédance d'entrée élevée et sa faible d'impédance interne, il permet d'assurer un transfert optimal du signal d'entrée les dispositifs qu'il relie.

Il améliore la précision de mesure en portant le signal au niveau requis pour le convertisseur analogique numérique.

En instrumentation médicale le signal de mesure est fréquemment superposé à des tensions parasites de mode commun, dues en particulier à des couplages magnétiques ou électriques à des sources perturbatrices. Par leur aptitude à la rejection de mode commun. Les amplificateurs différentiels jouent un rôle capital dans la réduction des tensions parasites des lorsque celles si apparaissant comme des tensions de mode commun.

L'amplificateur à utiliser est l'amplificateur différentiel : recevant sur ses entrées les tensions  $v_2$  et  $v_1$ , il n'amplifie que leur différence, indépendamment-dans les limites définies-des valeurs de  $v_2$  et  $v_1$ .

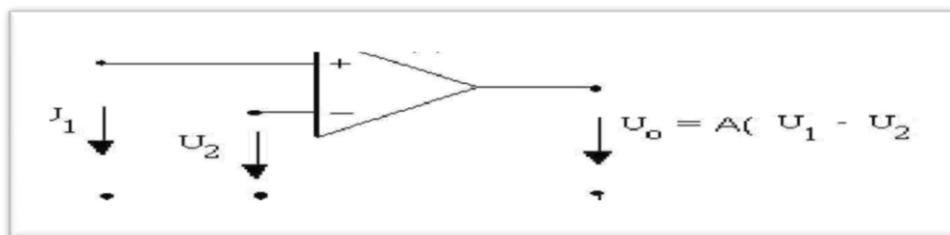


Figure 2.7 : Amplificateur différentiel

- ✓ Tension différentielle :  $V_d = v_2 - v_1$
- ✓ Tension de mode commun :  $V_{cm} = (v_1 + v_2)/2$

D'où il résulte :  $v_2 = V_{cm} + V_d/2$  et  $v_1 = V_{cm} - V_d/2$

Cette expression met en évidence que la tension différentielle  $V_d$ , qui est seule support de l'information, est superposé à la tension de mode commun  $V_{cm}$ .

La tension de sortie d'un amplificateur différentiel idéal, de gain  $G$  serait donc :

$$V_o = G \cdot (v_2 - v_1) = G \cdot V_d$$

En fait, l'amplificateur différentiel réel présente, vis-à-vis de la tension  $V_{cm}$  de mode commun, une certaine sensibilité qui est spécifique par son taux de réjection en mode commun (CMRR). Or selon la structure d'un amplificateur différentiel qui peut être considéré comme forme d'un amplificateur inverseur de gain  $G_-$ , d'un ampli non inverseur de gain  $G_+$  et d'un sommateur alors le CMRR s'exprime comme le rapport de gain différentiel et de mode commun.

- ✓ Gain différentiel  $G_d$  :  $G_d = (G_+ + G_-)/2$
- ✓ Gain mode commun  $G_{mc}$  :  $G_{mc} = G_+ - G_-$

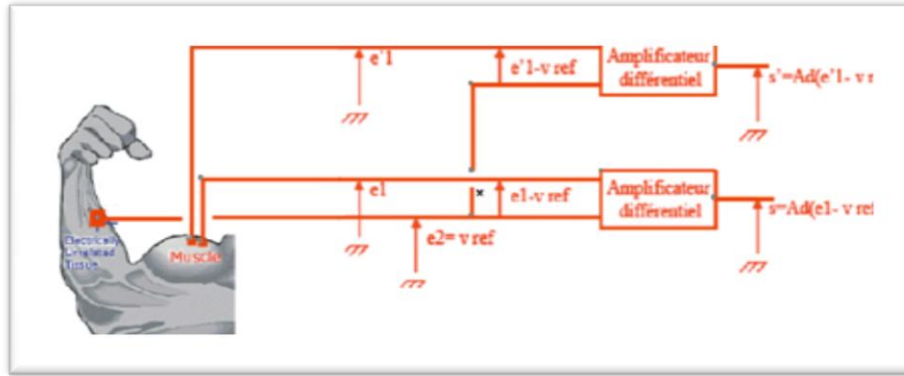


Figure 2.8 : Amplificateur différentiel d'EMG

Parmi les montages à amplificateur différentiel on peut citer l'amplificateur d'instrumentation (grande impédance d'entrée, réglage de gain par une seule résistance, parfaite symétrie des voies inverseurs et non inverseurs) et l'amplificateur d'isolement (ou une barrière d'isolement galvanique ou optique sépare deux étages d'amplificateur). [12]

### 2.2.3 Filtrage :

Le filtrage des signaux est nécessaire pour éliminer les artéfacts d'enregistrement et le bruit généralement lié à l'amplification

Caractérisé par une fréquence de coupure, il laisse passer les fréquences au dessous ou au dessus de cette fréquence de coupure. [11]

Passé haut , Passé bas , Passé bande

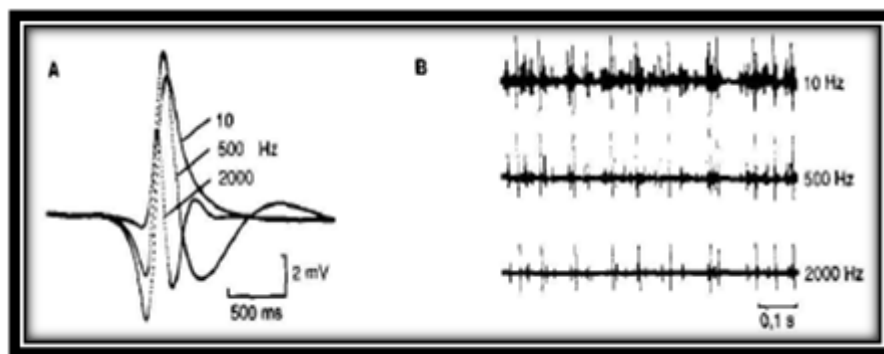


Figure 2.9 : Présentation des trois types des filtres : haut-bas-bande

#### ➤ Les filtres idéaux :

Un filtre idéal peut être caractérisé par :

Sa bande passante (passe band), dans laquelle toutes les composantes fréquentielles d'un signal sont transmises avec une atténuation nulle, et sans déphasage

Sa bande atténuée (stop band), à l'intérieur de laquelle toutes les composantes fréquentielles d'un signal sont transmises avec une atténuation infinie.

Les dispositions relatives de ces bandes sur l'axe des fréquences varies permettent de définir quatre types de filtres idéaux (filtres 8) [13] :

**2.2.3.1. Le filtre passe- bas (Lowe-passe-filtre) :**

Dont la bande passante s'étend du continu à une fréquence donnée FC [4]

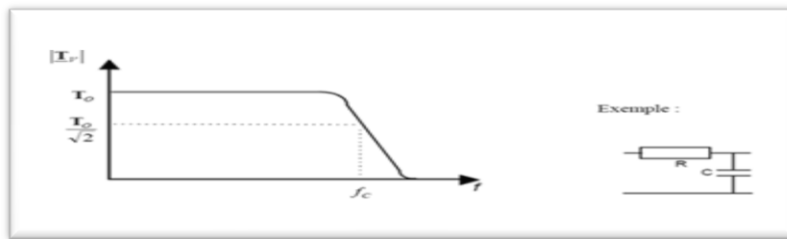


Figure 2.10 : Filtre passe bas

**2.2.3. 2. Le filtre passe-haut (High-passe-filtre) :**

Dont la bande passante s'étend d'une fréquence donnée FC à l'infini ; [13]

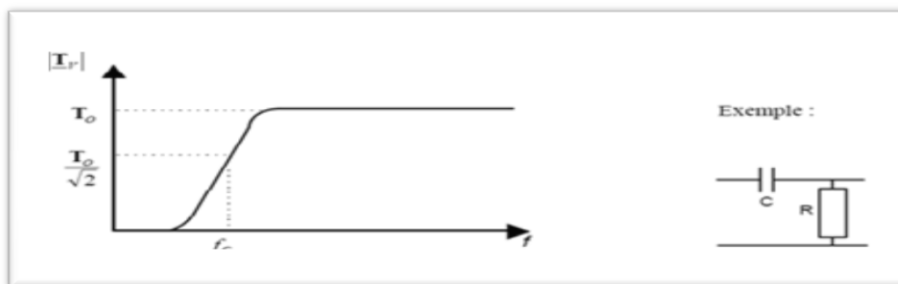


Figure 2.11 : Filtre passe haut

**2.2.3. 3. Le filtre passe bande (band-passe-filtre) :**

Dont la bande passante est limitée inférieurement et supérieurement par deux fréquences f L et f H ; [4]

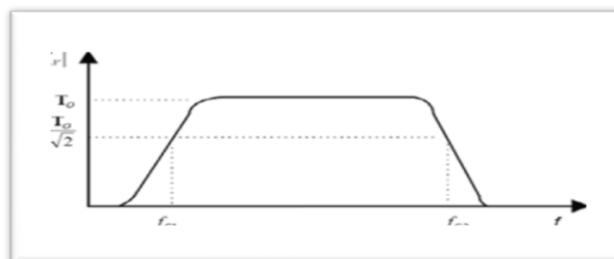


Figure 2.12 : Filtre passe bande

#### 2.2.3. 4. Le filtre coupe-bande ou réjecteur de bande (band-reject filter ou stop-band filter) :

Qui permet de supprimer les fréquences du spectre d'un signal situées dans une bande limitée inférieurement et supérieurement par deux fréquences  $f_L$  et  $f_H$ . Lorsque la différence  $f_H - f_L$  tend vers zéro, le filtre est appelé un réjecteur de fréquence (notch filter). [13]

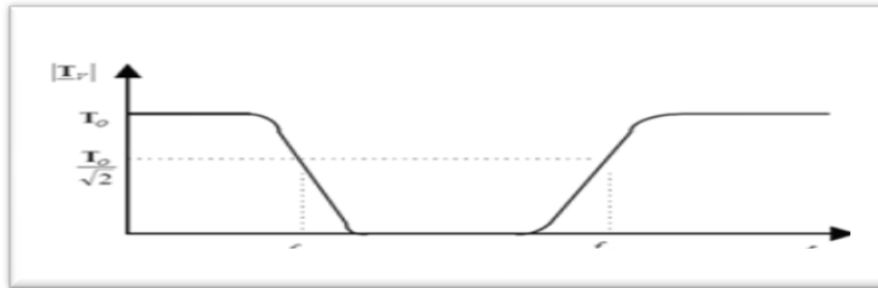


Figure 2.13 : Filtre passe coupe bande

#### 2.2.4. L'enregistrement :

Pour aider le praticien dans son diagnostic d'éventuelles pathologies, l'information utile sur l'EMG est transcrite des deux manières : Sur papier, Sur un support informatique. [10]

##### 2.2.4. 1. Enregistrement sur papier :

La plume transcrite sur le papier les variations de potentiel en fonction du temps. Le mouvement de la plume se fait perpendiculairement au sens de déroulement du Papier. [10]

##### 2.2.4. 2. Enregistrement numérique :

Actuellement les appareils à plumes sont remplacés par des appareils numériques. Le principe est le même mais le signal est enregistré après conversion analogique/numérique (CAN). Cette conversion consiste à mesurer à des intervalles réguliers choisis en fonction de la fréquence maximale du signal à enregistrer.

L'EMG est ensuite affiché sur un écran et éventuellement imprimé. Un des avantages principaux de cette méthode est de pouvoir appliquer aux signaux des techniques de traitement du signal plus sophistiquées. [15]

#### 2.3. Bruit dans le signal EMG :

On considère lors d'un enregistrement EMG, que le bruit de fond et les signaux d'origine non identifiée ont une densité de puissance constante sur l'ensemble de la région de fréquence étudiée.

En partant de cette hypothèse, la composante {bruit} du rapport signal/bruit est généralement extrapolée à partir des valeurs de densité de puissance obtenues dans la zone des fréquences les plus élevées du spectre de puissance de l'EMG.

Le bruit provenant des appareils d'enregistrement électro physiologique modernes ne pose généralement pas de problème, mais d'autres équipements, comme les capteurs de pression ou de mouvement, les pompes, et les ventilateurs, peuvent introduire des bruits de fréquence variée [9]

### **2.3.1 .Les bruits d'origine externe :**

Les couplages parasites (inductifs ou capacitifs) avec le réseau instruisent dans le montage des tensions ou des courants parasites à des fréquences multiples de 50 HZ. Lorsque les alimentations sont mal filtrées, Leurs tensions résiduelles agissent comme des bruits externes. Les relais et les contacteurs produisent des parasites au moment de l'interruption du courant qui traverse leurs enroulements. Les circuits de commande à thyristors ou à triacs introduisent également des parasites. [14]

### **2.3.2. Les bruits d'origine interne :**

Ils sont dus au caractère discontinu et quantifié des phénomènes physique à l'échelle microscopique ; ils ont pour origine des fluctuations permanentes et aléatoires des grandeurs électriques ou électromagnétiques (courant, tension, champ,...).

Suivant le mécanisme de génération du bruit, et donc suivant le caractère de ces fluctuations, on distingue plusieurs types de bruits :

- Le bruit thermique (Johnson noise).
- Le bruit de grenaille (Shoot noise ou bruit de Schottky) [14]

### **2.4. Conclusion :**

D'après ce chapitre, on conclut que le signal EMG est signal à faible amplitude .en plus, il est généralement bruité. D'où la nécessité des différents étages d'amplification et de filtrage.

On réaliser un cahier de charge comprenant ces différents étages du notre signal EMG afin d'avoir un signal d'une bonne qualité. Le chapitre suivant est consacré à la réalisation pratique de ces étages.

**Chapitre 3 :**  
**L'acquisition d'EMG**



### 3.1 Introduction :

Le principe des examens électromyogramme(EMG) repose respectivement sur l'acquisition des signaux électrique qui proviennent : d'activités musculaires, comme nous l'avons vue au chapitre2 ces signaux subissent des opérations de conditionnement et de mise en forme à l'aide d'un circuit électronique. Un enregistrement des signaux sur un pc est envisagé pour numérisé le signal et d'effectuer des opérations de traitement numérique. Grâce aux nouveaux procédés de manipulation et avec le développement des microordinateurs et calculateurs il devient en effet possible de visualiser et enregistrer ces activités. Ce chapitre alors propose d'aborder la question comment enregistrer le signalEMG ? On étudiera alors les procédures de passage de l'analogique vers le numérique et l'enregistrement de ces activité qui repose essentiellement sur l'acquisition temps réel à l'aide d'une carte ARDUINO, que nous l'aborderons dans cette partie.

### 3.2 Principe d'enregistrement du signal EMG :

- **ÉLECTROMYOGRAPHIE :**

C'est un examen consistant à enregistrer l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf. à l'aide d'une aiguille-électrode ou de surface placée sur la peau au-dessus du muscle par rapport à une électrode de référence, pour avoir un signal bien amplifié puis transmis à l'appareil qui Peut être analysé visuellement sur l'écran, ou en écoutant les sons produits par un hautparleur. Le tracé obtenu est appelé électromyogramme.

En a établie un schéma présentant d'une manière simplifiée le chemin de traitement que devra suivre le signal pour obtenir des résultats valables.

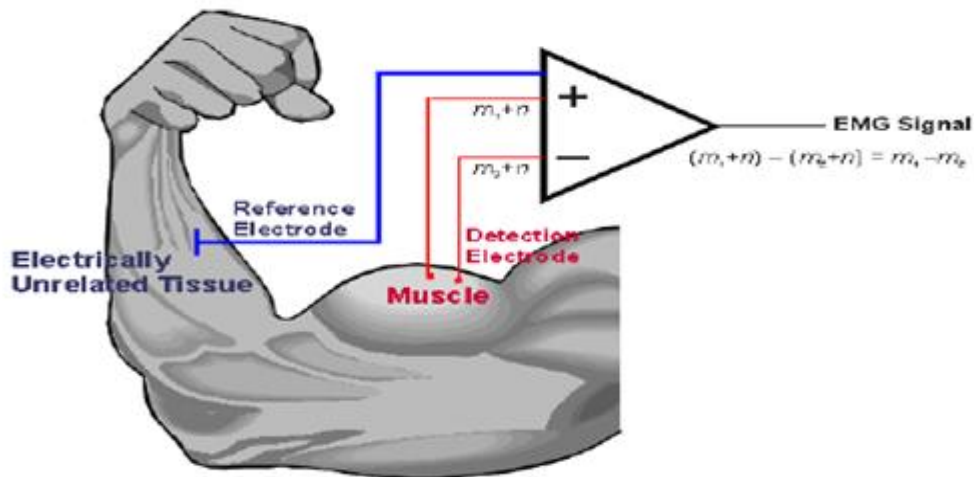


Figure3.1:Principe de la détection EMG.

#### 3.2 .1 Schéma bloc synoptique d'acquisition du signal EMG :

Présente les étapes essentielles qui nous permettent la détection du signal EMG. Dans ce qui suit, nous allons :

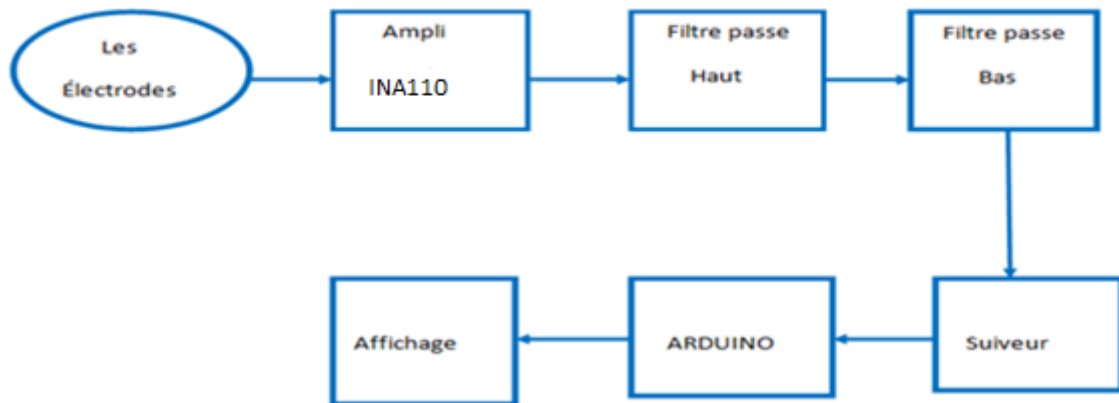


Figure3.2: schéma bloc de l'électromyogramme.

### 3.2 .2Présentation de chaque étage :

**Etage 01**  $\Longrightarrow$  les électrodes : permet d'anregistré le signal EMG, Sont typiquement Espacées de 10 à 20 mm sont utiliséesPour détecter les deux potentiels sur la peau au-dessus du muscle, chacun par rapport àL'électrode de référence.

Les potentiels détectés par les différentes électrodes de l'arrangement peuvent être considérés comme des échantillons spatiaux instantanés de la distribution du potentiel généré sur la surface de la peau par l'excitation des fibres musculaires.

**Etage 02**  $\Longrightarrow$  amplificateurs d'instrumentation INA 110 permet d'amplifiée le signal EMG, il a un gain variable (selon le choix) avec prise de +15 et -15.

**Etage 03**  $\Longrightarrow$  filtre passe haut avec une fréquence de 5HZ.il ne laissé passé que les fréquencesupérieur de ( $>5\text{Hz}$ ) du signal d'entrée.

**Etage 04**  $\Longrightarrow$  le filtre passe bas utiliser a une fréquence de coupure de 20Hz et qui ne laisse passer que les basses fréquences ( $<20\text{Hz}$ ) du signal d'entrée.

**Etage 05**  $\Longrightarrow$  est un adaptateur sous forme d'un suiveur.

**Etage 06**  $\Longrightarrow$  est une carte ARDUINO pour la conversion analogique/numérique.

**Etage 07**  $\Longrightarrow$  l'affichage est considère comme la dernière étape, après une chaine de Traitement s'arrive l'affichage qui se fait sur écran d'un PC.

3.2.3 Schéma électronique :

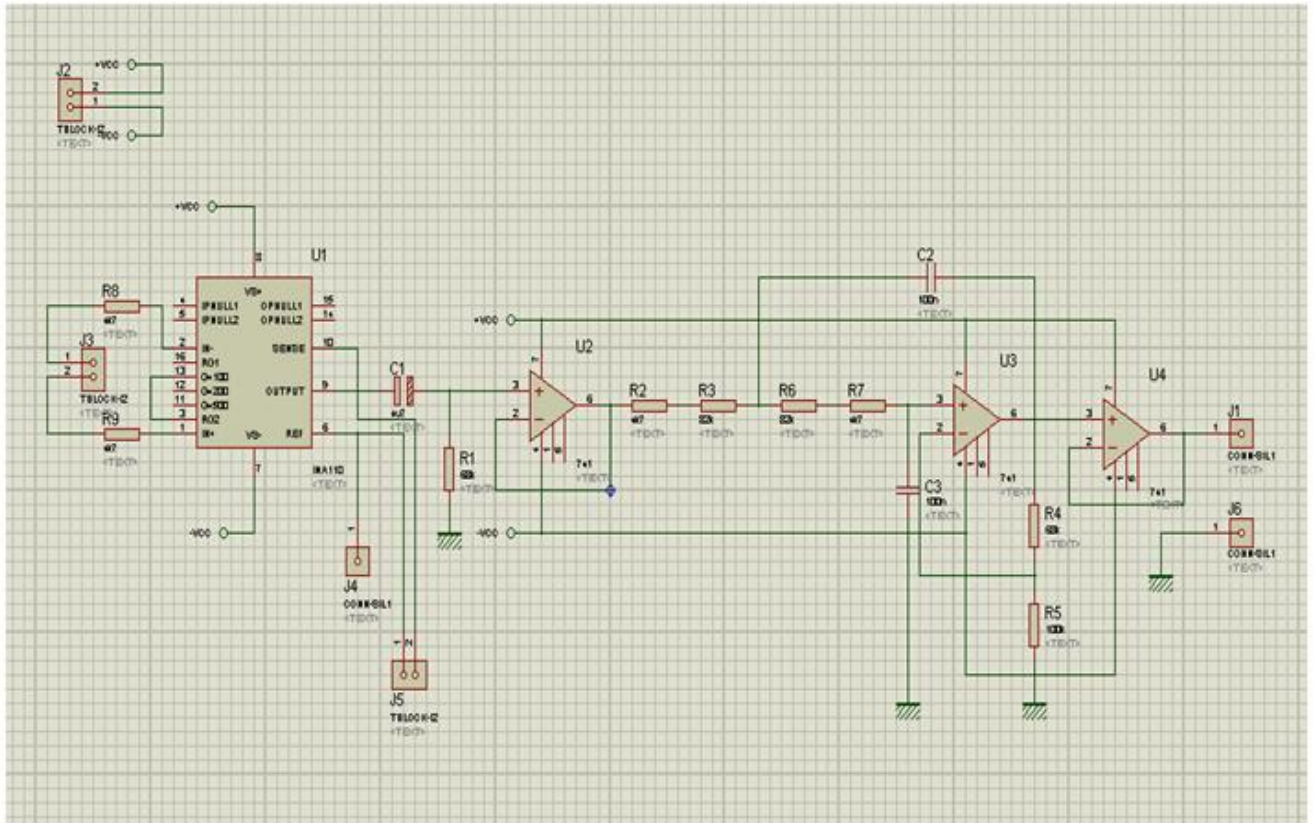


Figure3.3 : Mesure de l'EMG a base de l'INA110.

3.3 Principe de fonctionnement :

3.3.1 Amplification :

L'amplificateur différentiel permet de transformé le signal de faible fréquence et bruité au signal bruité avec une grande fréquence.

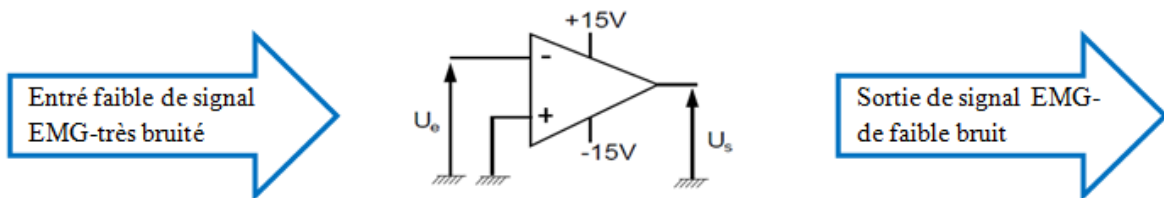


Figure3.4: principe de fonctionnement d'un amplificateur d'instrumentation.

**Un amplificateur d'instrumentation de mesure** : est un dispositif électronique destiné au traitement de faibles signaux électronique.

Il est un composant à gain en tension différentielle qui Amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses deux bornes d'entrée. Sa fonction Principale est d'amplifier les

petits signaux, superposés à des tensions communes élevées (C'est le cas pour les signaux électro physiologique qu'on est entraine d'étudier).

- De telle manière qu'il améliore leurs caractéristiques intrinsèques :
  - Dérivé, bruit d'amplification, gain en boucle ouverte.
  - Taux de rejection en mode commun infinie.
  - Grande impédance d'entrer et faible a la sortie.
- ✓ On choisit l'amplificateur d'instrumentation INA 110 pour amplifier la tension EMG qui est de l'ordre de plusieurs mV.
- Notre amplificateur d'instrumentation est constituer d'un amplificateur Additionneur ; il sert a additionne les signaux ainsi il règle le gain, cette Caractéristique nous aider a d'améliorer les étapes dans notre projet et nous a donne Une impédance d'entrée élevée.

$$U_s = -R (U_1/R_1 + U_2/R_2 + U_3/R_3 + U_n/R_n) \quad \text{Eq(1)}$$

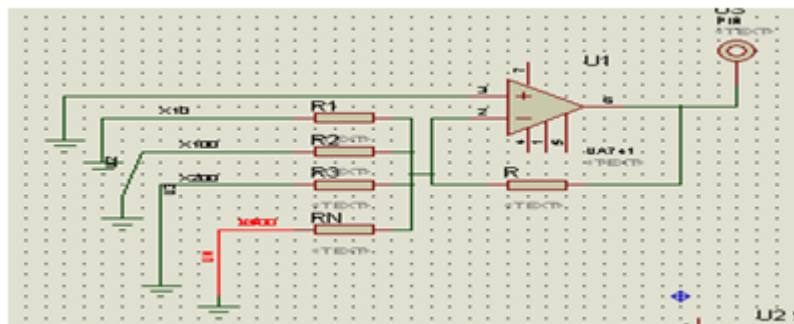


Figure3.5 : Amplificateur additionneur d'INA110.

Le INA110 qui est mis en place avec un gain de 10 et générer une alimentation de +15vet -15v.

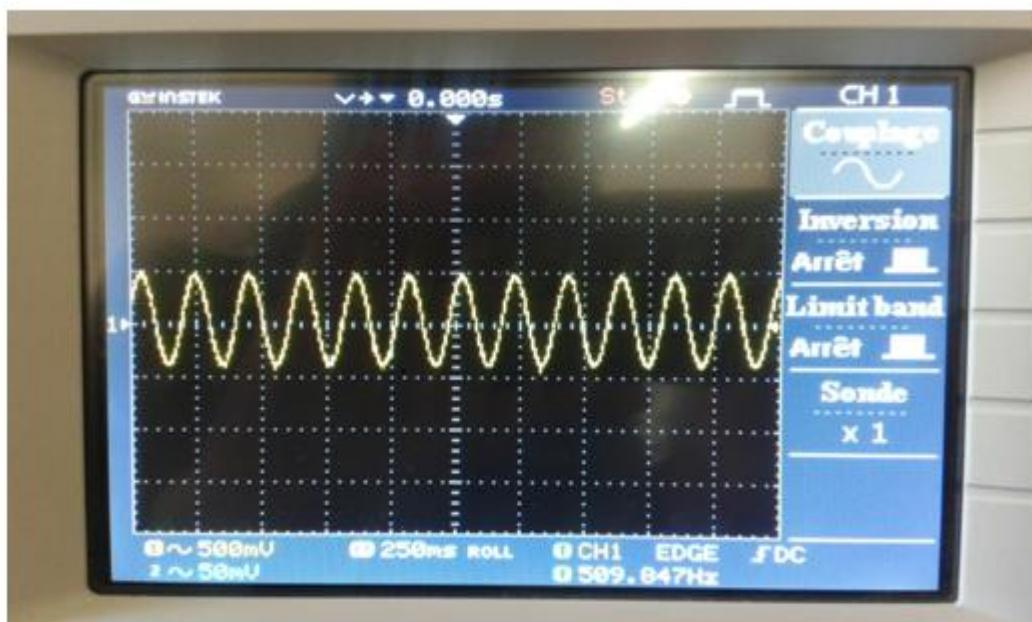


Figure3.6: signal d'entré de INA 110

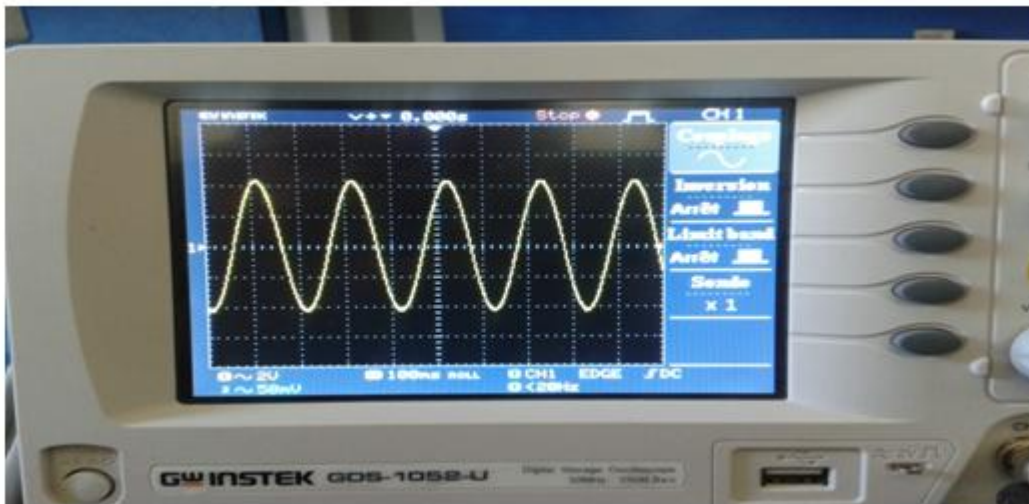


Figure3.7: le signal de sortie d'INA110

**En a :**  $v_s=10v$  et  $V_e=1v$

- ✓ On a trouvé que : Le gain= $v_s/V_e=10/1$   
Gain=10v
- ✓ Il est caractérisé par :
  - Une tensions d'alimentation de +15v et -15v.
  - Un gain programmable de 1, 10, 100, 200,500.
  - Une entrée de  $2\mu v$ .

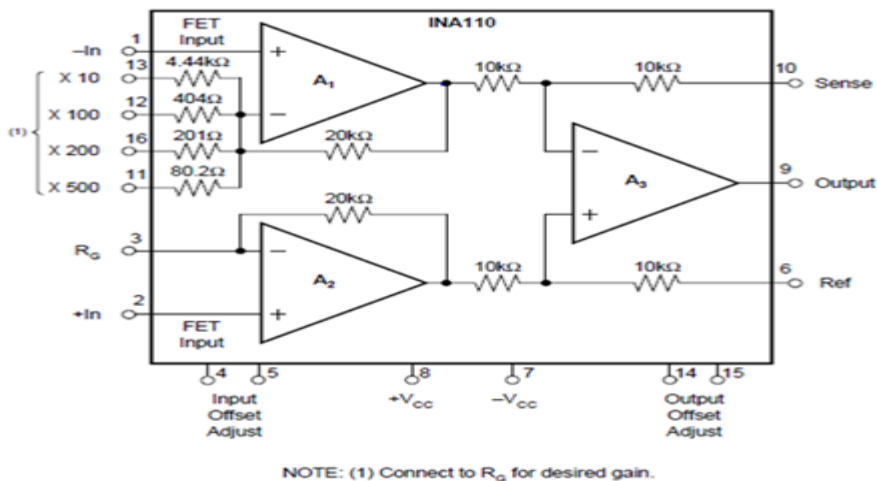


Figure3.8: la configuration d'INA110

### 3.3.2.Le filtrage :

Dans notre dispositif, nous remarquons que le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation est composé d'un signal informatif très bruité. Notre but est d'avoir un signal propre à l'activité du muscle à mesurer, On distingue collectivement ces parasites le terme de bruit au niveau de la deuxième étage par l'élimination de ces composante parasites est effectuée à l'aide d'un filtre passe-haut passive et filtre passe-bas active.





Figure 3.9:Principe de filtrage

➤ **Les filtres passifs :**

ils sont constitués au moyen uniquement de résistance, inductance et capacités. Très utile pour le filtrage antiparasite des lignes d'alimentation. Généralement, ils sont utilisés pour le filtrage hautes fréquences et bases fréquences.

L'inconvénient d'utiliser des inductances est qu'elles de tailles importantes, donc encombrantes et chères.[1]

➤ **Les filtres actifs:**

qui utilisent pour leur réalisation des résistances, des capacités et des amplificateurs. En générale, ils n'emploient pas d'inductances. ils sont parfaitement adaptés au domaine des basses et très basses fréquences, leur emploi aux fréquences élevées est limité par les performances dynamiques de l'amplificateur opérationnel.

Les impédances associées permettent de réaliser un filtre 1 ou 2. En fait, la mise en cascade de cellules de ces types permet a priori la réalisation de filtre d'ordre K quelconque.[1]

**3.3.2.1.Filtre passe-haut :**

La fréquence de coupure du filtre passe-haut est donnée par :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Eq(2)}$$

la figure ci-dessous représente le filtre passe haut utiliser dans notre circuit électrique pendant la mesure de l'EMG.

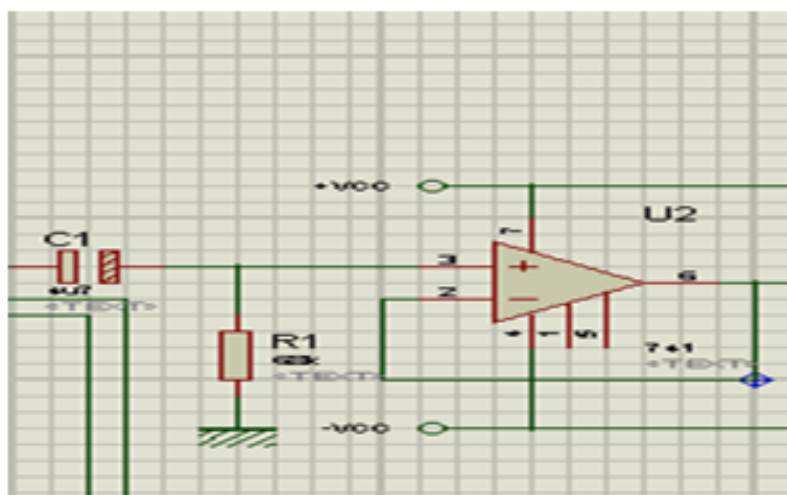


Figure3.10: schéma électronique du filtre passe haut.

Le choix des valeurs des résistances et des condensateurs est fait de façon que la fréquence de coupure soit égale à 5 Hz. Soit une valeur de 4.7 μF du condensateur et calculons la valeur de

$$R : f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{On a } f_c = 5 \text{ Hz et } C = 4.7 \mu\text{F}$$

$$\text{Donc : } R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi \times 5 \times 4.7 \times 10^{-6}} = 6.7725509 \Omega$$

### 3.3.2.2. Filtre passe-bas :

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal a travers un ensemble de circuits électroniques pour : modifier son spectre de fréquence et donc sa forme  
 -Extraire une partie de l'information liée ce signal -Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles.

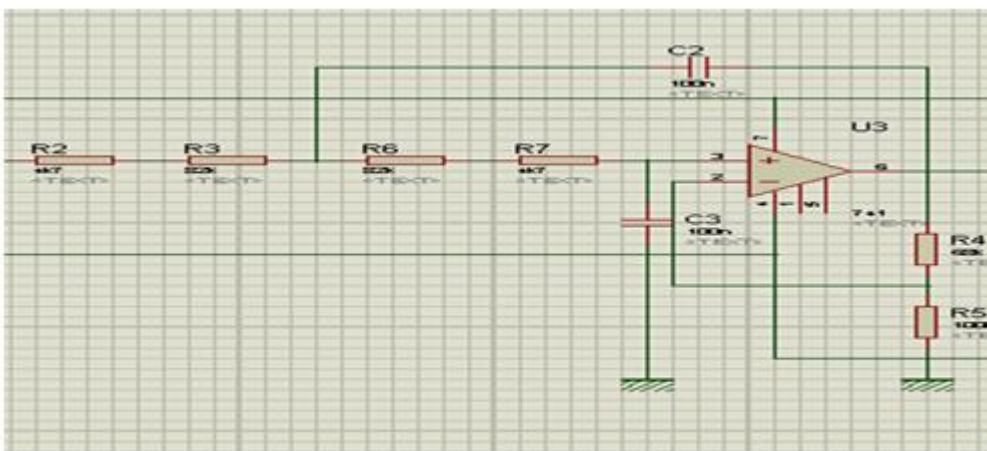


Figure3.11 :schéma électronique du filtre passe bas

➤ Le gain statique ( $f \ll f_0$ ) : La fréquence de coupure :

$$K = 1 + \frac{R4}{R5} \quad \Rightarrow \quad f_0 = \frac{1}{2\pi R1 C1} \quad \text{avec } R = R3 + R2$$

$$K = 1 + \frac{68}{100} = 1.68 \quad \Rightarrow \quad f_0 = \frac{1}{2\pi \times 87 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9}} = 20 \text{ Hz}$$

### 3.3.3. Suiveur :

Le suiveur est un montage à **gain = 1**,  $U_s = U_e$ .

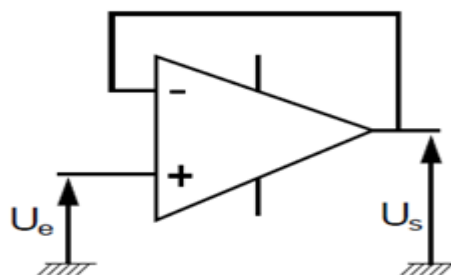


Figure3.12: Exemple d'un suiveur

Il ne réalise pas d'amplification, son utilisation se justifie pour bénéficier des avantages de résistance d'entrée très élevée et de résistance de sortie nulle.

On l'appelle aussi un étage tampon; en effet la séparation entre 2 montages successifs. A l'entrée, le montage ne consomme pas de courant, mais transmet le signal  $U_e$  vers le montage suivant. A la sortie, le suiveur agit comme un générateur de tension  $U_s$ , de résistance interne nulle, dont le courant  $i$  ne dépend que de la résistance de charge.[2]

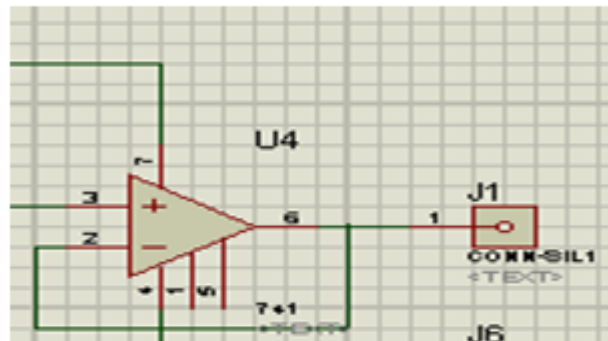


Figure3.13: schéma électronique d'un suiveur

Donc, notre projet passe par deux étapes fondamentales : étape de conception faite à l'aide des deux logiciels ISIS et ARES et une étape de réalisation.

#### 3.3.3.1. ISIS :

Le logiciel ISIS de proteus est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de détecter certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documents car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.[4]

#### 3.3.3.2. ARES :

Le logiciel ARES est un outil d'édition et de routage qui complète parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser le PCB de la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement.[4]

### 3.4. circuit imprimé :

#### 3.4.1. Principes de réalisation :

Les montages électroniques se réalisent toujours sur un Circuit imprimé c'est un support isolant sur lequel des pistes de cuivre réalisent la quasi-totalité des connexions entre les composants qu'il supporte. Le matériau utilisé est des verres époxy imprégnés de résine époxy. Une pellicule de cuivre très fine ( $< 100 \mu\text{m}$ ) est fortement collée sur le support [5]



### 3.4.2. Tracé manuel du circuit imprimé :

Le traitement consiste à supprimer le cuivre là où il n'y a pas de liaison à assurer et à le laisser au contraire là où on doit relier les composants. Le cuivre est supprimé par attaque chimique, (perchlorure de fer), l'action de suppression du cuivre s'appelle la gravure. Il faut protéger le cuivre là où il doit rester. On peut utiliser un feutre spécial avec une encre résistante mais il faut alors tracer le dessin des pistes à la main, ce qui ne peut pas convenir pour les circuits imprimés compliqués.[5]

### 3.4.3. Utilisation d'un typon :

La méthode la plus utilisée consiste à utiliser un typon représentant le tracé des pistes que l'on voudra faire apparaître sur le circuit :[5]

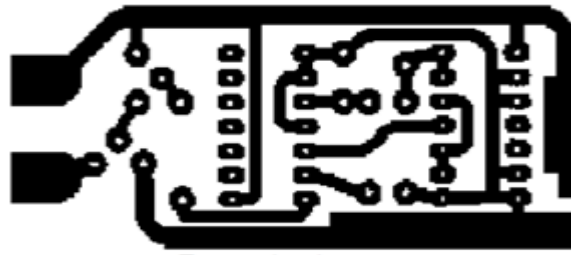


Figure 3.14 : Exemple de typon

### 3.4.4. Perçage du circuit imprimé :

Il faut percer la plaque aux points où devront être introduits et soudés les composants. Le diamètre de perçage dépend de la taille des pattes des composants. Il existe 3 dimensions de pattes de composants :

- **Petits composants** : (circuits imprimés, fils, etc.) : perçage de 0,6 mm à 0,8 mm.
- **Composants moyens** : (résistances, condensateurs, certaines diodes, LED, etc.) ,perçage de 0,8 mm à 1 mm.
- **Gros composants** : (relais, bornier de raccordement, certaines diodes, etc.) : perçage de 1 mm à 1,2 mm.[5]

### 3.4.5 Utilisation du fer à souder :

Pour réaliser des soudures sur circuit imprimé on utilise un fer à souder d'une puissance comprise entre 25 et 40 watts. La panne, extrémité chauffante, doit être maintenue propre par un nettoyage fréquent sur une éponge mouillée. La soudure est constituée d'un mélange d'étain et de plomb.[5]

## 3.5. ARDUINO :

### 3.5.1 Présentation de l'ARDUINO :

Arduino est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation, cet environnement matériel et logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe. Ponttendu entre le monde réel et le monde numérique, Arduino permet d'étendre les capacités de relations humain/machine ou environnement/machine. Arduino est un projet en source ouverte : la communauté importante d'utilisateurs et de concepteurs permet à chacun de trouver les réponses à ses questions. Il existe plusieurs types de cartes, dans notre projet nous avons

utilisés une carte Arduino de type uno (carte basique, aux dimensions voisines de celled'une carte bancaire).

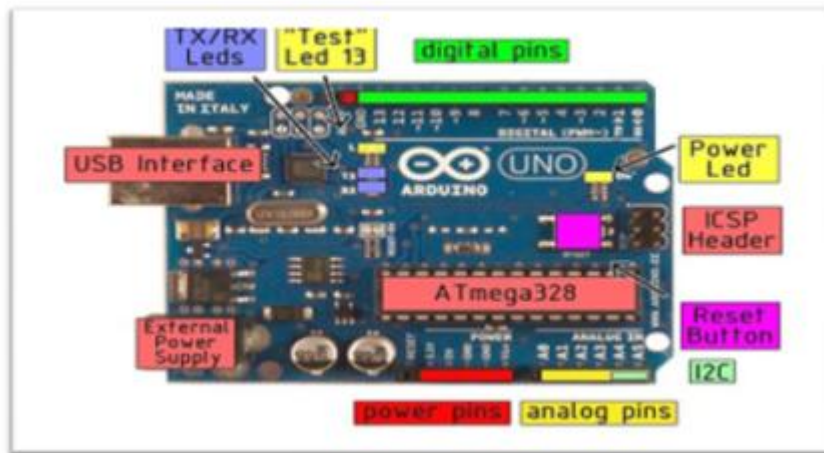


Figure 3.15: Image pour la carte arduinouno.

### 3.5.2 Les avantages :

- Pas cher.
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...)
- Existence de « shield » (boucliers en français) : ce sont des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module Arduino pour augmenter les possibilités comme par exemple: afficheur graphique couleur, interface Ethernet, GPS, etc...

### 3.5.3 Caractéristiques :

- Tension d'alimentation interne = 5V.
- tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14(entrées analogiques et 14 entrées/sorties numériques)
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader Mémoire SRAM 2 KB mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm
- L'interface USB /série.

### 3.5.4 Microcontrôleur :

La carte Arduino repose sur un circuit intégré (un mini ordinateur appelé également micro contrôleur), Le modèle UNO est une carte électronique avec un microcontrôleur ATMEGA de référence ATMEGA328. Ce dernier est un micro contrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C et associée à des entrées et sorties .

### 3.5.5 programmation de l'Arduino pour notre application :

Les signaux EMG mesurés par les circuits décrits au paravant ont la propriété d'être continues. Pour passer des grandeurs du monde réel (analogiques) à celles gérées par le micro ordinateur (numérique).

Il y a nécessité de réaliser une conversion analogique numérique avec un convertisseur analogique-numérique (CAN). Les tensions à convertir est appliquée à l'entrée du circuit ; il la compare à la tension de référence ( $V_{ref}$ ) et délivre sur ses sorties sous forme d'un code numérique proportionnel à la valeur de cette tension. Quel que soit le type d'acquisition réalisée, le critère résolution devra être pris en compte dans l'estimation de la précision sur la mesure.

Lorsque l'acquisition se fait au cours du temps, le deuxième critère important sera l'intervalle de temps que l'on va laisser s'écouler entre la prise de deux échantillons successifs. Cette saisie se faisant généralement à intervalles de temps réguliers, on parle alors de période d'échantillonnage ( $T_e$ ) ou de fréquences d'échantillonnage ( $F_e$ ).

Ces opérations sont tous disponibles sur la carte Arduino il suffit de fixer les paramètres des signaux dans le programme à injecter dans Arduino.

On rappelle que pour notre cas nous avons : un signal EMG avec quelque MV et qui peut aller jusqu'à 1kHz injecter à l'entrée analogique de la carte arduino A1.

Afin de vérifier la condition de Shannon qui est  $F_e > 2F_{MAX}$  et qui assure par conséquence, cette condition évite le chevauchement lors de la reconstruction du signal. [3]

### 3.6 Circuit offset : (amplificateur en montage sommateur).

Nous avons un signal EMG sous forme une tension amplifier et filtrer, donc pour convertir cette réponse à une réponse en résistance ou conductance à fin d'extraire les informations nécessaire pour faire une interprétation de l'état émotionnelle il faut une conversion numérique, cette dernière nous avons précis de faire avec une carte arduino.

L'utilisation de ce carte arduino consiste un signal varie entre le 0v et le 5v

Il suffit donc de balayer notre signale bipolaire pour devenir un signale unipolaire leur valeur varier entre de 0 v à 5 v ce là est nécessite l'utilisation d'un amplificateur en montage sommateur avec un potentiomètre comme nous avons décrit dans le montage suivant.

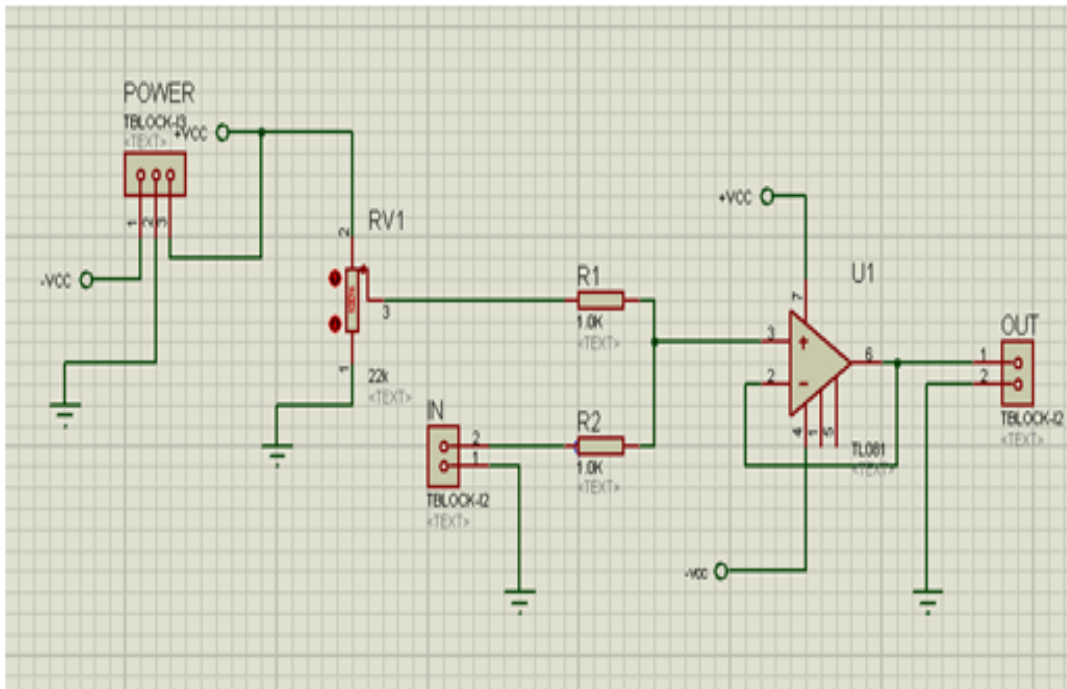


Figure3.16: circuit offset à base d'un TL081.

- Le gain d'un suiveur est égal à 1

### 3.7 Mesures et résultats :

Nous présentons dans cette partie, les différents signaux obtenus à l'entrée et à la sortie des différents étages de notre maquette.

A l'aide d'un oscilloscope on a visualisé les différents signaux obtenus à chaque étage du circuit après les contractions qui ne s'avaient pas fait :

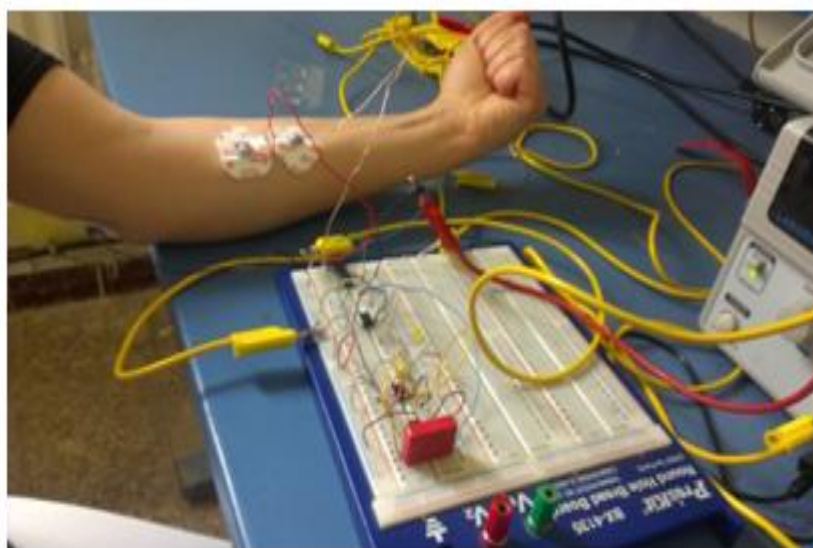


Figure3.17: une contraction musculaire d'un volontaire

3.7.1 Le signal EMG avant filtrage :

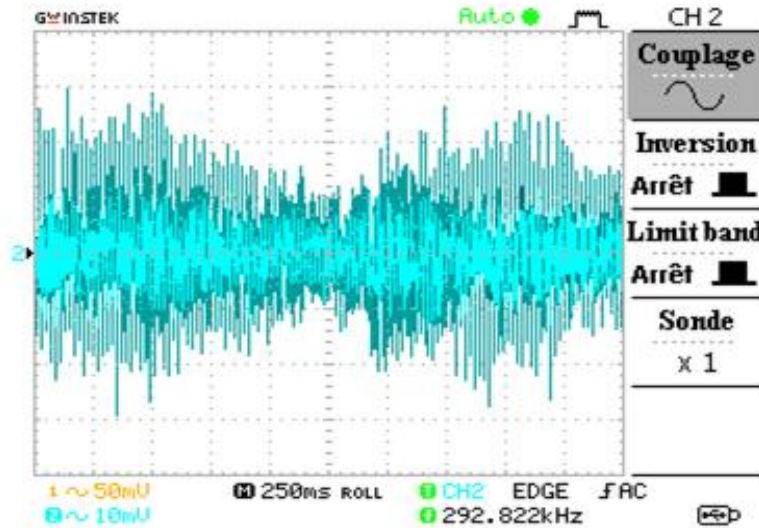


Figure 3.18: EMG bruité.

- Ce signal est obtenu grâce au circuit réaliser qui est démonte dans **la figure3.17**
- On remarque que notre signal est beaucoup bruité ce que nous oblige d'utiliser des filtres pour bien l'optimiser, le choix des filtres ainsi les types des filtres utilise est Justifie dans le début de ce chapitre.

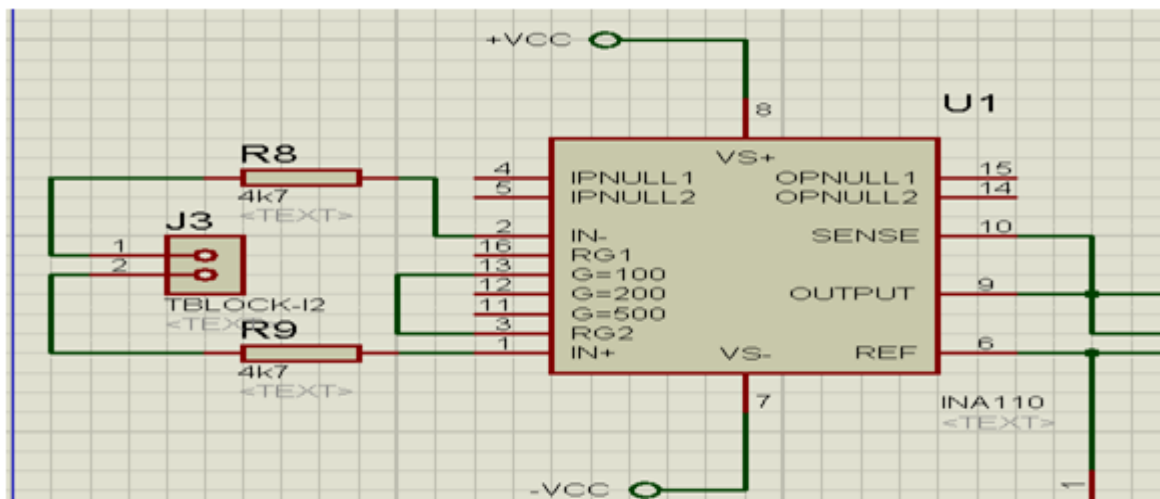


Figure3.19: schéma électronique du circuit EMG sans filtrage

3.7.2 Signal EMG après le filtrage :

Les deux filtres utilisés dans le circuit (filtre passe bas et passe haut) nous donne la possibilité de visualiser le signal dans son bon état sans chevauchement.

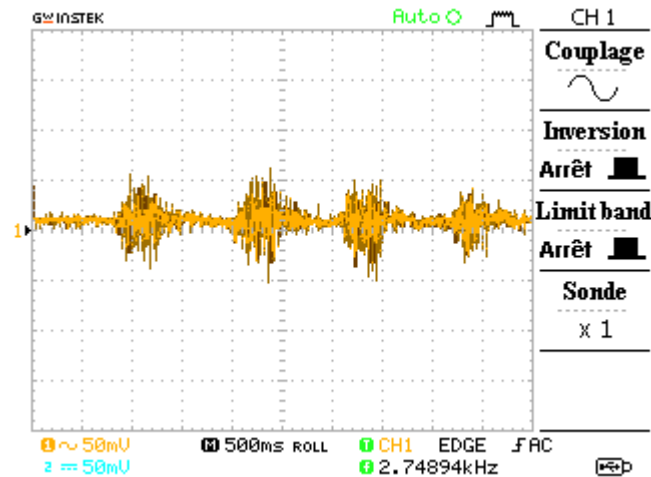


Figure 3.20: EMG filtré

Ce signal est obtenu grâce au circuit suivant :

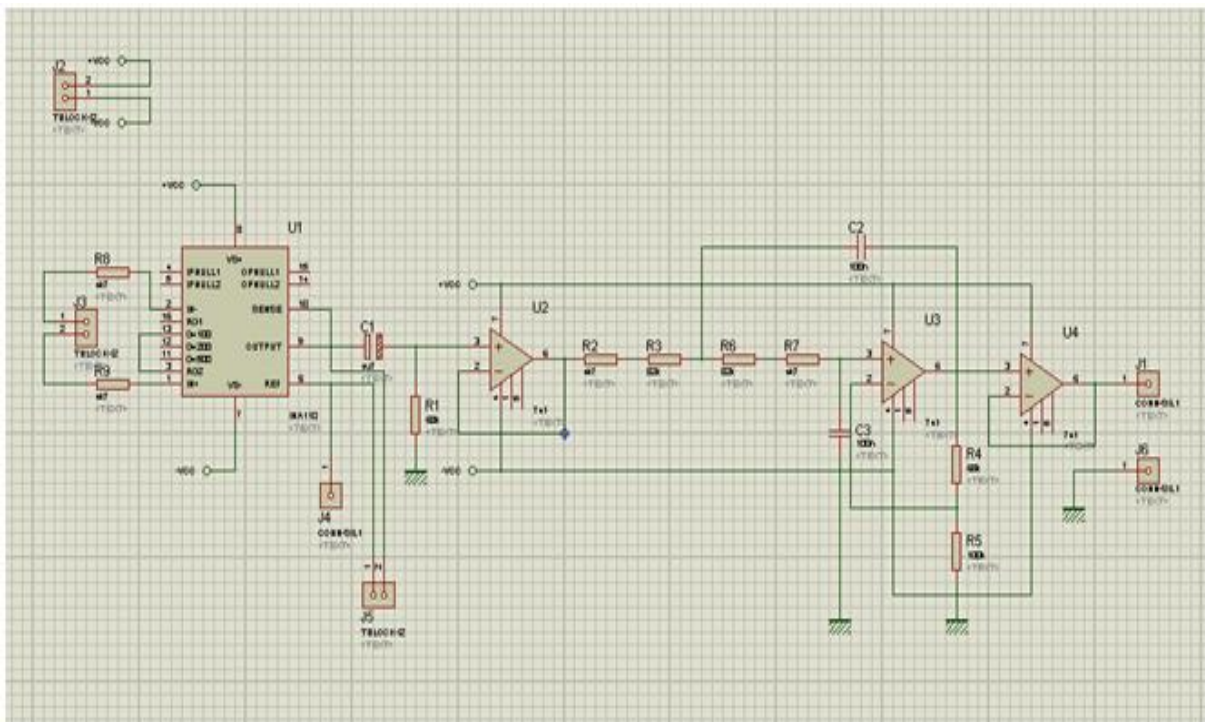


Figure 3.21: schéma électronique du circuit EMG avec filtrage.

Plusieurs mesures sont effectuées pour savoir plus sur le signal EMG ; les étudiants de notre promo sont notre échantillon dans ces mesures qui sont présentes ci-dessous.



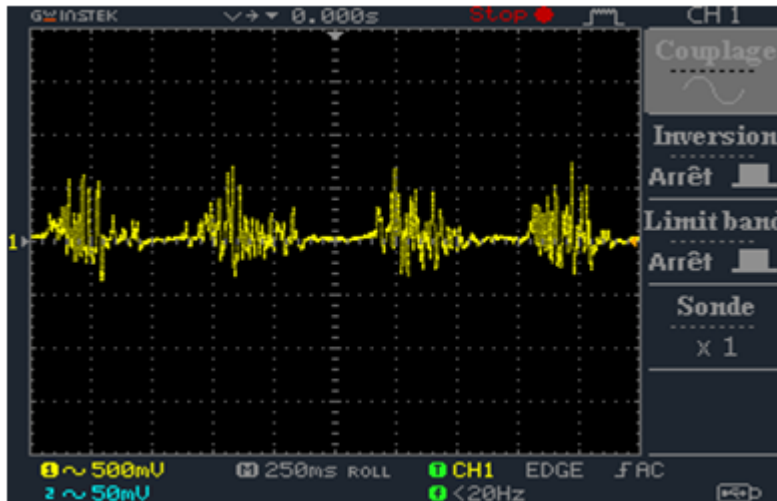


Figure 3.22: EMG d'étudiant(1)

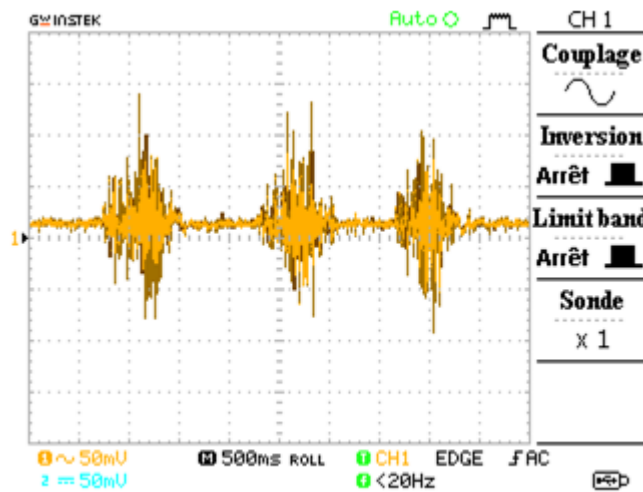


Figure 3.23: EMG d'étudiant(2)

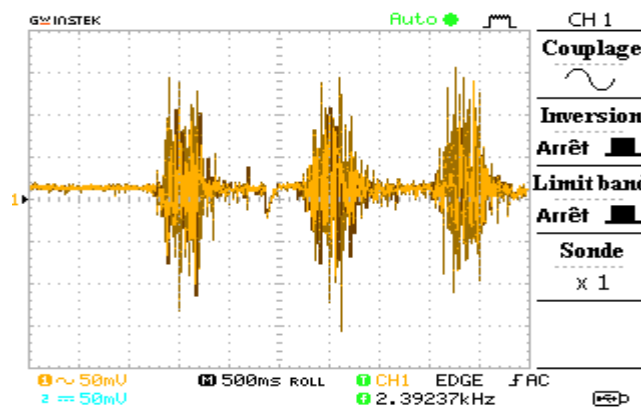


Figure3.24 : EMG d'étudiant (3)

D'après ces tests, on constate que les signaux enregistrés sont des signaux de bonne qualité. Après que les signaux analogiques sont obtenus, un étage de numérisation est conçu. Il est basé essentiellement sur la carte Arduino.

### 3.7.3 Le programme d'ARDUINO qu'on a utilisé pour avoir le signal EMG est le suivant :



```
emg | Arduino 1.6.6
Fichier Édition Croquis Outils Aide

emg

const int ecg = 1; // initialiser la broche A0 à 0 (pour lire la valeur de l'ecg )
//const int eeg1; // initialiser la broche A1 à 0 (pour lire la valeur de l'eeg )
int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
//int valeurLue2; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

float tension;
//float tension2; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
  //on se contente de démarrer la liaison série
  Serial.begin(9600);
  analogReference(EXTERNAL);
}
void loop()
{
  //on convertit en nombre binaire la tension de sortie EMG
  valeurLue1 = analogRead(ecg);
  //on traduit la valeur brute en tension (produit en croix)
  tension = valeurLue1 * 3.3 / 1024;
  tension = map(valeurLue1, 0, 1023, 0, 3300);
  //Serial.println("EMG = ");
  //Serial.print(tension,5);
  Serial.println(tension);
  Serial.println(); //on saute une ligne entre deux affichages
  //

  delay(0.1); //on attend une demi-seconde pour que l'affichage ne soit pas trop rapide
}
```

Tétevésement terminé

Le croquis utilise 4 408 octets (134) de l'espace de stockage de programmes. Le maximum est de 32 256 octets.  
Les variables globales utilisent 210 octets (10%) de mémoire dynamique, ce qui laisse 1 838 octets pour les variables locales. Le maximum est de 2 048 octets.

11 Arduino/Détails Uno en COM3



### 3.7.4 Le signal EMG a l'aide d'une carte ARDUINO :

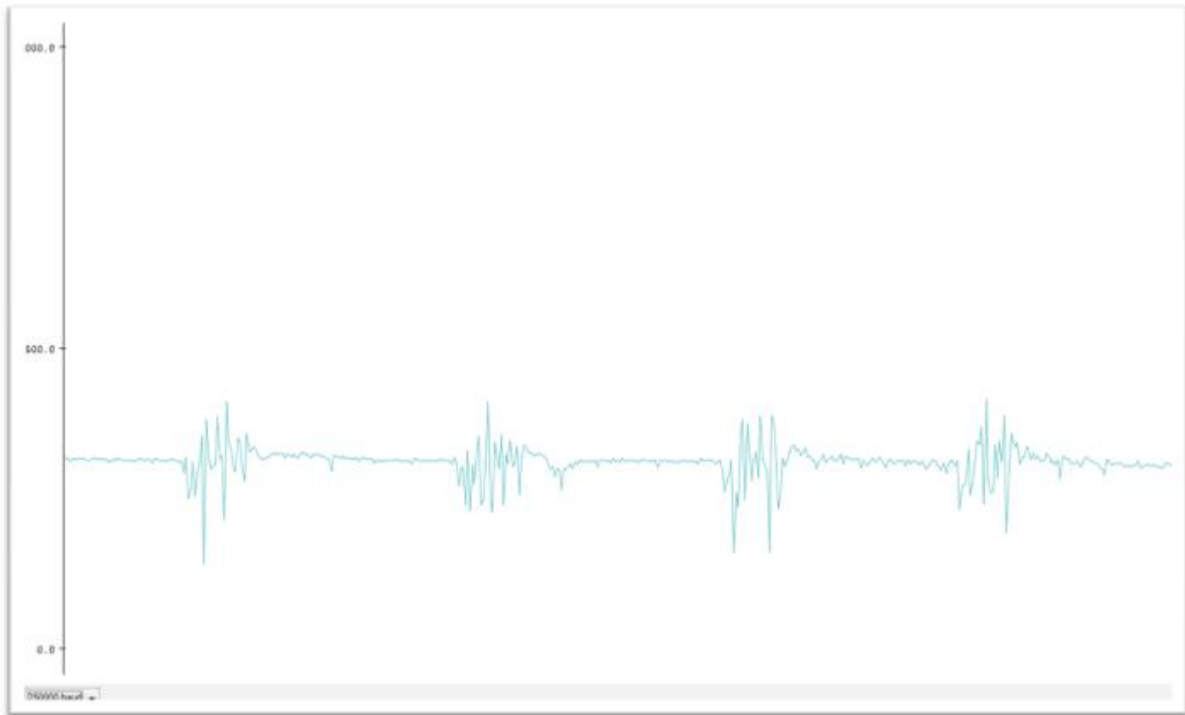


Figure3.25 : EMG à l'aide d'une carte ARDUINO

On constate qu'il y a une déformation des signaux numérisés.

### 3.8 Conclusion :

Dans ce chapitre : nous sommes intéressés durant ce mémoire à l'acquisition en temps réel des signaux électromyogramme (EMG) à partir d'un oscilloscope et d'une chaîne de traitement. Ensuite l'utilisation de la carte ARDUINO nous a aidés à digitaliser notre signal EMG et le visualiser sur PC.

La réalisation pratique des montages dans cette étape confirme l'étude théorique déjà faite sur le chapitre précédent. À l'exception de la déformation des signaux numériques, la réalisation a été correctement faite.

## Conclusion générale

Dans ce travail, nous sommes intéressés à l'étude théorie et pratique, d'une technique nécessaire dans le domaine du diagnostic. Cette technique consiste à l'enregistrement du signal EMG.

L'objectif de notre travail était tout d'abord de mise en œuvre d'un prototype d'acquisition de ce signal.

Les signaux électro physiologique présentent la particularité d'être générés par des êtres humains ces signaux permettent à un individu de contrôler des appareils tels qu'une main artificielle, les systèmes mis en œuvre sont qualifiés de systèmes homme-machine. Malheureusement sont des signaux à faibles amplitudes et ils sont généralement contaminés par les bruits. Le circuit que nous avons développé est muni alors d'un étage d'amplification et un étage de filtrage.

L'amplificateur de l'EMG est basé sur un amplificateur d'instrumentation INA110. Ainsi que la conversion analogique /numérique est assuré par la carte ARDUINO pour numérisé le signal EMG, le visualisé et l'enregistré sur l'ordinateur.

Enfin, notre projet nous a permis, d'approfondir nos connaissances théorique et pratique sur le signal électromyographies. Plus important encore, c'est d'être confronté aux problèmes pratiques de l'électronique et comment surmonter tous ces problèmes pour mener à bien une réalisation.

## Référence

### Chapitre 01 :

- [1] <https://fr.wikipedia.org/wiki/électricité>
- [2] <http://www.neur-one.fr>\_ muscle et physiologie musculaire PDF
- [3] Elaine N.Marieb, « Anatomie et physiologie humaines » université de Québec ,1992
- [4]BELHACHEMI Halima Saadia et BENYAMINA Farida memoire de projet de fin d'études- étude et réalisation d'un dispositif biofeedback emg\_ Année universitaire 2014-2015
- [5] chapitre 04 muscle au travaille simple .PDF adobe Reader \_ Fondements e 82 n sciences de l'exercice
- [6] Elaine N.Marieb « biologie humaine »principes d'anatomie et de physiologie le compagnon web : [www.erpi.com/marieb.cv](http://www.erpi.com/marieb.cv)
- [7] <http://subaru.univ-lemans.fr>\_\_ conception d'un électromyogramme.pdf
- [8] [https://fr.wikipedia.org/wiki/contraction musculaire](https://fr.wikipedia.org/wiki/contraction_musculaire)
- [9] MEBARKIA KAMEL, THESE Présentée à la faculté de technologie Département d'Electronique Pour l'obtention du diplôme de Doctorat en Sciences « Par métrisation des potentiels d'action d'un unité motrice détectés non-invasivement Soutenu le 6 Novembre 2014(13 Moharem 1436).
- [10] GHITRI Sara et BOUKHEDIMI Khadidja Mémoires de projet de fin d'études "réalisation d'un system qui mesure l'activité musculaire"année universitaire 2012-2013 Master en génie biomédical, soutenu le 25 juin 2013

## Chapitre 02 :

[9] mebarkia kamel, thèse présentée à la faculté de technologie département d'électronique pour l'obtention du diplôme de doctorat en sciences « par métrisation des potentiels d'action d'un unité motrice détectés non-invasivement soutenue le 6 novembre 2014(13 moharrem 1436)

[11]\_M1 UE1 E3.1 –Performance : de l'athète jusqu'au muscle 4H CM propriétés électriques du muscle (EMG) Claire Morana

[12]\_Benghenia Hadj Abd El Kader, Larbi Mohamed, Soutenu en juillet 2009

Thèse : Etude et réalisation d'un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau

[13] Analyse et synthèse des filtres actifs analogiques, Gérard Mangiante, Editions TEC et DOC, Lavoisier

[14] BOUBEKEUR SAMIR, les applications de l'amplificateur opérationnel, cours avec exercices corrigés, office des publications universitaires

[10] GHITRI Sara et BOUKHEDIMI Khadidja Mémoires de projet de fin d'études "réalisation d'un system qui mesure l'activité musculaire"année universitaire 2012-2013 Master en génie biomédical, soutenu le 25 juin 2013

[15] Jean Daniel coudé « conception d'1 EMG »Université du Québec à Chicoutimi », Thèse De doctorat, 2010.

**Chapitre 3**

[4] belhachemi halima saadia et benyamina farida memoire de projet de fin d'etudes- étude et réalisation d'un dispositif biofeedback emg\_ année universitaire 2014-2015

[16] Ecole Supérieure de Biotechnologie de Strasbourg. Electronique C.Ling Etude de l'amplificateur opérationnel

[17] [www.elektronique.fr](http://www.elektronique.fr) cours et montages d'électronique

[18] Site Internet : [www.gecif.net](http://www.gecif.net) Discipline : Génie Electrique Réalisation d'un circuit imprimé



# **ANNEXE**

## Annexe 01:



Burr-Brown Products  
from Texas Instruments



INA110

SBOS147A – SEPTEMBER 1986 – JULY 2005

## Fast-Settling FET-Input INSTRUMENTATION AMPLIFIER

### FEATURES

- LOW BIAS CURRENT: 50pA max
- FAST SETTLING: 4 $\mu$ s to 0.01%
- HIGH CMR: 106dB min; 90dB at 10kHz
- INTERNAL GAINS: 1, 10, 100, 200, 500
- VERY LOW GAIN DRIFT: 10 to 50ppm/ $^{\circ}$ C
- LOW OFFSET DRIFT: 2 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C
- LOW COST
- PINOUT SIMILAR TO AD524 AND AD624

### APPLICATIONS

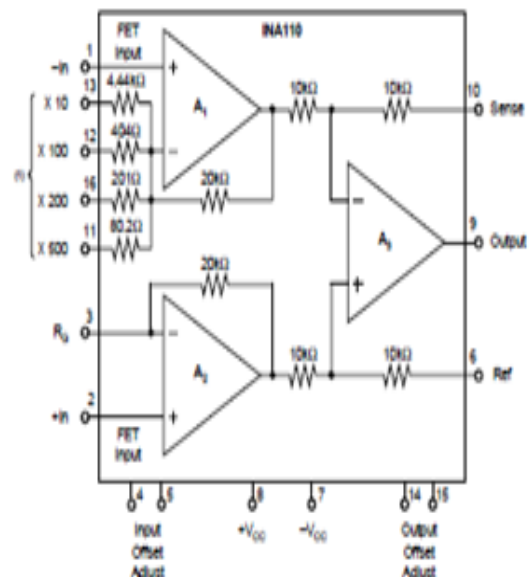
- MULTIPLEXED INPUT DATA ACQUISITION SYSTEM
- FAST DIFFERENTIAL PULSE AMPLIFIER
- HIGH SPEED GAIN BLOCK
- AMPLIFICATION OF HIGH IMPEDANCE SOURCES

### DESCRIPTION

The INA110 is a versatile monolithic FET-input instrumentation amplifier. Its current-feedback circuit topology and laser trimmed input stage provide excellent dynamic performance and accuracy. The INA110 settles in 4 $\mu$ s to 0.01%, making it ideal for high speed or multiplexed-input data acquisition systems.

Internal gain-set resistors are provided for gains of 1, 10, 100, 200, and 500V/V. Inputs are protected for differential and common-mode voltages up to  $\pm V_{CC}$ . Its very high input impedance and low input bias current make the INA110 ideal for applications requiring input filters or input protection circuitry.

The INA110 is available in 16-pin plastic and ceramic DIPs, and in the SOL-16 surface-mount package. Military, indus-







Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.  
All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



Copyright © 1986-2005, Texas Instruments Incorporated

**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS<sup>(1)</sup>**

Supply Voltage	±18V
Input Voltage Range	±V <sub>CC</sub>
Operating Temperature Range: G	-55°C to +125°C
P, U	-25°C to +85°C
Storage Temperature Range: G	-65°C to +150°C
P, U	-40°C to +85°C
Lead Temperature (soldering, 10s): G, P	+300°C
(soldering, 3s): U	+260°C
Output Short Circuit Duration	Continuous to Common

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability.



**ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY**

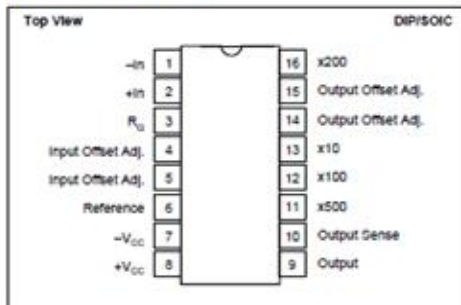
This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

**PACKAGE/ORDERING INFORMATION**

For the most current package and ordering information, see the Package Option Addendum at the end of this document, or see the TI website at [www.ti.com](http://www.ti.com).

**PIN CONFIGURATION**



**ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Cont)**

At +25°C, ±V<sub>CC</sub> 15VDC, and R<sub>L</sub> = 2kΩ, unless otherwise specified.

PARAMETER	CONDITIONS	INA110AG			INA110BG, SG			INA110KP, KU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
<b>DYNAMIC RESPONSE (CONT)</b>											
Setting Time: 0.01%, G = 1	V <sub>O</sub> = 20V Step		5	12.5		-	-		-	-	µs
G = 10			3	7.5		-	-		-	-	µs
G = 100			4	7.5		-	-		-	-	µs
G = 200			7	12.5		-	-		-	-	µs
G = 500			16	25		-	-		-	-	µs
Recovery <sup>(5)</sup>	50% Overdrive		1			-	-		1		µs
<b>POWER SUPPLY</b>											
Rated Voltage		±6	±15	±18	*	*	*	*	*	*	V
Voltage Range			±3	±4.5							V
Quiescent Current	V <sub>O</sub> = 0V										mA
<b>TEMPERATURE RANGE</b>											
Specification: P, U		-25		+85	*		*	0		+70	°C
G					-55		+125			+85	°C
Operation		-55		+125	*		*	-25		+85	°C
Storage		-65		+150	*		*	-40		+85	°C
θ <sub>JA</sub>			100								°C/W

\* Same as INA110AG.

NOTES: (1) Gains other than 1, 10, 100, 200, and 500 can be set by adding an external resistor, R<sub>CO</sub>, between pin 3 and pins 11, 12 and 16. Gain accuracy is a function of R<sub>CO</sub> and the internal resistors which have a ±20% tolerance with 20ppm/°C err. (2) Adjustable to zero. (3) For differential Input voltage other than zero, see Typical Characteristics. (4) V<sub>NOISE(TH)</sub> = √(V<sub>N INPUT</sub><sup>2</sup> + (V<sub>N OUTPUT</sub>/GAIN)<sup>2</sup>). (5) Time required for output to return from saturation to linear operation following the removal of an input overdrive voltage.

Annexe02 :

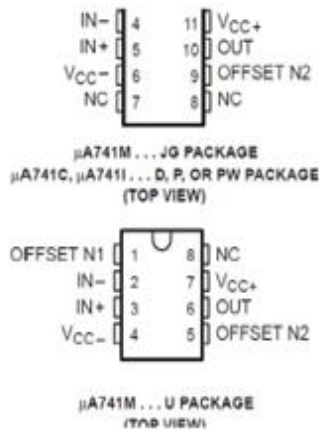


**Description**

The  $\mu A741$  is a general-purpose operational amplifier featuring offset-voltage null capability. The high common-mode input voltage range and the absence of latch-up make the amplifier ideal for voltage-follower applications. The device is short-circuit protected and the internal frequency compensation ensures stability without external components. A low value potentiometer may be connected between the offset null inputs to null out the offset voltage as shown in Figure. The  $\mu A741C$  is characterized for operation from  $0^{\circ}C$  to  $70^{\circ}C$ . The  $\mu A741I$  is characterized for operation from  $-40^{\circ}C$  to  $85^{\circ}C$ . The  $\mu A741M$  is characterized for operation over the full military temperature range of  $-55^{\circ}C$  to  $125^{\circ}C$ .

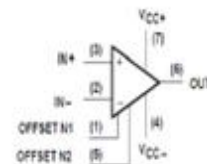
e With

ie operational  
ull capability.  
age range and  
amplifier ideal  
The device is  
mal frequency  
ithout external  
meter may be  
l inputs to null

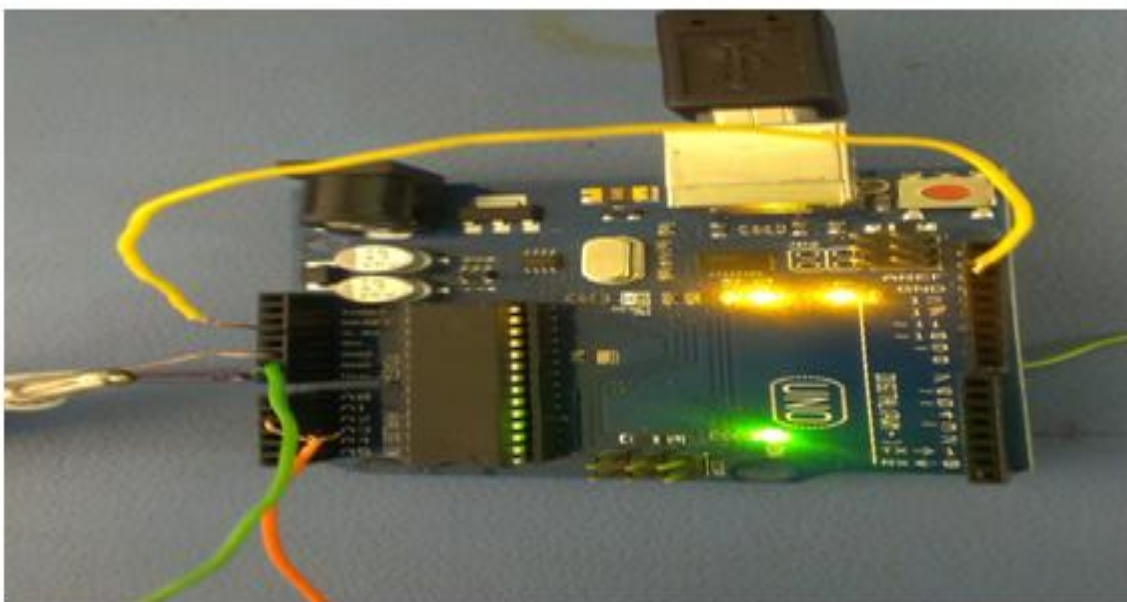
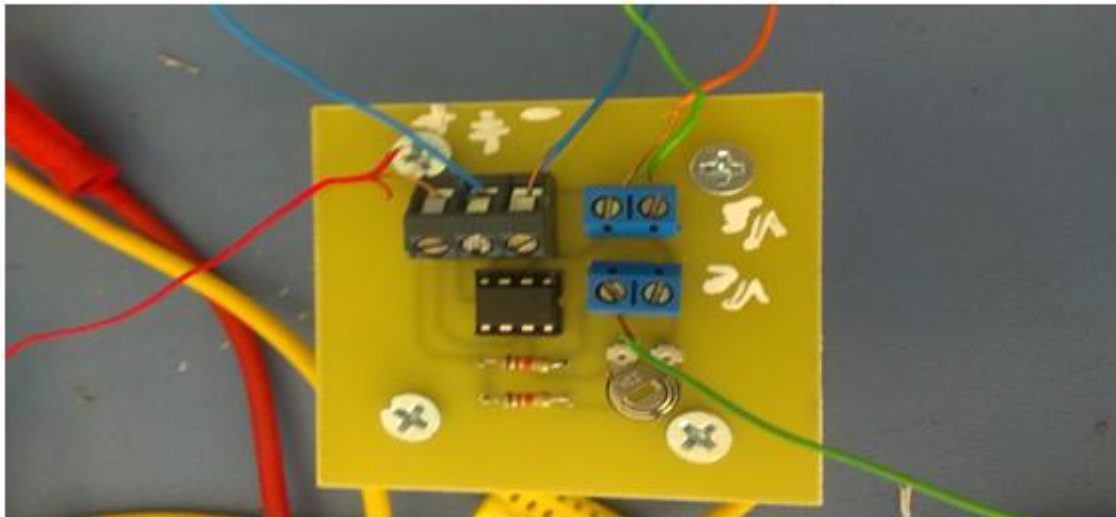
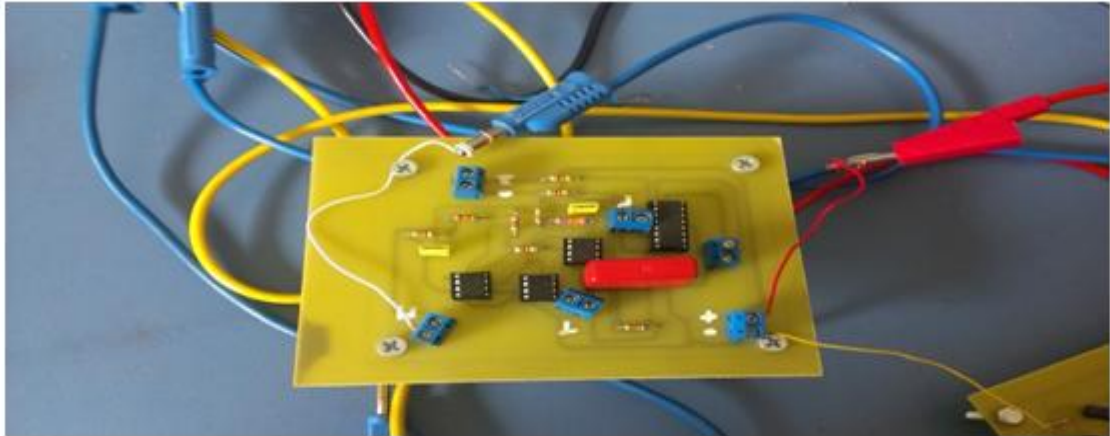


y be used on the doped-aluminum bonding pads. Chips may be mounted with conductive  
1 preforms.

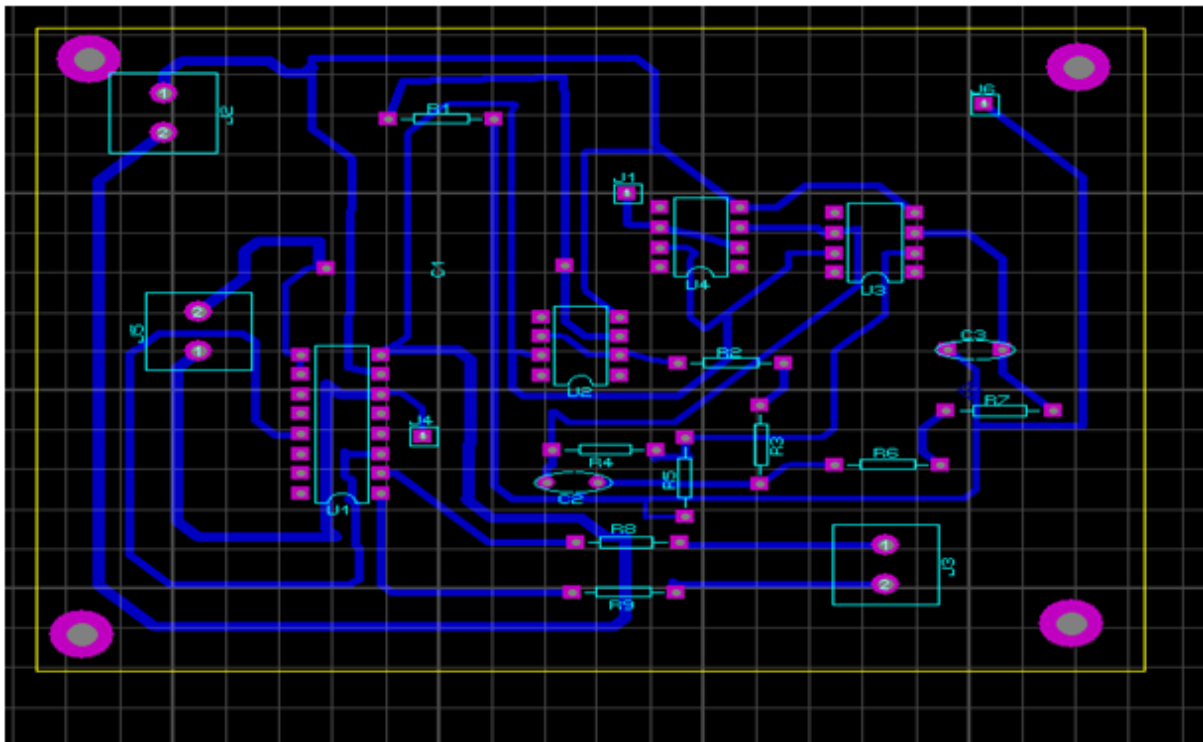
BOND PAD ASSIGNMENTS



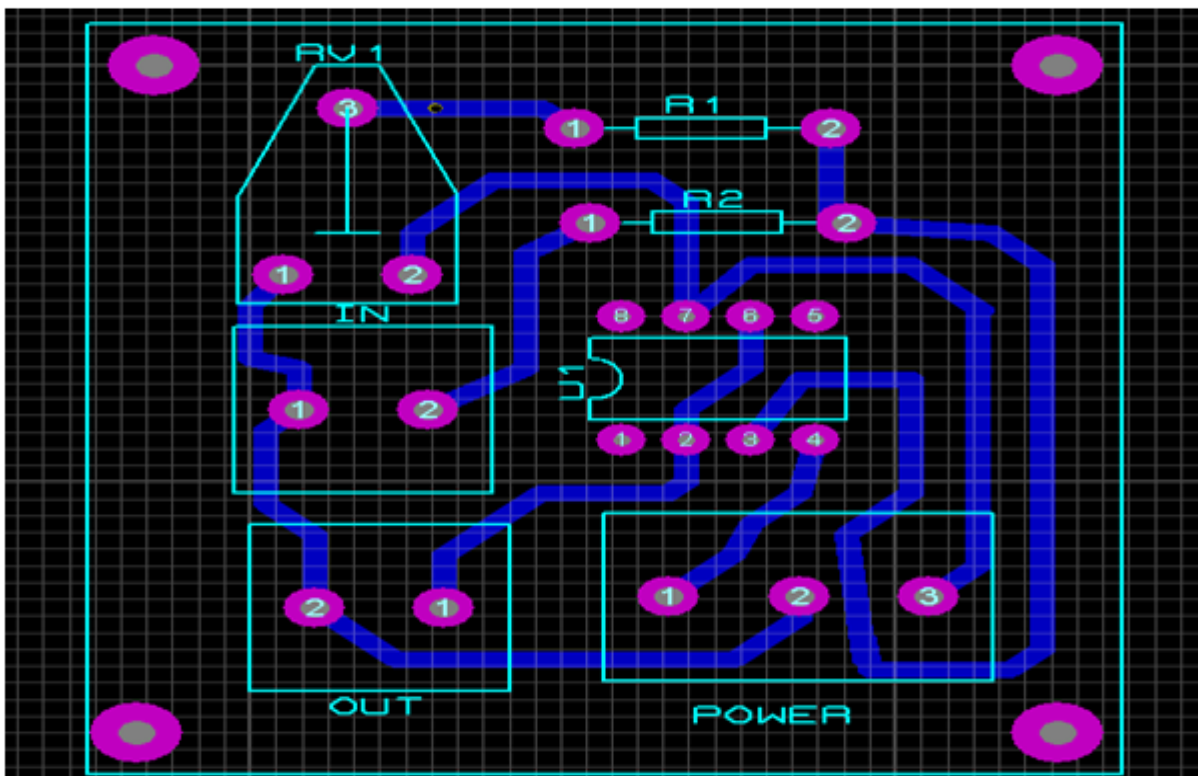
**Maquette réalisé :**



**Le typon de notre circuit final : circuit de signal EMG :**



**Le circuit d'offset :**







## Résumé :

Ce mémoire consiste à la réalisation d'un système pour la mesure et le détection des signaux électromyogrammes EMG. La mesure de ce signal a été faite à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation (INA110) qui mesure la différence de potentiel entre deux électrodes suivi l'étage de filtrage analogique.

Notre système est piloté par un microcontrôleur A T uno328 d'un Arduino, qui permet aussi la transmission des signaux vers un micro-ordinateur pour avoir une image claire et finale

Mots clés: EMG, amplificateur d'instrumentation, Arduino

## Abstract:

This report consists in the realization of a device for the measure detection of signals EMG .The measure of the signals EMG is made by means of an amplifier of instrumentation (INA110) which measures the difference of potential between two electrodes. Our system is piloted by a microcontroller AT UNO 328 of Arduino, who also allows the transmission of the signal EMG to the microcomputer to have final result in good form.

Keywords: EMG, amplifier of instrumentation, Arduino.

## المخلص

تتضمن هذه المذكرة تحقيق وحدة قياس الإشارات الكهربائية للنشاط العضلي و قياس هذه الإشارات يتم باستخدام أينا 110 و الذي يقوم بقياس فرق الكمون بين اللاقطين هذه الوحدة يتم التحكم بها عن طريق اردوينو من نوع اينو و هذا الأخير يسمح بإرسال إشارات إلى الحاسوب و الذي يسمح بتقديم صورة واضحة و أخيرة .

الكلمات المفتاحية الإشارة الكهربائية-النشاط العضلي-المضخم-اردوينو



