

DEDICACE

Au nom d'Allah tout puissant qui m'a donné la volonté et le courage pour réaliser ce que j'ai toujours espérer.

Je dédie ce modeste travail en premier lieu a mes très chers parents, en reconnaissance de leur soutien dans mes études dès mon jeune âge.

A mes très chères sœurs et frères pour son aide.

A mes neveux et mes nièces : Ahmed, Meryem, Ayoub, Amina, Sarah, Loubna, Chaymae, Walid, Farid, Riyad.

Tous mes amis : Meryem, Halima, Hanen, Loulouyti, Fayçal, Safsoufa, et tous mes amis qui m'ont aidé à réaliser ce travail.

Toute la promotion 2eme année Master IBM.

Tous mes enseignants durant mon cursus.

Tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin.

Et en fin a mon binôme et ma sœur Ghitri Sarra.

Khadidja

Dédicace

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

Je s'adresse en premier lieu ma reconnaissance à notre DIEU tout puissant, de m'avoir Permis d'en arriver là

Je s'exprime mes sincères respect à **MR : GHITRI Kheirdinne** mon père et mon ange gardien ma mère **SMAHI Mansouria** qu'ils m'ont enseigné la patience, la politesse, le sacrifice et qui ont toujours été là pour moi avec leur soutien financier et moral je n'oublie pas la confiance en moi qui me toujours donne la force pour continuer vers le bon chemin.

A mes frères **MUSTAPHA, BADREDINNE**, et ma sœur adorable **SHAMSS EL DOHA** qui ont donné un sens à ma vie et ont éliminé la routine et le stress parcourus.

A ma grande mère mes tantes et mes oncles et à tous qui ont toujours me souhaité le bonheur

Pour finir je s'adresse mes remerciements à mes très chers amis qui sont devenus des frères et sœurs pour moi **MERIEME, SOUMIA, AMINE.**

Sarra

Remerciement

Nous remercions Allah le tout puissant qui nous à donner durant toutes ces années, la santé, le courage et la foi en nous même pour pouvoir avancer et mener nos études à leur terme.

Nous ne saurions, réellement, trouver les expressions éloquentes que mérite notre encadreur Monsieur DIB NABIL enseignant à l'université Abou Berk Belkaid pour nous avoir proposé le sujet et offert un cadre de travail agréable et un encadrement de qualité.

Nous adressons nos remerciements aux membres du jury Monsieur S.TAOULI enseignant à l'université de Tlemcen, et Madame N.MAKKIOUI enseignante à l'université de Tlemcen, qui nous ont fait l'honneur d'évaluer, d'examiner et d'enrichir notre modeste travail.

Nous tenons à remercier également toute le personnel du laboratoire d'électronique et de la bibliothèque pour leurs gentillesse et leurs disponibilités.

Enfin, nous exprimons notre remerciement à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de cette modeste étude.

Merci.

TABLE DES MATIERES

Introduction générale	1
Chapitre I : anatomie musculaire	
I.1 Introduction.....	3
I.2 Anatomie musculaire	4
I.3 Types des muscles.....	5
I.4 Propriétés mécaniques du tissu musculaire	6
I.4.1 Contractilité.....	6
I.4.2 Excitabilité.....	7
I.4.3 Extensibilité.....	8
I.4.4 Elasticité.....	8
I.4.5 Viscoélasticité.....	8
I.5 Propriétés électriques du tissu musculaire.....	8
I.6 Différents types de contraction musculaire.....	10
I.6.1 Mouvement convulsif.....	10
I.6.2 Contraction.....	10
I.6.3 Tétanos.....	11
I.7 La bioélectricité.....	11
I.7.1 Le potentiel de repos membranaire.....	11
I.7.2 Dépolarisation.....	12
I.7.3 La repolarisation.....	13
I.7.4 La période réfractaire.....	14
I.7.5 Le potentiel d'action (l'influx nerveux).....	14
I.7.6 La propagation (conduction) des potentiels d'action.....	15
I.7.7 La vitesse de propagation de l'influx.....	16
I.8 Electromyographie.....	16
I.8.1 Description du signal de l'électromyogramme.....	17
I.9 Conclusion.....	20

Chapitre II : étude d'un électromyogramme

II.1	Introduction.....	22
II.2	Instrumentation en EMG.....	22
II.2.1	Les électrodes.....	23
II.2.1.A	Types d'électrodes.....	23
II.2.1.B	Positionnement des électrodes.....	25
II.2.1.C	Préparation de la peau.....	26
II.2.2	L'amplification.....	27
II.2.3	Filtrage.....	28
II.2.3.B	Filtre passe-bas.....	29
II.2.3.C	Filtre passe-bande.....	30
II.2.3.D	Filtre réjecteur.....	30
II.2.4	L'enregistrement.....	30
II.2.4.A	Enregistrement sur papier.....	31
II.2.4.B	Enregistrement numérique.....	31
II.3	Le bruit dans le signal EMG.....	31
II.3.1	Bruit électronique.....	31
II.3.2	Bruit de l'environnement.....	32
II.3.3	Influence des mouvements.....	32
II.5	conclusion.....	33

Chapitre III : l'acquisition d'EMG

III.1	Introduction.....	35
III.2	Principe d'enregistrement du signal EMG.....	35
III.2.1	Schéma bloc synoptique d'acquisition du signal EMG.....	36
III.2.2	Schéma électronique.....	37
III.3	Principe de fonctionnement.....	38
III.3.1	Amplification.....	38
III.3.2	Filtrage.....	40
III.3.2.A	Filtre passe haut.....	41
III.3.2.B	Filtre passe bas.....	42
III.3.3	Suiveur.....	42

III.3.4	ADC 0804.....	43
III.3.4.A	Echantillonnage.....	44
III.3.4.B	Théorème de Shannon.....	44
III.4	Port parallèle.....	44
III.4.1	Brochage	45
III.5	Mesures et résultats.....	45
III.5.1	Signal EMG avant filtrage.....	46
III.5.2	Signal EMG après filtrage.....	47
III.5.3	Signal EMG a l'aide d'AD0804.....	49
III.6	Problèmes éventuelles et dépannage.....	49
III.7	Conclusion.....	51
	Conclusion générale.....	52
	Annexe.....	
	Liste des figures et des tableaux.....	
	Bibliographie.....	

-

==

=

INTRODUCTION GENERALE

Electrodiagnostic permet d'évaluer les symptômes musculaires résultants des pathologies nerveuses ou musculaires ; permis les symptômes l'on peut citer : les douleurs musculaires, la faiblesse et l'engourdissement. Deux types d'électrodiagnostic sont très utilisé : électromyographie EMG Et électrodiagnostic du stimulo détection, ces testes analysent l'activité électrique des nerfs et des muscles.

L'électrocardiographie est l'une des techniques de diagnostic médical les plus employées dans les différentes spécialités médicales et est un examen routine en neurologie. elle consiste a l'enregistrement des électrocardiogrammes ; signaux traduisent les activités électriques du muscle.

Dans notre projet de fin d'études, nous proposons l'étude et la réalisation d'un prototype de base d'électromyogramme qui permet d'amplifier et de visualiser le signal EMG via des ports parallèles.

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 a fin d'avoir un signal de bonne qualité.

Nous discutons dans le troisième chapitre, les démarches que nous avons suivis 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.

Introduction

L'électricité est partout; qui est une forme d'énergie causée par le mouvement des électrons qui constituent l'atome qui est considéré comme la base de toute chose que nous pouvons voir et toucher.

Notre corps est comme une machine qui nécessite de l'électricité chaque jour et qui fonctionne grâce à elle. 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.

En fait, tous les changements chimiques sont basés sur l'électricité, parce que les électrons sont transférés, partagés ou bien altérés dans le niveau moléculaire. Il n'y a pratiquement presque aucun système non-électrique dans le corps humain. Grâce à l'électricité produit par le corps ; ce dernier performe ses activités le jour et la nuit

II.

Les systèmes électriques dans les êtres vivants possèdent beaucoup d'avantages permis eux on trouve l'habilité des systèmes à se réparer.

Un autre avantage du système électrique dans votre corps est son activité aux multiples facettes : La circulation, le système immunitaire, le mouvement, la communication, la digestion, l'excrétion, toutes ces fonctions ont lieu grâce au système nerveux.

En plus, la production et l'utilisation de l'électricité dans nos corps continuent sans arrêt.

Anatomie musculaire

L'activité du muscle se fait sous la dépendance de sa commande nerveuse. Nos

nerfs commandent aux muscles leur activité. Mais ce sont nos muscles qui créent le mouvement en mobilisant des leviers et les os.

Le muscle est une structure anatomique faite de cellules spécialisées regroupées en faisceaux capable de contractions et de décontractions et génératrice de mouvements.

L'unité de base du tissu musculaire est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques; elles sont disposées parallèlement et mesurent de 10 à 100 μm de diamètre et peuvent atteindre 30 cm de longueur.

La fibre musculaire est formée de myofibrilles ; au sein des myofibrilles on trouve de l'actine et de la myosine : élément contractile du muscle [2].

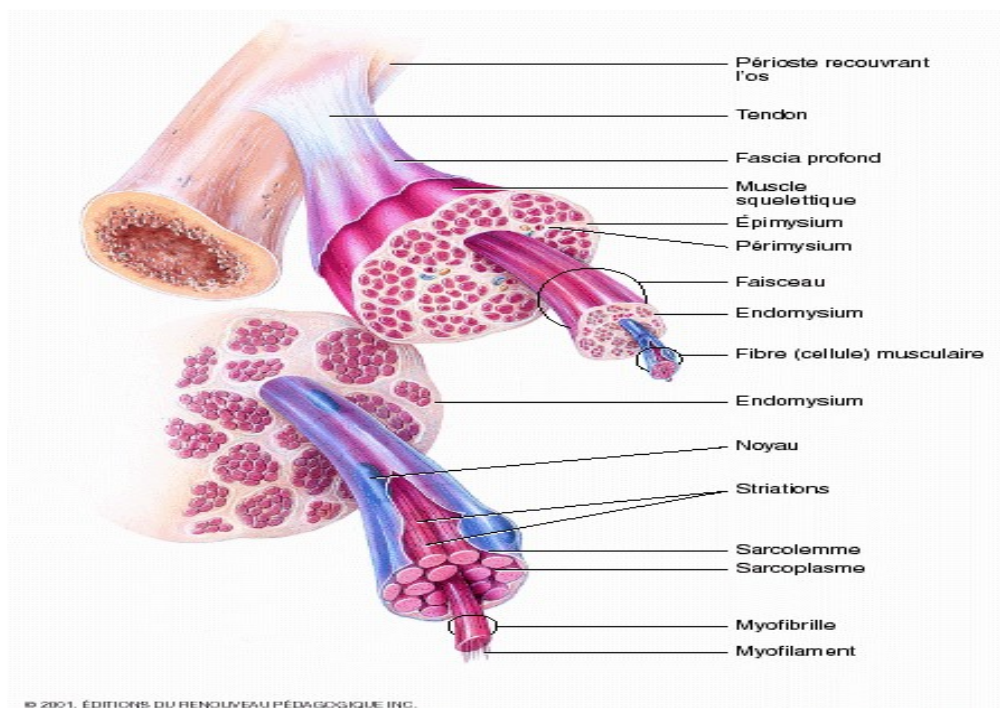


Figure I-1: anatomie microscopique d'un muscle squelettique

Types des muscles [3]

Dans l'organisme humain, on trouve trois types de tissus musculaires: les muscles lisses, les muscles squelettiques et les muscles cardiaques.

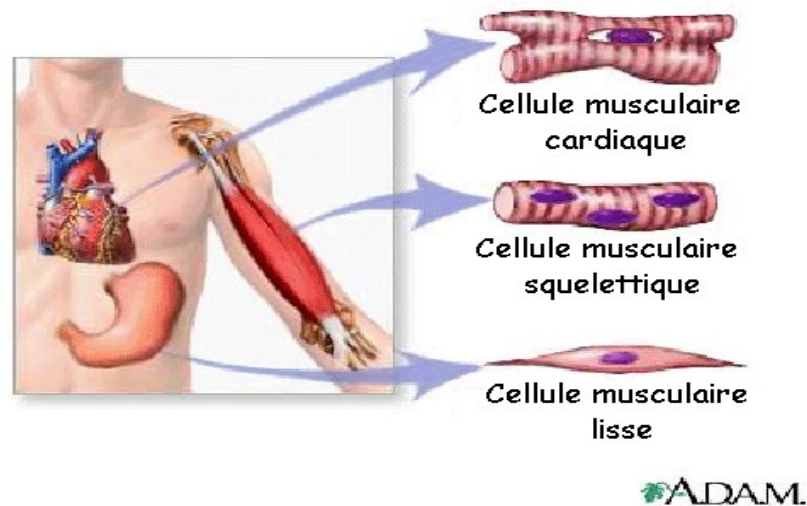
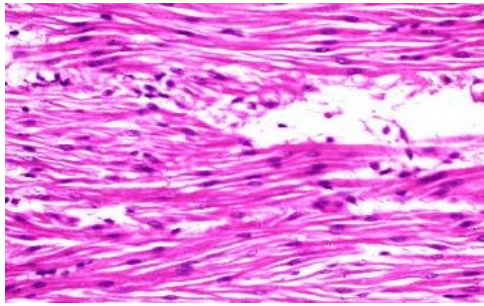


Figure I-2 : types de muscles

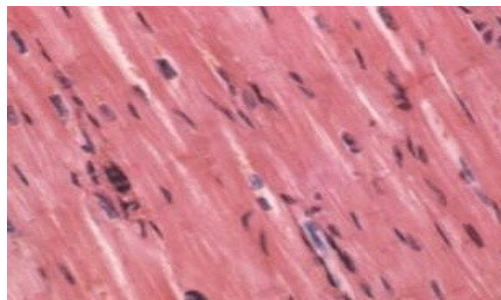
- Les muscles lisses sont les muscles situés dans la peau, les viscères, les appareils urinaires et génitaux et les principaux vaisseaux sanguins. Leur contraction est involontaire et se fait sous le contrôle du système nerveux autonome.
- Les tissus squelettiques assurent la contraction des muscles squelettiques et leur contraction s'effectue d'une manière volontaire et elle est contrôlée par le système nerveux central.
- Le muscle cardiaque; appelé aussi le myocarde; se contracte d'une manière involontaire sans cesse jusqu'à notre mort. Il est sous le contrôle du système nerveux autonome.



(a)



(b)



(c)

Figure I-3: Les différents types de tissus musculaires : (a) tissu de muscle lisse, (b) tissu de muscle squelettique, (c) tissu de muscle cardiaque.

I.4 Propriétés mécaniques du tissu musculaire [3]

I.4.1 Contractilité

L'état actif d'un muscle est défini comme la capacité du muscle à se raccourcir, ou à développer une tension. Le raccourcissement illustre la fonction de base du muscle, c'est l'élément fondamental de la contraction.

Il y a deux familles de contraction :

- Statique (isométrique).
- Dynamique.

➤ Contractions statiques

Pas de déplacement de segments osseux ; elle permettent de conserver une posture (le

triceps intervient pour freiner le déséquilibre antérieur (plan frontal)).

➤ Contractions en dynamiques

- Excentrique : muscle freinateur du mouvement.
- Centriques : muscle moteur du mouvement.

Elles aboutissent au déplacement des segments osseux.

Quand il y a contraction, statique ou dynamique, il y a augmentation du tonus musculaire.

I.4.2 Excitabilité

Le muscle est excitable, car le muscle a une polarisation (ext. +, int. -). Le maintien d'une différence de potentiel, entre l'intérieur du tissu musculaire et l'extérieur, permet cette propriété d'excitabilité.

Lors de la contraction musculaire, il y a dépolarisation de la membrane extérieure ; le muscle répond à la **loi du tout ou rien** qui dit :

Si la dépolarisation atteint le seuil (près de -55 mV), les canaux voltage-dépendants s'ouvrent et un potentiel d'action (influx nerveux) se produit. A chaque production d'un potentiel, l'intensité de ce dernier est constante et maximale.

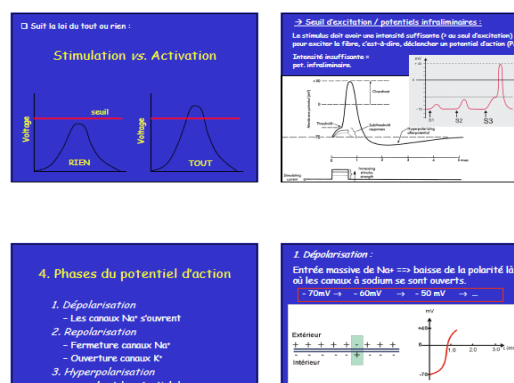


Figure I-4 : loi de tout ou rien

I.4.3 Extensibilité

Elle est utilisée par les muscles antagonistes d'un mouvement. Quand ils freinent, ils corrigent ou harmonisent (précision) l'action d'un muscle moteur.

I.4.4 Elasticité

Elle est liée au nombre de fibres élastiques du tissu conjonctif.

I.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 réalisé par le praticien sur lui (plus grand retard à la réponse).

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

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

I.5 Propriétés électriques du tissu musculaire

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 motoneurone innerve ainsi plusieurs fibres musculaires. Par contre, une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone. **[4]**

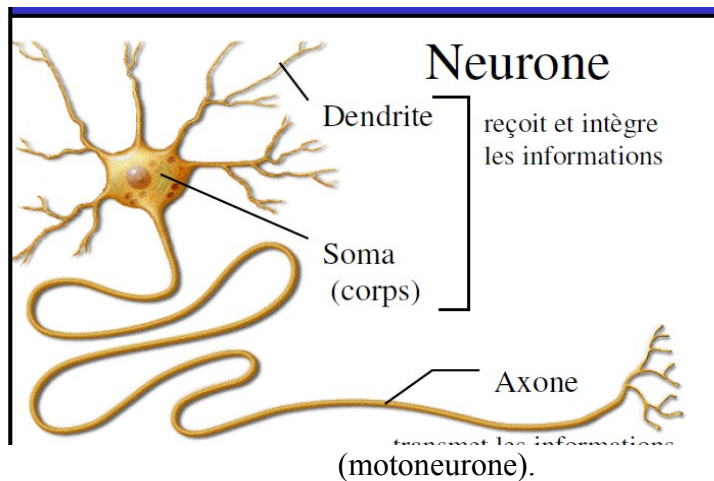


Figure I-5 :
nerf
moteur

L'ensemble formé par un motoneurone et les fibres qu'il innerve est appelé unité motrice (UM) [5]. C'est la plus petite unité fonctionnelle musculaire, car la plus petite contraction musculaire résulterait en fait de l'activation d'une seule unité motrice.

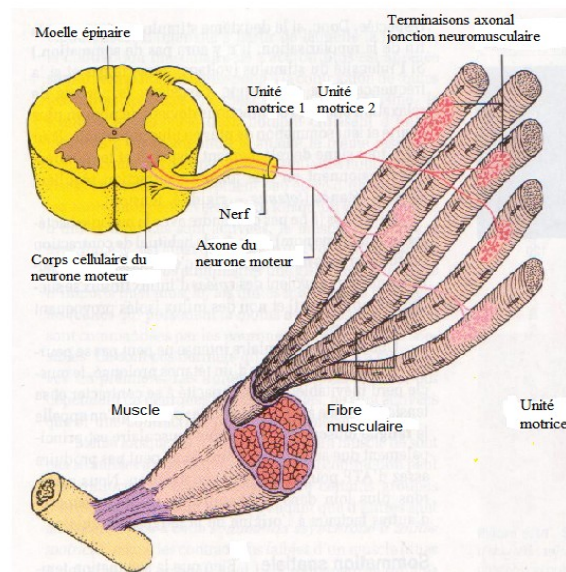


Figure I-6 : unité motrice

Les connexions entre les terminaisons axonales des motoneurones 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.

Les UM varient entre elles par : [4]

- Leur type de fibres : une UM contient un seul et même type de fibres musculaires; ceci aura une influence à la fois sur la rapidité de contraction de l'UM mais aussi sur sa capacité à résister à la fatigue.
- Leur nombre de fibres musculaires : plus le motoneurone innerve de fibres musculaires, plus la force que l'UM pourra développer ne sera importante.
- La taille du motoneurone qui innerve les fibres musculaires : plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide, mais plus sa sensibilité à l'influx nerveux est faible (il faudra une intensité de décharge plus élevée pour réussir à l'exciter car sa gaine de myéline, un isolant constitué de graisses, est plus épaisse).

I.6 Différents types de contraction musculaire[3]

Le muscle a plusieurs types de contraction. Ceux-ci incluent le mouvement convulsif, isotonique ; isométrique et le tétanos.

I.6.1 Mouvement convulsif

C'est une contraction momentanée de muscle en réponse à un stimulus simple ; c'est le type le plus simple de contraction enregistrable de muscle.

I.6.2 Contraction

- Isotonique : se produisent quand on déplace une charge constante tout en ayant une tension qui reste à peu près constante .on distingue contractions concentriques et contractions excentriques. Dans le premier cas le muscle raccourcit et tire sur une autre structure tel que l'os afin de produire le mouvement et de réduire l'angle au niveau d'une articulation cela se fait lors de la saisie d'un objet. Dans le second cas la longueur du muscle augmente pendant la contraction cela se fait quand on remet l'objet à sa place.
- Isométrique : se produit quand le muscle ne raccourcit pas ou ne peut pas raccourcir avec une tension qui augmente fortement ; ne produisant aucun mouvement du corps et avec une consommation de l'énergie.

I.6.3 Tétanos

Ceci résulte quand le muscle reçoit un stimulus à une vitesse rapide. Il n'a pas le temps pour se détendre avant chaque contraction.

I.7 La bioélectricité

Toutes les cellules sont excitables, c'est-à-dire capables de répondre de façon spécifique à l'action d'un facteur, mais cette propriété est particulièrement développée chez certaines d'entre elles, les cellules nerveuses ou neurones et les cellules musculaires, ou fibres musculaires.

La communication par neurones dépend de deux propriétés fondamentales de leur membrane plasmique.

En premier lieu, il existe une tension électrique appelée potentiel de repos membranaire à travers la membrane.

En second lieu, leur membrane plasmique contient divers canaux ioniques (pores) qui peuvent être ouverts ou fermés. Si ces derniers sont ouverts, des ions spécifiques situés dans le liquide intracellulaire (cytosol) ou extracellulaire peuvent traverser la membrane.

Une partie de la protéine qui forme ce canal peut agir comme une barrière ou comme une porte et s'ouvrir ou se fermer sur demande. Selon les types de canaux présents, une partie d'un neurone peut produire soit des potentiels gradués soit des potentiels d'action (influx nerveux).

I.7.1 Le potentiel de repos membranaire [6]

Le potentiel de repos membranaire résulte d'une faible accumulation de charges négatives sur la face interne de la membrane et d'une égale accumulation de charges positives sur la face externe. Cette séparation de charges électriques positives et négatives constitue une forme d'énergie potentielle mesurée en volts ou en millivolts ($1 \text{ mV} = 1/1000 \text{ V}$). Plus la différence de charge de part et d'autre de la membrane est importante, plus le potentiel de membrane (la tension) est élevé(e).

 Potentiel de repos.

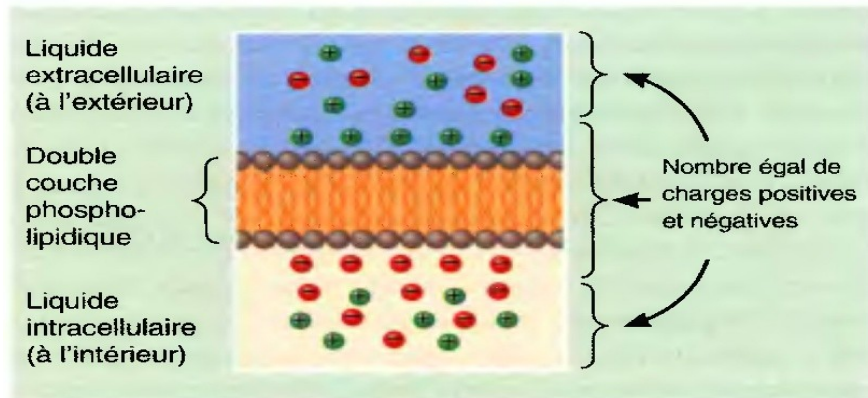


Figure I-7: potentiel de repos

Dans les neurones, le potentiel de repos varie entre -40 et -90 mV. La valeur usuelle est de -70 mV. Le signe moins signifie que la charge est négative à l'intérieur par rapport à l'extérieur. Une cellule qui présente un potentiel de membrane est dite **polarisée**.

La plupart des cellules corporelles sont polarisées, et la tension de la membrane varie entre +5 mV et -100 mV dans divers types de cellules.

Donc, lorsque les canaux s'ouvrent ou se ferment dans la membrane plasmique, un flux de courant se produit, ce qui change le potentiel de membrane.

1.7.2 Dépolarisation

Si un potentiel gradué provoque la dépolarisation d'une membrane jusqu'à un niveau critique appelé seuil d'excitation (près de -55mV), les canaux à Na⁺ voltage-dépendants s'ouvrent.

Na⁺ se précipite à l'intérieur, conduit par les gradients électrique et de concentration (chimique). Le potentiel de membrane passe alors de -70 mV à 0, puis à +30 mV.

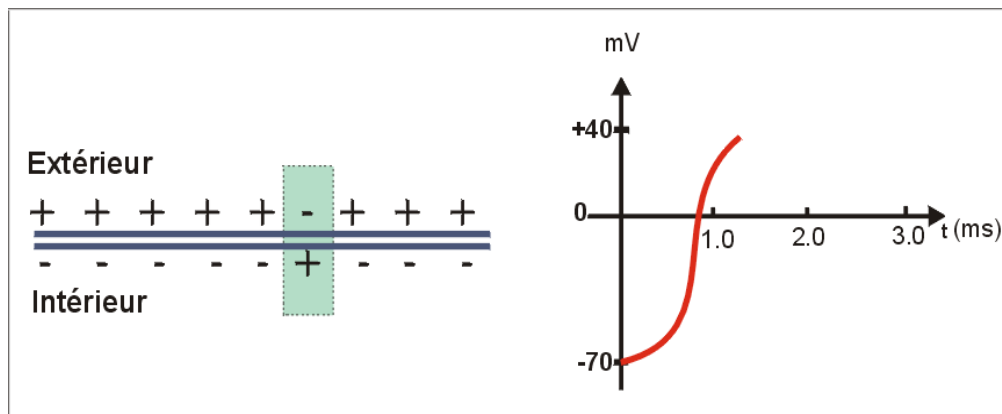


Figure I-8: la phase de dépolarisation

Pendant la dépolarisation, Na^+ continue à diffuser à l'intérieur du neurone jusqu'à ce que le potentiel de membrane de repos soit inversé: l'intérieur est maintenant plus positif de 30 mV par rapport à l'extérieur.

1.7.3 La repolarisation

Une dépolarisation liminale ouvre aussi bien les canaux à Na^+ voltage-dépendants que les canaux à K^+ voltage-dépendants. Comme les canaux à K^+ s'ouvrent toutefois plus lentement, leur ouverture se produit presque en même temps que la fermeture des canaux à Na^+ voltage-dépendants.

L'inactivation du canal à Na^+ ralentit l'entrée de Na^+ , et l'ouverture du canal à K^+ accélère la sortie de K^+ . Le potentiel de la membrane passe ainsi de +30 mV à 0, puis à -70 mV. La repolarisation restaure le potentiel de repos.

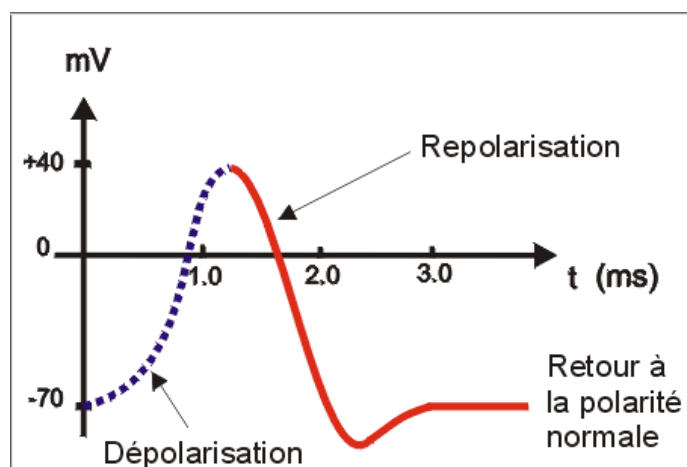


Figure I-9: la phase de repolarisation.

Pendant que les canaux à K^+ voltage-dépendants sont ouverts, la sortie de K^+ peut être si importante qu'elle provoque une hyperpolarisation. L'hyperpolarisation est une polarisation plus négative qu'au repos.

On peut résumer tout ces étapes par la figure suivante :

Modifications constatées dans les canaux voltage-dépendants pendant la dépolarisation et la repolarisation du potentiel d'action. a) Au repos : les canaux à Na^+ voltage-dépendants et les canaux à K^+ voltage-dépendants sont respectivement au repos et fermés. b) La dépolarisation jusqu'au seuil (près de $-55mV$) ouvre les portes d'activation du canal à Na^+ . L'entrée de Na^+ dépolarise davantage la membrane jusqu'à ce que cette dernière ait sa polarité inversée (l'intérieur devient plus positif que l'extérieur). c) Plus lentement, la dépolarisation ouvre aussi les canaux à K^+ voltage-dépendants, ce qui permet la sortie (l'expulsion) de K^+ . Au même moment, les portes d'inactivation du canal à Na^+ se ferment. La repolarisation commence. d) La sortie de K^+ restaure le potentiel de repos. Les canaux de fuite et les pompes Na^+/K^+ qui maintiennent une faible concentration de Na^+ à l'intérieur de la cellule ne sont pas indiqués dans cette figure où, en revanche, les nombres respectifs de Na^+ qui entrent et de K^+ qui sortent pendant un seul potentiel d'action ont été majorés.

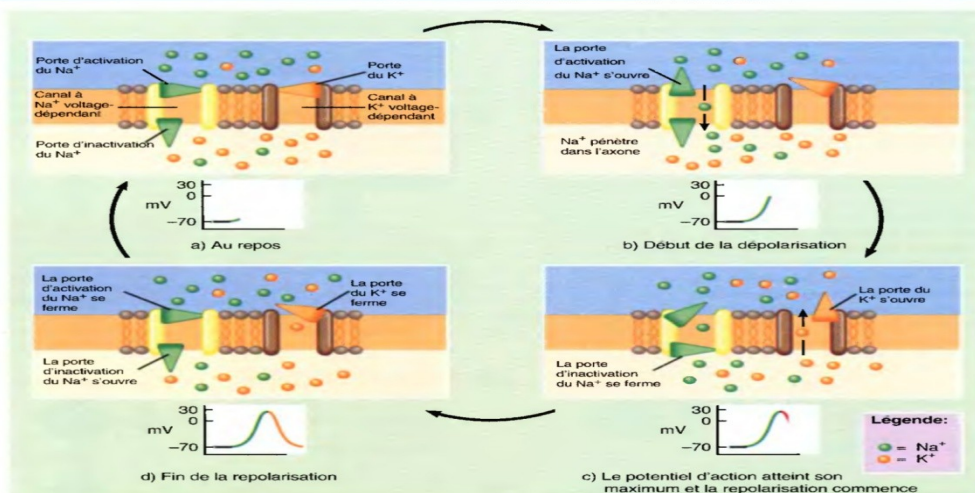


Figure I-10 la bioélectricité

1.7.4 La période réfractaire

La période réfractaire est le laps de temps pendant lequel une cellule excitable ne peut générer un autre potentiel d'action. La période réfractaire absolue désigne la durée pendant laquelle un deuxième potentiel d'action ne peut être amorcé, même avec un intense stimulus.

1.7.5 Le potentiel d'action (l'influx nerveux)

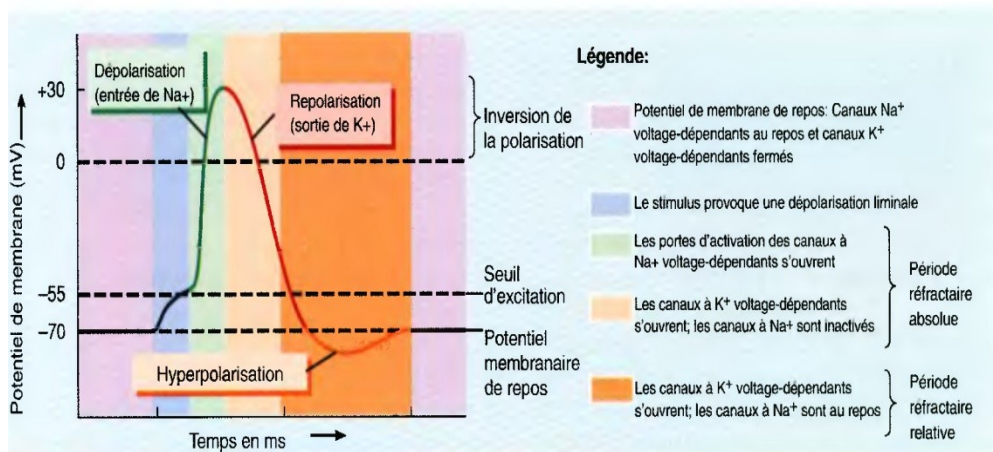
Pendant un potentiel d'action, deux types de canaux ioniques voltage-dépendants s'ouvrent, puis se ferment : les canaux à Na^+ et ceux à K^+ .

L'ouverture rapide des canaux Na^+ voltage-dépendants provoque la dépolarisation, soit la perte, puis l'inversion de la polarisation de la membrane.

L'ouverture des canaux K^+ voltage-dépendants et la fermeture des précédents canaux à Na^+ conduisent à la repolarisation, soit le retour au potentiel de repos.

Les phases de dépolarisation et de repolarisation composent un potentiel d'action, qui dure environ 1 ms (1/1000 de s).

Potentiel d'action (influx nerveux) dans un neurone.



Figurd-11 potentiel d'action dans un neurone.

1.7.6 La propagation (conduction) des potentiels d'action

Les influx nerveux communiquent des renseignements d'une partie du corps à une autre. A cette fin, ils doivent se déplacer de l'endroit où ils se forment, dans une zone gâchette, jusqu'aux terminaisons axonales. Le mode de déplacement spécial des influx est appelé propagation (conduction).

À mesure que Na^+ entre, la dépolarisation augmente et ouvre les canaux à Na^+ voltage-dépendants dans les régions adjacentes de la membrane.

Ainsi, l'influx nerveux se propage de lui-même le long de la membrane, à la façon d'une longue file de dominos rapprochés qui s'écroulent en poussant sur la première pièce.

De plus, comme la membrane est réfractaire derrière le front d'un potentiel d'action, un influx nerveux ne se déplace normalement que dans une direction, soit à partir de son point origine, à la zone gâchette.

1.7.7 La vitesse de propagation de l'influx

La vitesse de propagation d'un influx nerveux n'est pas liée à l'intensité du stimulus; mais elle dépend du diamètre de la fibre, de même que la présence ou l'absence de myéline.

Les fibres nerveuses conduisent l'influx plus vite sous l'effet de la chaleur. Le refroidissement localisé d'un nerf peut bloquer la conduction de l'influx.

Les fibres de grand diamètre conduisent plus vite l'influx que celles à diamètre réduit. Les fibres au diamètre le plus grand (près de 5 à 20 μm) sont appelées fibres A, sont myélinisées, ont une brève période réfractaire absolue et conduisent les influx à des vitesses de 12 à 130 m/s (27 à 280 m/h).

Les fibres B et C, plus petites, conduisent les influx plus lentement.

1.8 Electromyographie

Le mouvement et la position des membres sont commandés par des signaux électriques circulant dans les deux sens entre les muscles et les périphériques et le système nerveux central. L'enregistrement et l'étude des signaux électriques dans le muscle (électromyogramme) sont une aide considérable à la découverte et le diagnostic des anomalies non seulement dans les muscles mais également dans le système moteur .

Il est difficile de parler d'électromyographie sans évoquer les travaux princeps de Luigi Galvani (Physicien et médecin italien (1737-1798)). Ses recherches consacrées aux effets de l'électricité sur des préparations nerf-muscle de grenouille ont été les premières à mettre en évidence « une électricité animale » responsable de la contraction musculaire.

Même si l'origine de cette « électricité animale » n'était pas encore connue, ces résultats ont participé à la création d'une nouvelle discipline : la neurophysiologie.

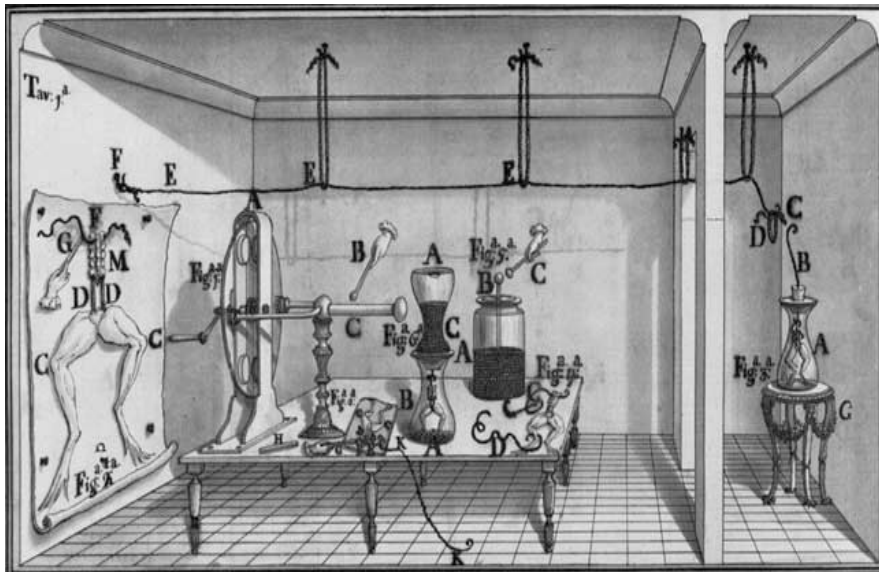


Figure 1-12: illustration des travaux de Galvani portant sur les effets de l'électricité sur le muscle de grenouille.

Au XX^{ème} siècle, de nombreuses études ont contribué à la compréhension de la contraction musculaire à travers l'étude des phénomènes électriques concomitants. Ainsi, H. Piper a été le premier, en 1912, à mesurer l'activité électromyographique au cours d'une contraction musculaire. [1]

Donc l'électromyographie (EMG) est définie comme étant un enregistrement et une interprétation des potentiels d'action musculaire ; actuellement avec le développement de la technologie bioélectrique, les électromyogrammes sont devenus un outil fondamental à la réalisation de la commande artificielle au mouvement d'organe.

1.1.1 Description du signal de l'électromyogramme

Pour présenter les caractéristiques du signal obtenu avec un électromyogramme (EMG), on peut démontrer les différences qu'il existe entre d'autres types d'appareil du même genre. Ces appareils sont l'électrocardiogramme (ECG) qui mesure le fonctionnement du cœur et l'électroencéphalogramme (EEG) qui mesure les signaux provenant de la surface du crâne. Le tableau suivant présente les caractéristiques principales du signal de chacun des appareils ci-dessous.

Tableau 1 : Caractéristiques électriques Type	Tension	Fréquence basse(Hz)	Fréquence haute (Hz)
ECG	200 μ V à 5 mV	0.5	3
EEG	10 μ V à 200 μ V	4	40
EMG	10 μ V à 3 mV	20	3000

Tableau I-1 : caractéristiques électriques des signaux physiologiques

Du tableau on observe que l'amplitude du signal EMG, varie d'une valeur allant de 10 μ V à 3 mV. Une grande plage de valeur s'explique par le fait que plusieurs paramètres sont à prendre en considération soit : le positionnement de l'électrode, la préparation préalable de la peau et aussi la grosseur du muscle étudié.

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 explication que l'on peut donner est que cette fréquence change en fonction du muscle que l'on veut étudier : un muscle petit ne possèdera pas nécessairement le même spectre de fréquences qu'un muscle de plus grandes dimensions [7]. Une recherche plus approfondie a permis de découvrir que l'ensemble des muscles respecte le spectre en fréquence suivant :

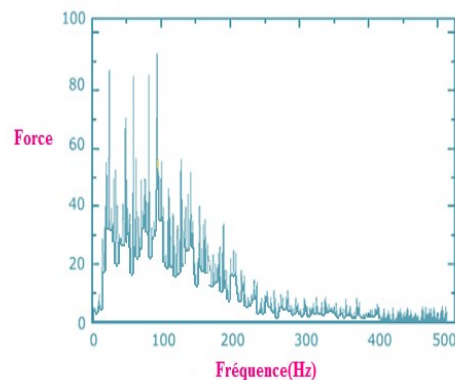


Figure I-13 Spectre de fréquences du signal du muscle.

Comme le présente le graphique, les fréquences importantes à conserver dans le signal du muscle vont de 20 à 500 Hz.

Comme le montre le graphique (figure **I-13**), plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable, donc il n'est pas nécessaire d'avoir un filtre dont la fréquence haute va jusqu'à 3 kHz. Il y a aussi les fréquences dans la gamme de 50 à 150 Hz qui possèdent l'énergie la plus importante.

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) [7].

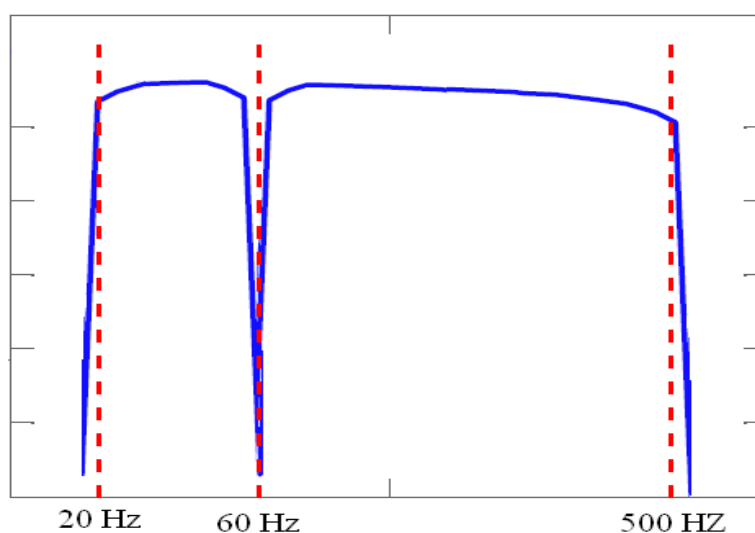


Figure I-14 Allure du filtre numérique (idéal).

L9 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de connaître brièvement les informations principales pour ramener notre petit projet à la réalité.

L'électromyogramme a beaucoup évolué durant cette dernière décennie. Et par conséquent quelle que soit la méthode d'acquisition utilisée ; elle reste toujours un outil incontournable pour le diagnostic des certaines pathologies (myopathies) ; pour la commande des prothèses ; ainsi pour l'analyse du mouvement.

II.1 Introduction

Le signal EMG est un outil précieux pour le diagnostic médical. Il doit être bien interprété par le médecin pour lui faciliter la tâche. Il est impératif de s'assurer d'une bonne acquisition et d'un bon traitement en vue d'extraire les informations nécessaires et pertinentes. Ces informations conjointes aux signes cliniques contribuent certainement à préciser le diagnostic en vue de prescrire un traitement adéquat au patient.

Une fois l'acquisition du signal EMG faite, différents traitements numériques peuvent être prévus tel que l'amplification et le filtrage de différents bruits qui peuvent affecter le signal EMG.

Pour répondre aux objectifs fixés nous consacrons ce chapitre sur des informations nécessaires sur l'instrumentation utilisée en EMG ainsi que les caractéristiques électriques du signal de l'électromyogramme. Dans ce chapitre, nous discutons aussi le problème causé par les bruits de différentes natures qui peuvent souvent masquer le signal EMG et la manière dont le signal doit être traité afin de réduire les effets de ces bruits.

II.2 Instrumentation en EMG

L'électromyographie présente l'intérêt d'être une méthode non invasive ; elle détecte l'activité musculaire sans placer le sujet dans un champ magnétique intense comme l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) et sans injection d'un produit radioactif comme le TEP (Tomographie par Emission d'un Positron). En effet ; l'emploi de simples électrodes de surface par exemple suffit pour l'acquisition du signal utile. L'instrumentation utilisée en EMG peut être schématisée comme suit :

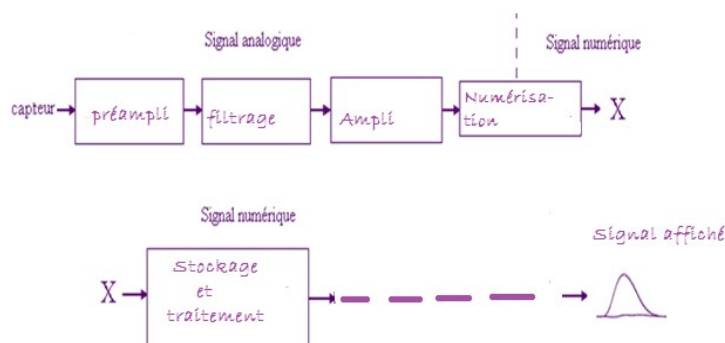


Figure II-1 : schéma de fonctionnement d'un électromyogramme.

II.2.1 Les électrodes

Il y a plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG. Il existe deux grandes catégories d'électrode pour l'électromyogramme. Il y a l'électrode de surface ainsi que l'électrode aiguille. [7] La géométrie des électrodes et la configuration à l'enregistrement influencent étroitement le recueil du signal. Le signal EMG recueilli dépend fortement du placement des électrodes.

Le principe physique général lors d'un enregistrement électro physiologique est que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité.

II.2.1.A Types d'électrodes

- Electrode de surface

L'électrode de surface est beaucoup plus facile à installer et peut être utilisée par le grand public (n'est pas nécessaire d'avoir un diplôme pour l'utiliser). Étant donné sa facilité d'installation, l'électrode de surface est principalement utilisée dans le domaine sportif pour prendre des mesures sur la force développée.

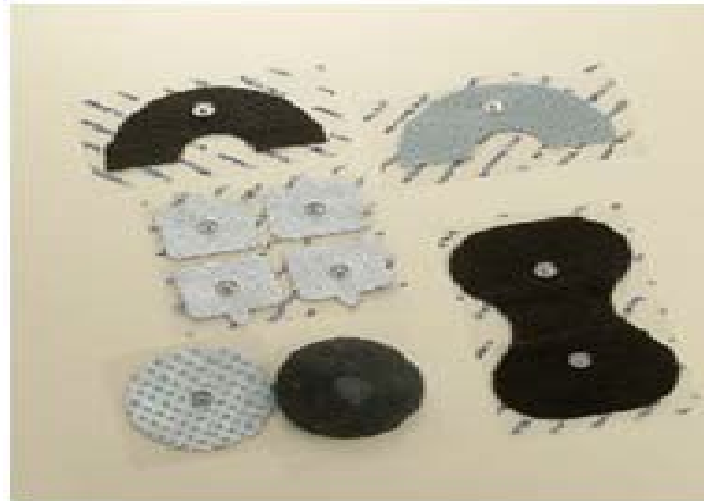


Figure II-2 : Électrodes de surface.

Suite à plusieurs mesures, elle permet d'observer l'amélioration de l'entraînement musculaire. Une préparation de la peau est souvent nécessaire et ce type d'électrode est souvent utilisé avec un gel spécialisé qui permet d'avoir des mesures plus précises. [7]

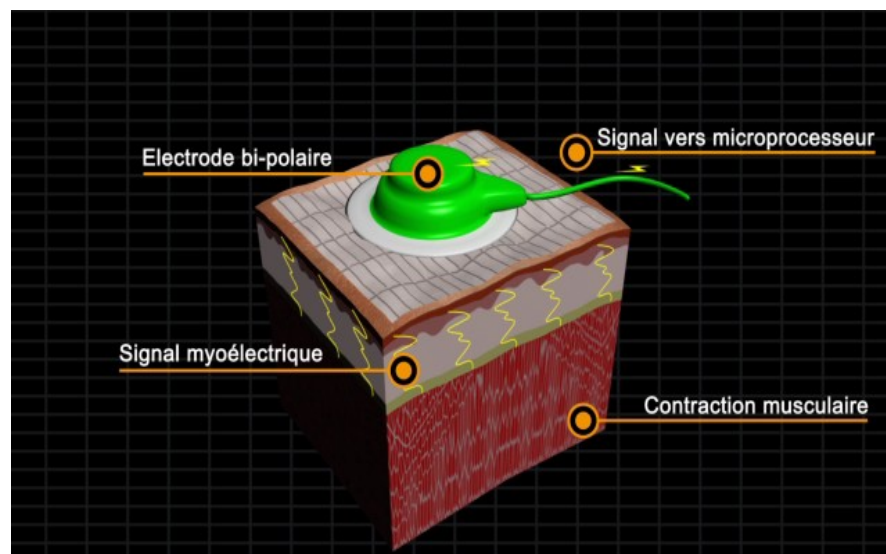


Figure II-3 : placement d'électrode de surface.

- Electrode d'aiguille

Le second type est l'électrode aiguille, ce type est utilisé pour le diagnostic médical d'où l'importance d'avoir un diplôme pour pouvoir l'utiliser [7]. Les mesures prises sont toutefois beaucoup plus précises et permettent d'établir des diagnostics sur la présence d'un muscle atrophié ou encore le dysfonctionnement des nerfs.



Figure II-4: Électrode aiguille

II.2.1.B Positionnement des électrodes

Figure II-5: positionnement d'électrodes.

Les électrodes doivent être placées selon les conditions suivantes: [9]

- parallèles aux fibres musculaires.
- Au milieu du corps musculaire.
- L'électrode de référence est loin et placée sur une aire neutre électriquement (os).

Figure II-6 : placement des électrodes.

- 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 est affectée (signal faible, voire nul).

II.2.1.C Préparation de la peau **18**

La réduction des effets des artéfacts de la peau est nécessaire. Ces bruits sont dus à :

- Graisse.
- Poils.
- Saleté.
- Cellules morts de la peau.
- Transpiration.

Ces artéfacts réduisent le signal EMG. Afin de minimiser leurs effets, il faut :

- Enlever les poils et les couches mortes d'épiderme.
- Nettoyer avec une solution à base d'alcool.
- Laisser sécher; en fin appliquer les électrodes avec le respect des conditions précédant.

II.2.2 L'amplification

Les différences de potentiel captées par des électrodes varient entre 10 μV et 3 mv (d'après le 1^{er} chapitre). Autrement dit ces tensions sont très faibles et sont facilement contaminées par le bruit. L'utilisation d'amplificateurs très sélectifs est plus que nécessaires. En effet, les amplificateurs doivent avoir un gain élevé pour donner au signal un niveau adéquat pour qu'il puisse être traité.

L'amplificateur choisit doit posséder un rapport de rejection en mode commun(RRMC) très grand. En effet, les variations des d.d .p s'établissent entre 20Hz

et 3KHz, les amplificateurs doivent donc également être fideles pour cette gamme de fréquence (d'après le 1^{er} chapitre).

Reprenons la définition de l'amplificateur idéal, et détaillons quelques points qui servent à qualifier les amplificateurs différentiels intégrés :

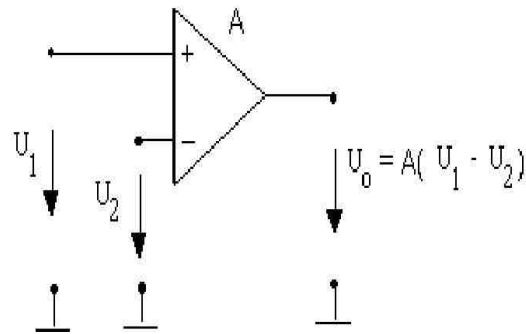


Figure II-7: amplificateur différentiel

Equation (II.1)

La tension en mode commun est défini par :

Equation (II.2)

La tension en mode différentiel est défini par :

Equation (II.3)

Ainsi le gain total peut être défini :

Alors on aura :

Ce qui nous donne une tension

Equation (II.4)

Il faut aussi prendre en considération le taux de réjection de la tension de mode commun TRMC, qui est donné par :

Equation (II.5)

Avec A_d : gain en mode différentiel,

: Gain en mode commun, il est de l'ordre de 80 à 100 dB.

II.2.3 Filtrage

Les potentiels générés par le muscle varient au cours du temps et ils sont caractérisés par des fréquences comprises entre 20Hz et 3KHz. Ces signaux sont souvent noyés dans des bruits de diverses natures. Pour éliminer ces activités électriques parasites, nous utilisons deux types des filtres. Ces filtres jouent un rôle important dans l'acquisition et le traitement du signal EMG.

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

Il existe plusieurs types de filtres, dont les filtres qui ont utilisé dans notre projet sont :

[10]

- filtre passe-haut.
- filtre passe-bas.
- filtre passe-bande
- filtre réjecteur de bande

II.2.3.A 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». On pourrait aussi l'appeler coupe-bas.

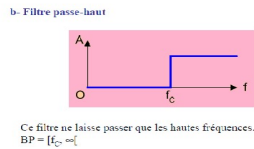


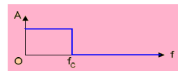
Figure II-8 : filtre passe haut.

II.2.3.B Filtre passe-bas

Il ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa *fréquence de coupure*. C'est un atténuateur d'aiguës pour un signal audio. On pourrait l'appeler coupe-haut.

3.1.2. Les principaux types de filtres (idéaux)

a- Filtre passe-bas



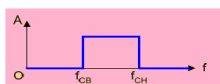
Ce filtre ne laisse passer que les basses fréquences du signal d'entrée.
Les hautes fréquences sont donc filtrées.
La limite entre BF et HF est appelée *fréquence de coupure* f_c .
La *bande passante* est la gamme de fréquence non filtrée :
BP = $[0, f_c]$
A noter que les signaux continus ($f = 0$) ne sont pas filtrés.

Figure II-9 : filtre passe bas

II.2.3.C Filtre passe-bande

Il ne laisse passer qu'une certaine bande de fréquences (et atténue tout ce qui est au-dessus ou en-dessous).

c- Filtre passe-bande



Ce filtre ne laisse passer qu'une bande de fréquences.

Il possède deux fréquences de coupure :
- la fréquence de coupure basse
- et la fréquence de coupure haute

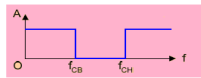
BP = $[f_{CB}, f_{CH}]$

Figure II-10 : filtre passe bande

II.2.3.D Filtre réjecteur

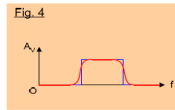
Aussi appelé *filtre trappe*, *cloche* ou *coupe-bande*, est le complémentaire du passe-bande. Il atténue une plage de fréquences. Cela peut être utile pour diminuer certains parasites par exemple.

d- Filtre coupe-bande (ou réjecteur de bande)



3-1-3- Filtres réels

Prenons l'exemple d'un filtre passe-bande :

**Figure II-11** : filtre réjecteur**II.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.

II.2.4.A Enregistrement sur papier

La plume transcrit 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.

II.2.4.B Enregistrement numérique [7]

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.

II.3 Le bruit dans le signal EMG

Les signaux EMG sont très petits en amplitude ce qui les rendent facilement contaminés ; comme dans toutes les chaînes d'instrumentation, le bruit se manifeste de deux façons :

- Le signal EMG acquis est bruité directement dans son environnement propre.
- Le signal EMG est bruité le long de la chaîne de transmission et de traitement de l'information.

Ces bruits vont perturber et masquer l'information utile. Parmi les types de bruits pouvant affecter un signal EMG nous pouvons citer : **[9]**

II.3.1 Bruit électronique

Un électromyogramme est constitué de plusieurs circuits passifs et actifs qui comportent un nombre important de résistances. Il est bien connu que ces composants passifs présentent un bruit thermique. Ce bruit thermique est dû à l'agitation thermique des électrons.

II.3.2 Bruit de l'environnement

Différentes sources peuvent perturber le signal EMG comme le réseau 50Hz. En effet ; les circuits constituant un électromyogramme doivent être alimentés en courant du réseau et de ce fait le signal EMG se trouve inévitablement parasité.

De plus ; en milieu hospitalier ; une panoplie de bruit de différentes origines peuvent perturber le signal EMG. Des précautions spécifiques sont prévues pour atténuer ces bruits.

II.3.3 Influence des mouvements

Les mouvements des patients produisent une activité musculaire ayant pour origine une excitation qui interfère avec le signal EMG. Ces mouvements peuvent aussi provoquer les variations d'impédance « peau-électrode ».

Il faut indiquer aussi que le signal EMG peut être affecté par :

- taille de l'électrode de surface.

- distance entre les deux électrodes.
- orientation de l'électrode par rapport à l'orientation des fibres musculaires.
- quantité et qualité des tissus adipeux.

II.4 conclusion

Dans cette partie, on s'est intéressé à la description des différents étages permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter l'activité électrique des muscles.

C'est pour ce là nous avons établi un cahier de charge comprenant des différents étages d'acquisition et traitement du notre signal EMG afin d'avoir un signal d'une bonne qualité.

III.1 Introduction

Dans le chapitre précédent ; nous avons parlé des moyens utilisés pour l'acquisition de notre signal EMG ; dans ce lui-ci, il sera présenté les recherches qui ont été effectuées pour déterminer de quelle manière doit être traité le signal de l'électromyogramme et, un schéma présentera les éléments qui doivent être en place pour rendre le signal obtenu par les électrodes de surface proportionnelle à la force développée par le muscle ciblé. Par la suite, chacune des parties sera reprise avec beaucoup plus de détail qui justifiera la sélection et le choix des différentes composantes.

Enfin nous présentons les signaux visualisés via l'oscilloscope après chaque étage du circuit réalisé.

III.2 Principe d'enregistrement du signal EMG

Électromyogramme étudie le fonctionnement des muscles. Cette mesure se fait à l'aide des électrodes reliées au muscle ciblé (l'avant-bras dans notre cas) ; Ces électrodes sont appliquées sur la peau et reliées à notre maquette qui assure le recueil et l'amplification du message électrique provenant du muscle.

Ce message est transcrit sur un écran après son traitement. On enregistre l'activité des muscles lors d'un effort de contraction (le patient effectue un mouvement).

Suite à la recherche bibliographique qui a été effectuée, il a été possible d'établir un schéma présentant d'une manière simplifiée le chemin de traitement que devra suivre le signal pour obtenir des résultats valables.

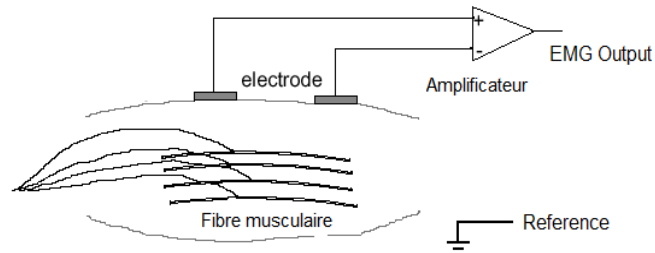


Figure III-1 : système simplifié pour l'enregistrement EMG.

III.2 .1 Schéma bloc synoptique d'acquisition du signal EMG



Figure III-2:Schéma bloc de l'électromyogramme

- Le premier bloc présente les électrodes utilisé pour la détection du signal EMG, les potentiels d'action se propagent alors le long des fibres musculaires et à travers les différentes couches de tissus (le tissu sous-cutané) jusqu'à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin la différence entre le potentiel recueilli par ces deux électrodes de surface.

- Le deuxième bloc est un amplificateur d'instrumentation (INA 110) qui a un gain variable (selon le choix) avec prise de +15 et -15.

- Le bloc suivant est un filtre passe haut avec une fréquence de coupure de 5Hz.

Ce filtre est utilisé pour filtrer les bruits basse fréquence tel que la fluctuation de la ligne de base.

- Le filtre passe bas utilise une fréquence de coupure de 20Hz et qui ne laisse passer que les basses fréquences ($<20\text{Hz}$) du signal d'entrée.

- Le cinquième bloc est un adaptateur sous forme d'un suiveur.

- Le bloc suivant présente un ADC 0804 c'est un convertisseur analogique numérique qui permet de transformer la tension analogique vers des valeurs numériques.

- L'Affichage est considéré comme la dernière étape ; après une chaîne de traitement s'arrive l'affichage qui se fait sur écran d'un PC.

III.2.2 Schéma électronique

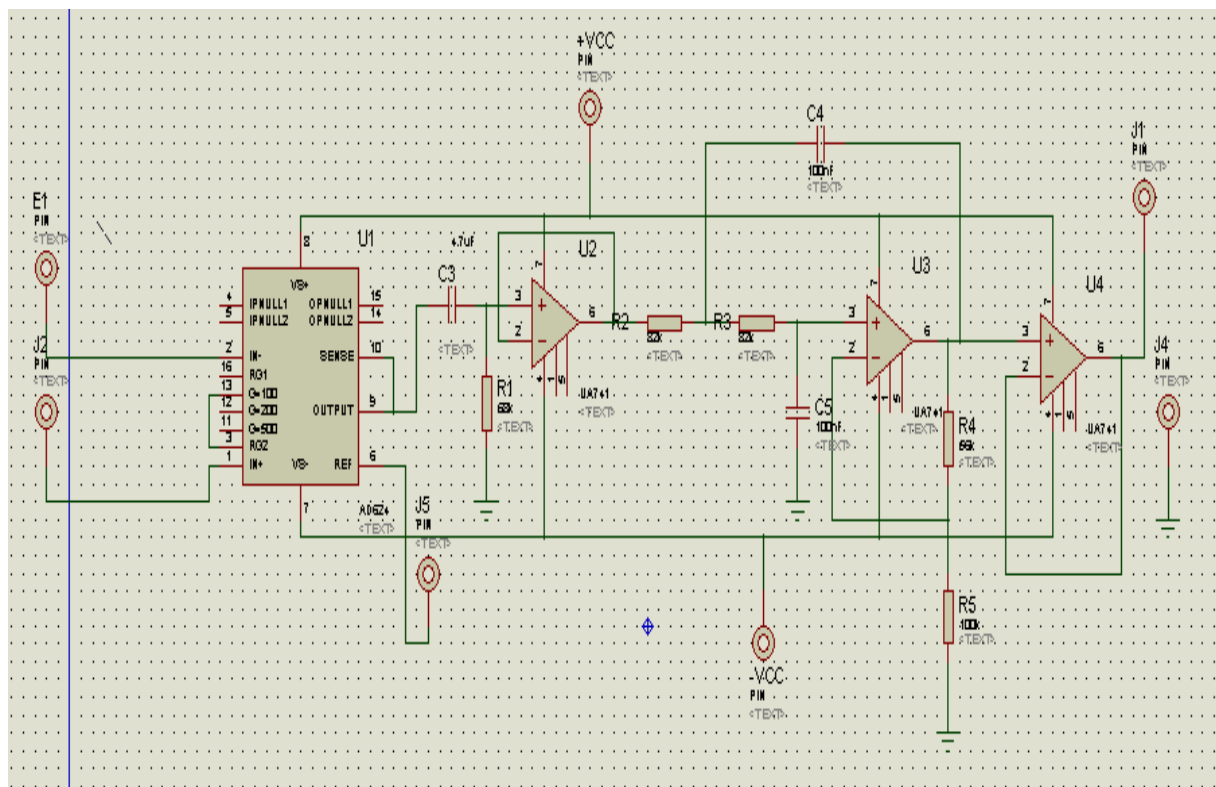


Figure III-3 : Mesure de l'EMG à base de l'INA110.

III.3 Principe de fonctionnement

III.3.1 Amplification

Idéalement, l'amplificateur différentiel devrait présenter les caractéristiques suivantes :

- très grandes impédances sur les entrées positives et négatives.
- impédance en sortie très faible.
- un TRMC infinie
- un Gain différentiel G_d réglable.

Figure III-4 : principe de fonctionnent.

On choisit l'amplificateur d'instrumentation INA110 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 additionné les signaux ainsi il règle le gain, cette caractéristique nous aider a d'améliorer les étapes dans notre projet et nous a donné une impédance d'entrée élevé [11].

Equation (III.1)

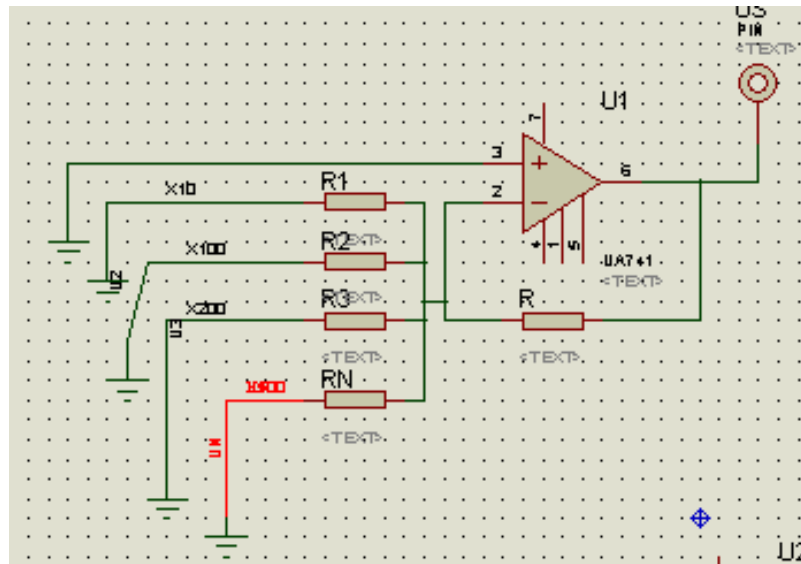


Figure III-5 : Amplificateur additionneur d'INA110.

INA110 est mis en place avec un gain de 10 ; et qui est fourni par l'alimentation de +15V et -15V, certaines caractéristiques importantes de l'INA110 sont énumérées dans le tableau suivant : **[10]**

Tension d'alimentation	
Gain programmable	1, 10, 100, 200, 500
Entrée	2μV

Tableau III-1 : caractéristiques de l'INA110

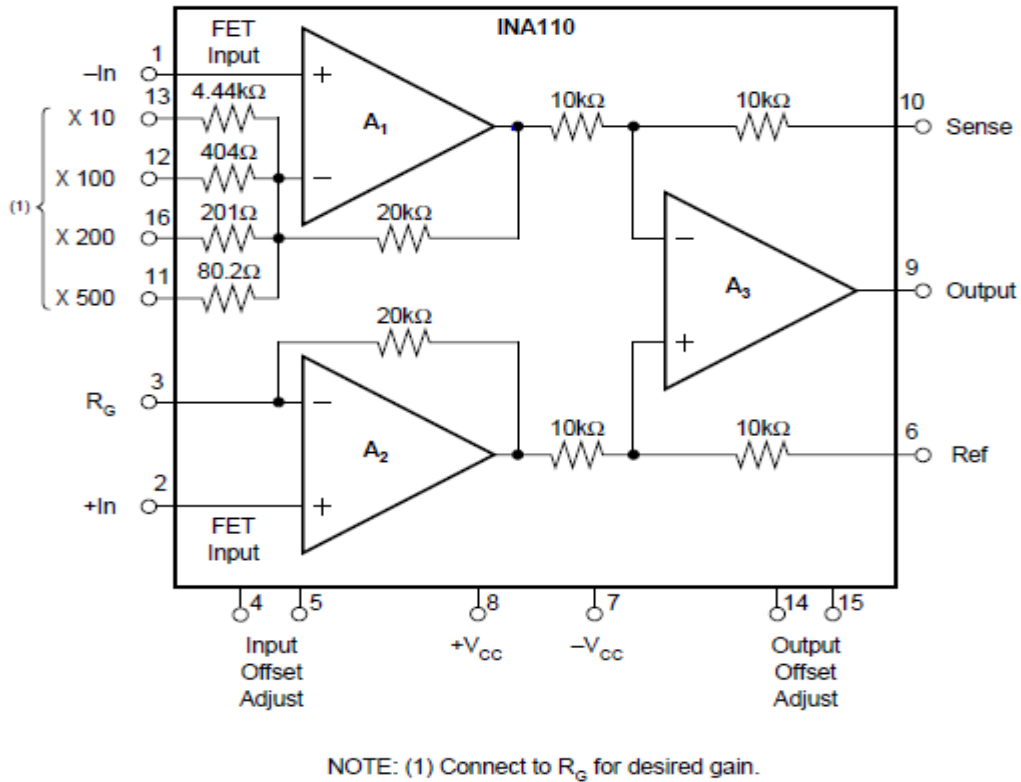


Figure III-6: la configuration d'INA110.

III.3.2 Filtrage

Le signal recueillis est très faibles ; il a besoin d'être amplifié pour mieux le traité. Mais cette amplification ne doit pas induire une distorsion du signal ; pour cela on a utilisé deux types de filtres : passe haut et un autre passe bas.

Figure III-7 : principe de filtrage.

III.3.2.A Filtre passe haut

Tous les filtres sont caractérisé par une fréquence de coupure, dans notre cas ce filtre ne laisse passer que les fréquences au dessus de la fréquence de coupure ; qui est donner par la formule suivante :

Equation (III.2)

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

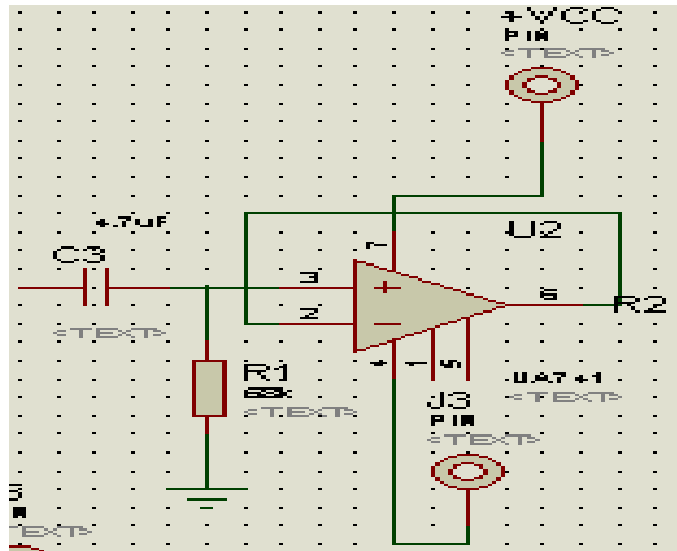


Figure III-8:schéma électronique du filtre passe haut.

Donc la fréquence de coupure de ce filtre est :

III.3.2.B Filtre passe bas

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques pour :

- Modifier son spectre de fréquence et donc sa forme.

- Extraire une partie de l'information liée à ce signal.
- Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables.
- Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles.

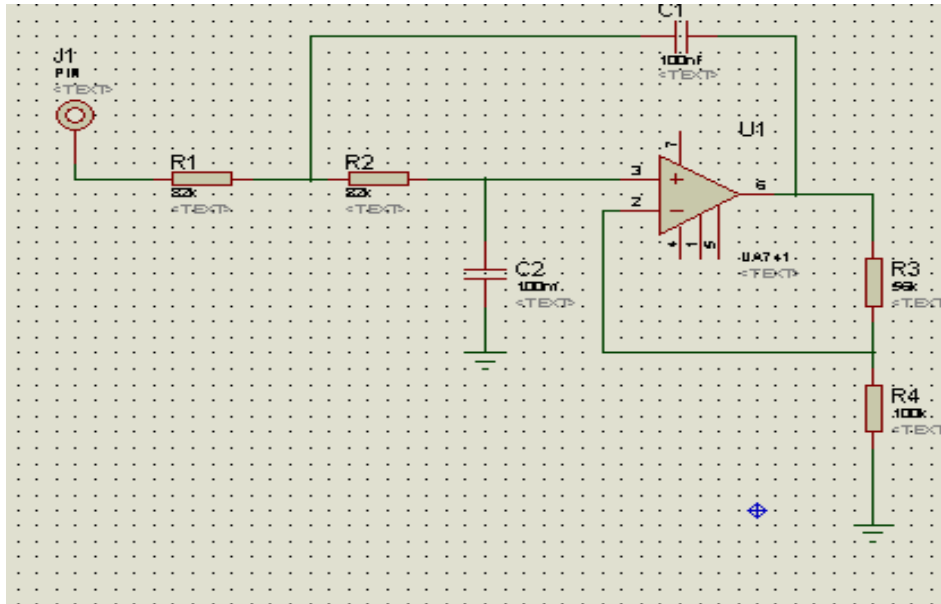


Figure III-9:schéma électronique du filtre passe bas.

Selon sa fréquence de coupure qui est de 20Hz () ; ce filtre permet une atténuation des fréquences ayant des valeurs supérieures à 20Hz. Cette configuration a été choisie pour une réponse courte de 30ms et un gain constant de 1.56.

III.3.3 Suiveur

La circulation d'un courant provoquerait une réduction de la tension perçue par l'amplificateur. Le montage suiveur contourne ce problème, ce qui lui vaut aussi le nom d'adaptateur d'impédance comme illustre dans la figure «**III-10**».

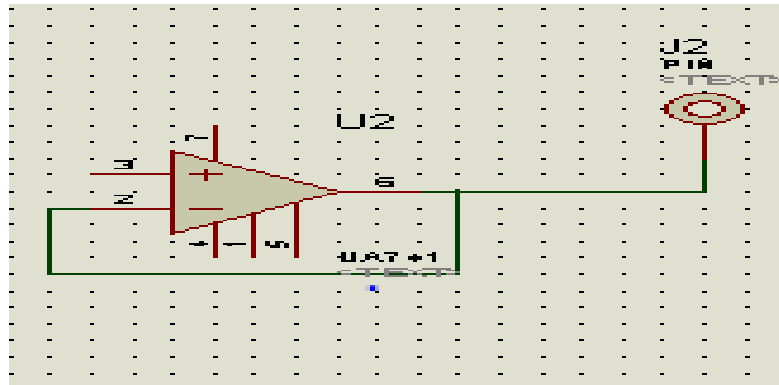


Figure III-10: schéma électronique du suiveur.

III.3.4 ADC 0804

ADC convertit une tension (ou un courant) en un nombre binaire qui lui est proportionnel. L'entrée est une tension analogique comprise entre min et max. La sortie est numérique de 8 bits

ADC permet de convertir le signal EMG qui a une variation analogique vers une chaîne de valeur numérique.

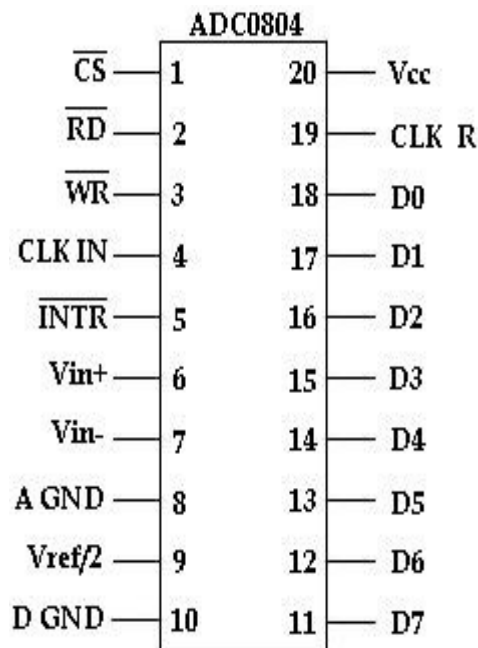


Figure III-11 : schéma d'ADC 0804.

ADC0804 est caractérisé par :

- Son résolution : $n = 8$ bits.
- durée de conversion (TC) : $TC = 100 \mu s$.
- plage de la tension d'entrée : 0 à 5 V en entrée.

III.3.4.A Echantillonnage

L'échantillonnage consiste à numériser (échantillonner) un signal analogique. L'élément principal est le convertisseur A/N.

L'échantillonnage est caractérisé par sa période T_e

- Fréquence d'échantillonnage : $F_e = 1/T_e$.
- Limite : $TC < T_e$.
- F_e d'ADC0804 est limitée à $1/100 \mu s = 10 \text{ kHz}$: 10 000 échantillons (de 8 bits) par seconde.

III.3.4.B Théorème de Shannon

La fréquence d'échantillonnage F_e doit être au moins double de la plus grande fréquence f contenue dans le signal à échantillonner :

III.4 Port parallèle

Le Port parallèle est un connecteur situé à l'arrière des ordinateurs reposant sur la communication parallèle. Il est associé à l'interface parallèle Centronics.

Comme son nom l'indique, le port parallèle permet de transmettre, en parallèle, des informations sur plusieurs canaux. Il se présente sous la forme d'une prise Sub-D 25 femelle.



Figure III-12 : DB 25 parallèle femelle

Le port parallèle du PC est l'un des plus intéressants, par ses possibilités et sa simplicité de programmation. En effet il ne nécessite aucun protocole de transmission

(contrairement au port série), et les niveaux électriques de ses broches varient entre 0 et 5V ce qui le rend compatible directement avec les composants de technologies TTL.

III.4.1 Brochage

Numéro	Nom	Désignation
1	_STR - Strobe	Balayage
2	D0 - Data bit 0	Bit de données 0
3	D1 - Data bit 1	Bit de données 1
4	D2 - Data bit 2	Bit de données 2
5	D3 - Data bit 3	Bit de données 3
6	D4 - Data bit 4	Bit de données 4
7	D5 - Data bit 5	Bit de données 5
8	D6 - Data bit 6	Bit de données 6
9	D7 - Data bit 7	Bit de données 7 (poids fort)
10	ACK - Acknowledgement	Acquittement
11	Busy	Occupé (lecture des données)
12	Paper Out	Plus de papier
13	Select	Sélection
14	Auto feed	Saut de page
15	Error	Erreur
16	Reset	Réinitialisation
17	Select Input	Sélection de l'entrée
18-25	GND	Masse

Tableau III-2 : le brochage du port parallèle.

III.5 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.

III.5.1 Signal EMG avant filtrage

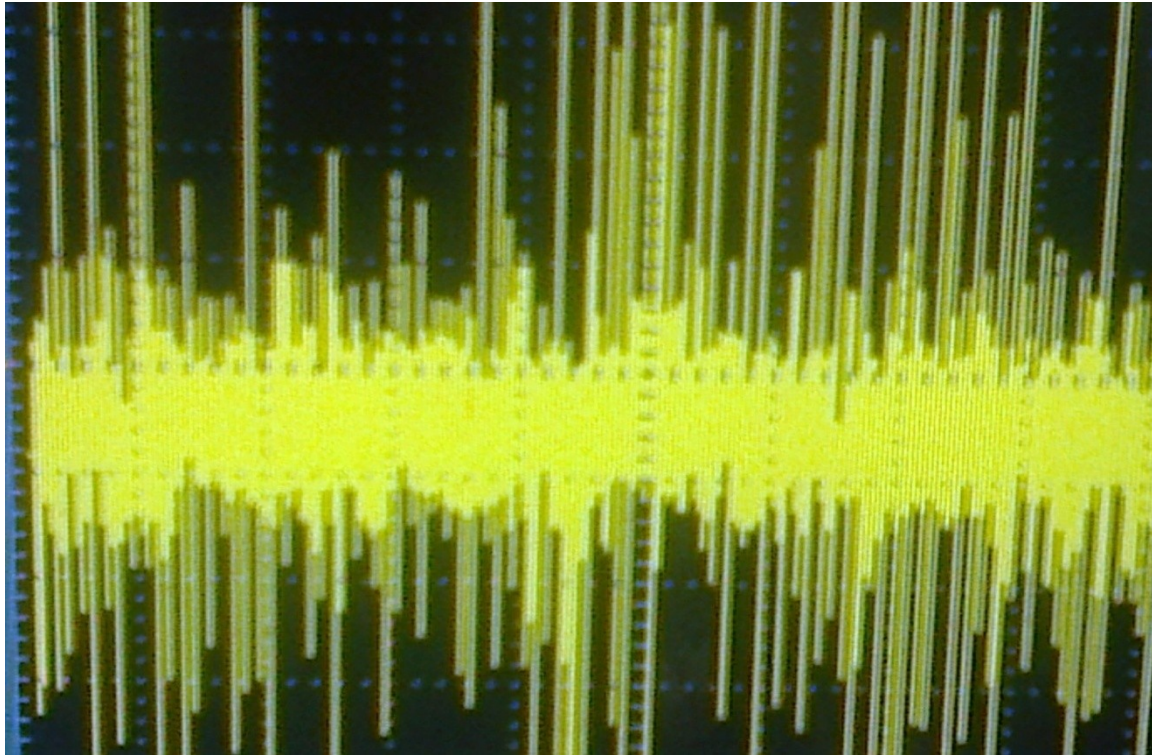


Figure III-13:EMG bruité.

Ce signal est obtenu grâce au circuit réaliser qui est démonté dans la figure III-13

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 utilisé est justifié dans le début de ce chapitre.

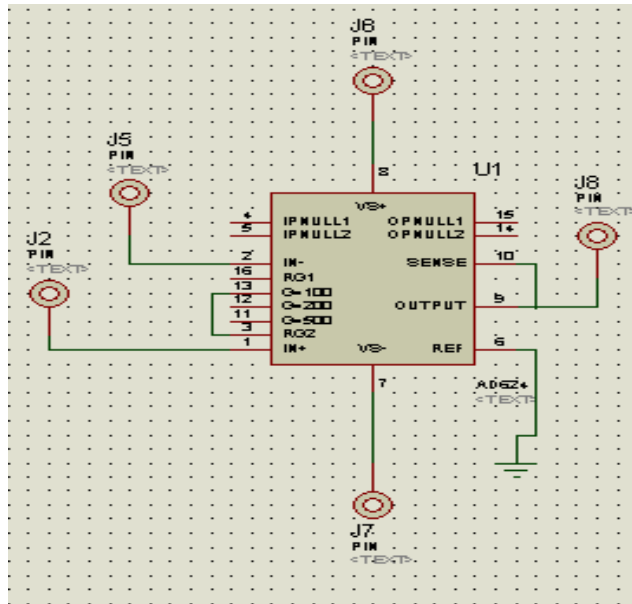


Figure III-14 : schéma électronique du circuit EMG sans filtrage.

III.5.2 Signal EMG après 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.

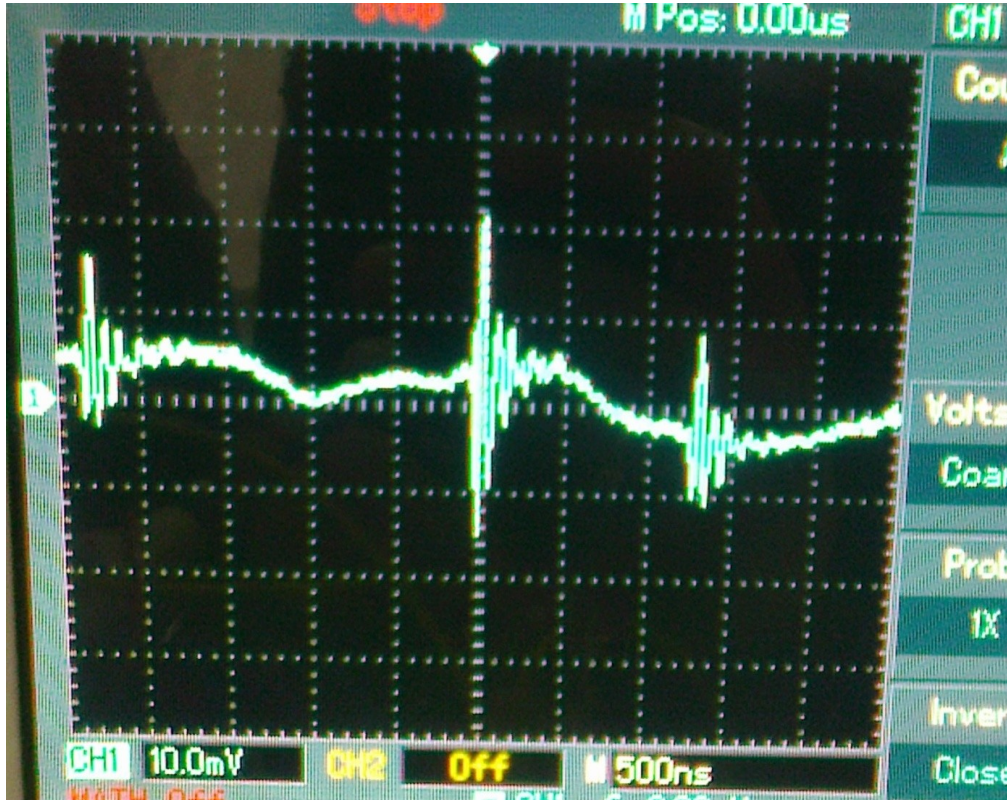


Figure III-15:EMG filtré.

Ce signal est obtenu grâce au circuit suivant :

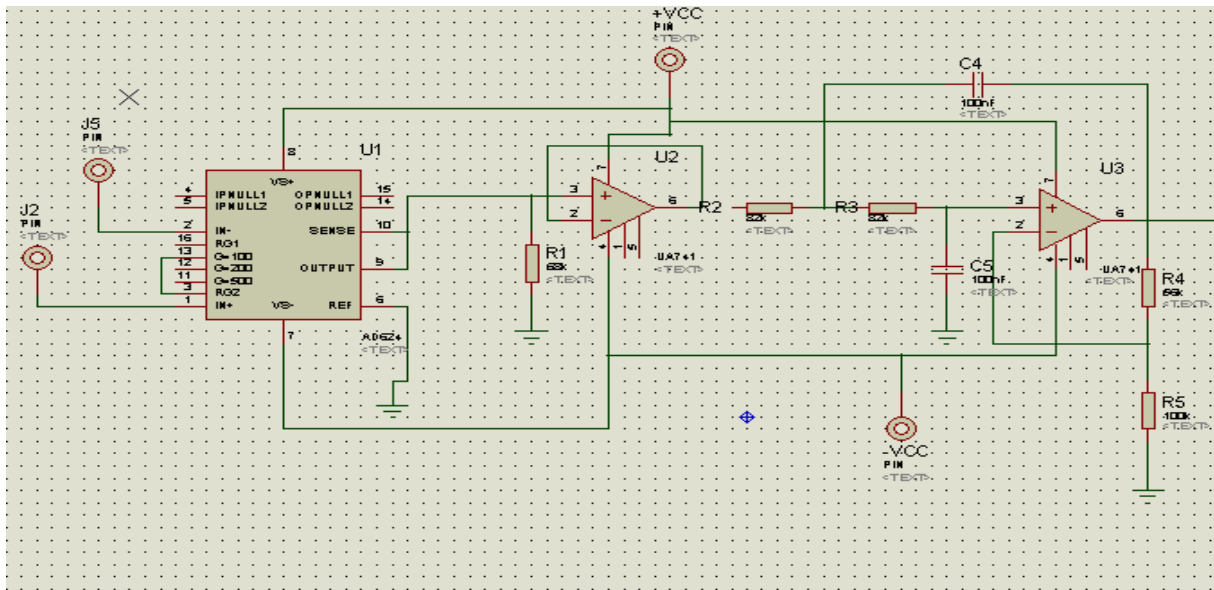


Figure III-16: schéma électronique du circuit EMG avec filtrage.

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



Figure III-17 : EMG d'étudiant (1)
(2)

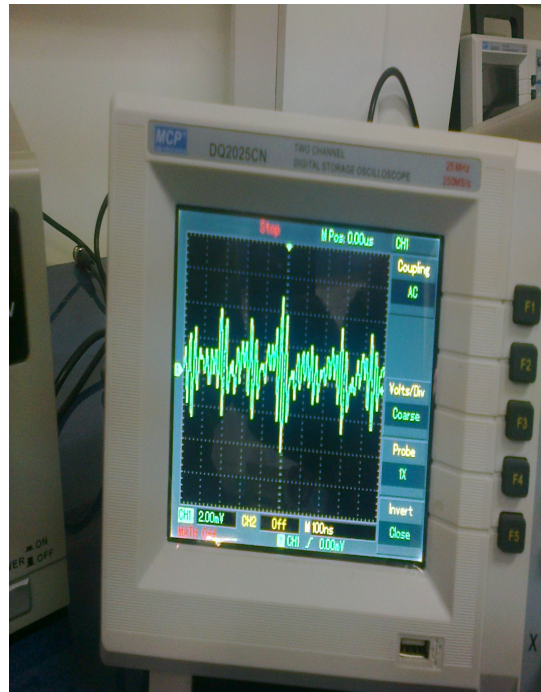


Figure III-18 : EMG d'étudiant

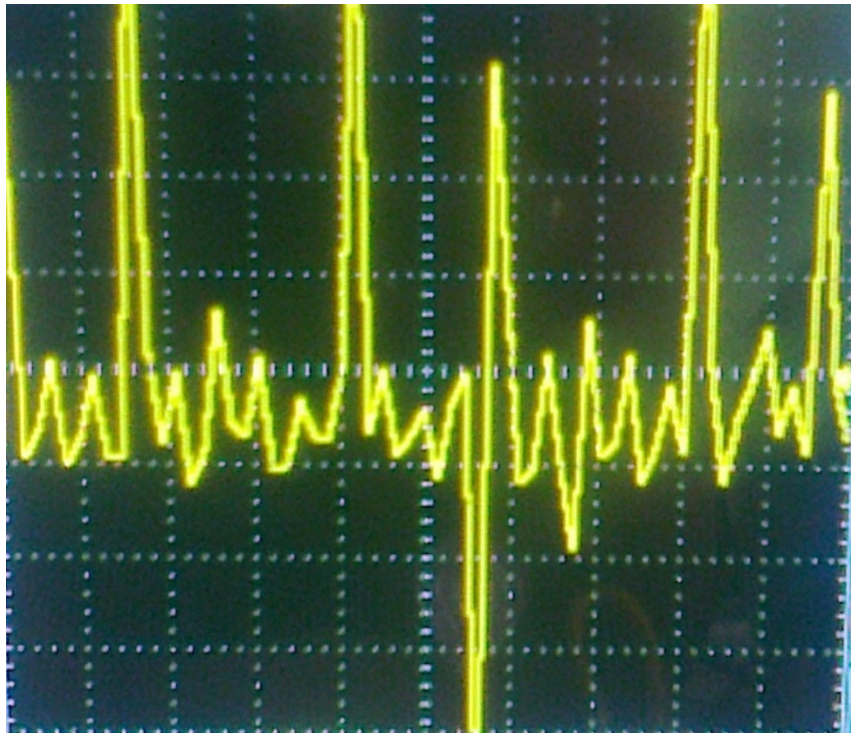


Figure III-19 : EMG d'étudiant (3).

III.5.3 Signal EMG a l'aide d'AD0804

Le convertisseur utilisé permet de traduire la chaîne analogique à des valeurs numériques ; le signal qui est reçu sur l'écran du PC, présenté sur la figure suivante :

Figure III-20:EMG obtenu a l'aide d'ADC0804.

III.6 Problèmes éventuelles et dépannage

Plusieurs problèmes peuvent empêcher notre signal pendant les mesures, quelque problèmes et son solution sont citer dans le tableau suivant :

Problème	Raisons possibles	Recommandations
Le signal enregistré n'a pas la forme attendue	Une électrode est pas débranché, mal branché ou abimée, la peau n'est pas bien nettoyer, le sujet porte un bijou.	Enlever les bijoux, nettoyer la surface de la peau du savon ou au coton imbibé d'alcool, sécher la peau avec une serviette ou un papier absorbant, replacer les électrodes et presser fermement.
Pas de signal	L'interface n'est pas branchée, l'alimentation de l'interface n'est pas branché, une électrode est décollé ou mal placé.	Vérifier le placement des électrodes, les pinces crocodiles et les connexions des fils.
Le signal inversé	Placement incorrectes des électrodes ou inversion.	Vérifier le placement des électrodes.

Tableau III-3 : problèmes éventuels et dépannage.

III.7 Conclusion

Dans ce chapitre le signal EMG recherché est recueilli comme première étape sur l'oscilloscope après une chaîne de traitement, ensuite l'utilisation du DELPHIE nous a aidés à programmer le convertisseur ADC0804 pour visualiser notre signal EMG dans son bon état sur l'écran de PC.

La réalisation pratique des montages dans cette étape nous a démontré que l'étude théorique était très proche de la réalité pratique.

Conclusion générale et perspectives

Au terme de ce mémoire, nous avons d'abord mis l'accent sur l'importance du signal EMG dans le domaine médical. En particulier, l'analyse du signal électromyogramme(EMG) est très important pour le diagnostic des différentes pathologies.

L'objectif principal de notre projet est la mise en œuvre d'un prototype d'acquisition du signal EMG.

L'amplification de l'EMG est basé sur un amplificateur d'instrumentation INA110 ; ainsi que la conversion analogique/numérique est assuré par AD0804.

Ce projet nous a permis d'approfondir nos connaissances théoriques et pratiques en instrumentation médicale et nous proposons aux étudiants GBM de concevoir d'autres prototypes utilisant d'autres idées permettent d'améliorer la fiabilité des électromyographies : un critère important en technologie médicale.



INA110

Fast-Settling FET-Input INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW BIAS CURRENT: 50pA max
- FAST SETTling: 4µs to 0.01%
- HIGH CMR: 106dB min; 90dB at 10kHz
- INTERNAL GAINS: 1, 10, 100, 200, 500
- VERY LOW GAIN DRIET: 10 to 50ppm/°C

APPLICATIONS

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

DESCRIPTION

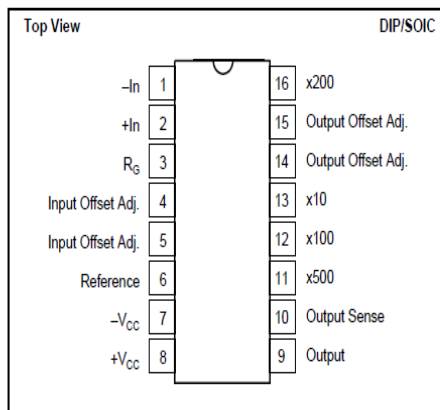
The INA110 is a versatile monolithic FET-input instrumentation amplifier. Its current-feedback circuit topology and laser trimmed input stage provide excellent dynamic performance and accuracy.

The INA110 settles in 4ms 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 ±VCC.

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, industrial and commercial temperature range grades are available.

1. For R_G values other than 1, 10, 100, 200, and 500 Ω, use the closest available standard resistor value between pins 4 and 5 of R_G and the internal resistors which have a ±20% tolerance with 20ppm/°C drift. (2) Adjustable to zero. (3) For different Performance Curves. (4) $V_{NOISE RTI} = \sqrt{V_{N INPUT}^2 + (V_{N OUTPUT}/Gain)^2}$. (5) Time required for output to return from saturation to an input overdrive voltage.

PIN CONFIGURATION



ABSOLUTE MAXIMUMS

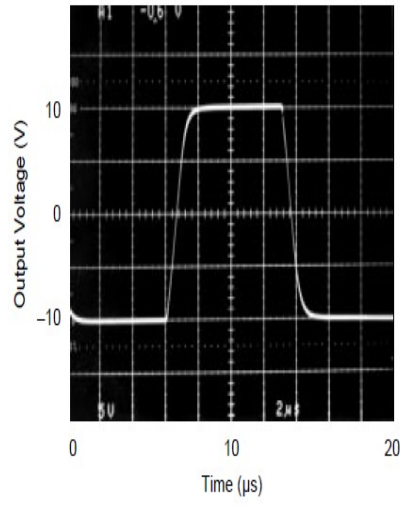
Supply Voltage
Input Voltage Range
Operating Temperature Range
Storage Temperature Range
Lead Temperature (soldering)
Output Short Circuit Duration

PACKAGE INFORMATION

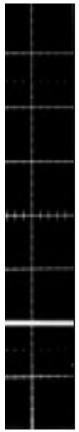
MODEL	PA
INA110AG	16-Pin (DIP)
INA110BG	16-Pin (DIP)
INA110SG	16-Pin (DIP)
INA110KP	16-Pin (DIP)
INA110K1	SOL

PARAMETER	CONDITIONS	INA 110		
		MIN	TYP	MAX
Gain				
Range of Gain		1		800
Gain Error, DC:G=1			0.002	0.04
	G=10		0.01	0.1
	G=100		0.02	0.2
	G=200		0.04	0.4
	G=500		0.1	1
Gain Tem .Coefficient:				
	G=1		±3	±20
	G=10		±4	±20
	G=100		±6	±40
	G=100		±10	±60
	G=200			
	G=500			
BIAS CURRENT				
Initial Bias Current	Each Input	20	100	
Initial Offset Current		2	50	
Impedance: Differential				
Common-Mode				

LARGE SIGNAL TRANSIENT RESPONSE
(G = 100)

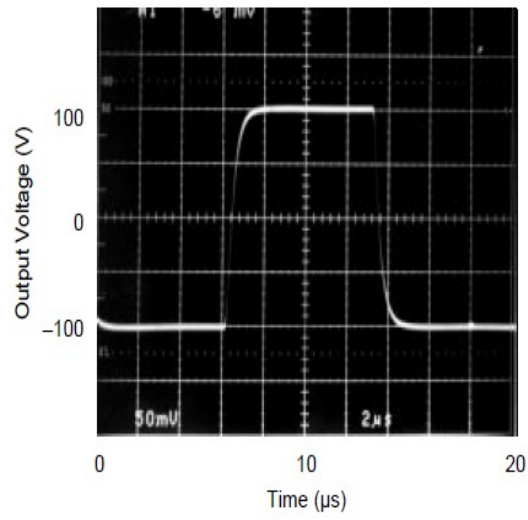


NSE



20

SMALL SIGNAL TRANSIENT RESPONSE
(G = 100)



8-Bit μ P Compatible A/D Converters

Check for Samples: ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804, ADC0805

FEATURES

- Compatible with 8080 μ P derivatives — no interfacing logic needed — access time 135 ns
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"
- Differential analog voltage inputs
- Logic inputs and outputs meet both MOS and TTL voltage level specifications
- Works with 2.5V (LM339) voltage reference
- On-chip clock generator
- 0V to 5V analog input voltage range with single 5V supply
- No zero adjust required
- 0.3" standard width 20-pin DIP package
- 20-pin molded chip carrier or small outline package
- Operates ratiometrically or with 5 V_{DC}, 2.5 V_{DC}, or analog span adjusted voltage reference

DESCRIPTION

The ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804 and ADC0805 are CMOS 8-bit successive approximation A/D converters that use a differential potentiometric ladder — similar to the 256R products. These converters are designed to allow operation with the NSC800 and INS8080A derivative control bus with TRI-STATE output latches directly driving the data bus. These A/Ds appear like memory locations or I/O ports to the microprocessor and no interfacing logic is needed.

Differential analog voltage inputs allow increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

CONNECTION DIAGRAM

ADC080X
Dual-In-Line and Small Outline (SO) Packages

DESCRIPTION

The ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804 and ADC0805 are CMOS 8-bit successive approximation A/D converters that use a differential potentiometric ladder — similar to the 256R products. These converters are designed to allow operation with the NSC800 and INS8080A derivative control bus with TRI-STATE output latches directly driving the data bus. These A/Ds appear like memory locations or I/O ports to the microprocessor and no interfacing logic is needed. Differential analog voltage inputs allow increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

generator
g input voltage range with
ly
required
width 20-pin DIP package
chip carrier or small outline

Differential analog voltage inputs allow increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

CONNECTION DIAGRAM

metrically or with 5 V_{DC}, 2.5 V_{DC},
adjusted voltage reference

ATIONS

3bits
4 LSB, $\pm 1/2$ LSB and ± 1 LSB
ne: 100 μ s

ADC080X
Dual-In-Line and Small Outline (SO) Packages
See Ordering Information

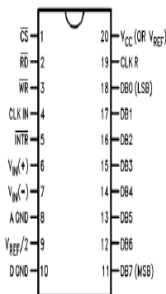


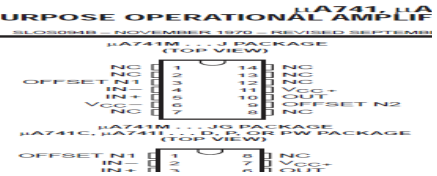
Table 1. ORDERING INFORMATION

GENERAL-PURPOSE OPERATIONAL AMPLIFIER

- Short-Circuit Protection
- Offset-Voltage Null Capability
- Large Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- No Frequency Compensation Required
- Low Power Consumption
- No Latch-Up
- Designed to Be Interchangeable With Fairchild $\mu A741$

Description

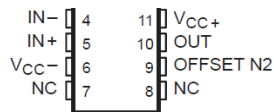
The $\mu A741$ is a general-purpose operational amplifier featuring offset-voltage null capability. The high common-mode input voltage range and the absence of latch-up make the amplifier ideal for voltage-follower applications. The device is short-circuit protected and the internal frequency compensation 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°C to 70°C. The $\mu A741I$ is characterized for operation from -40°C to 85°C. The $\mu A741M$ is characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C.



Description

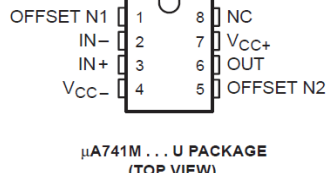
The $\mu A741$ is a general-purpose operational amplifier featuring offset-voltage null capability. The high common-mode input voltage range and the absence of latch-up make the amplifier ideal for voltage-follower applications. The device is short-circuit protected and the internal frequency compensation 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°C to 70°C. The $\mu A741I$ is characterized for operation from -40°C to 85°C. The $\mu A741M$ is characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C.

With



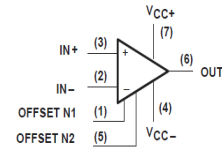
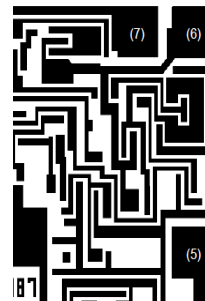
operational null capability.

age range and amplifier ideal. The device is rnal frequency ithout external meter may be l inputs to null

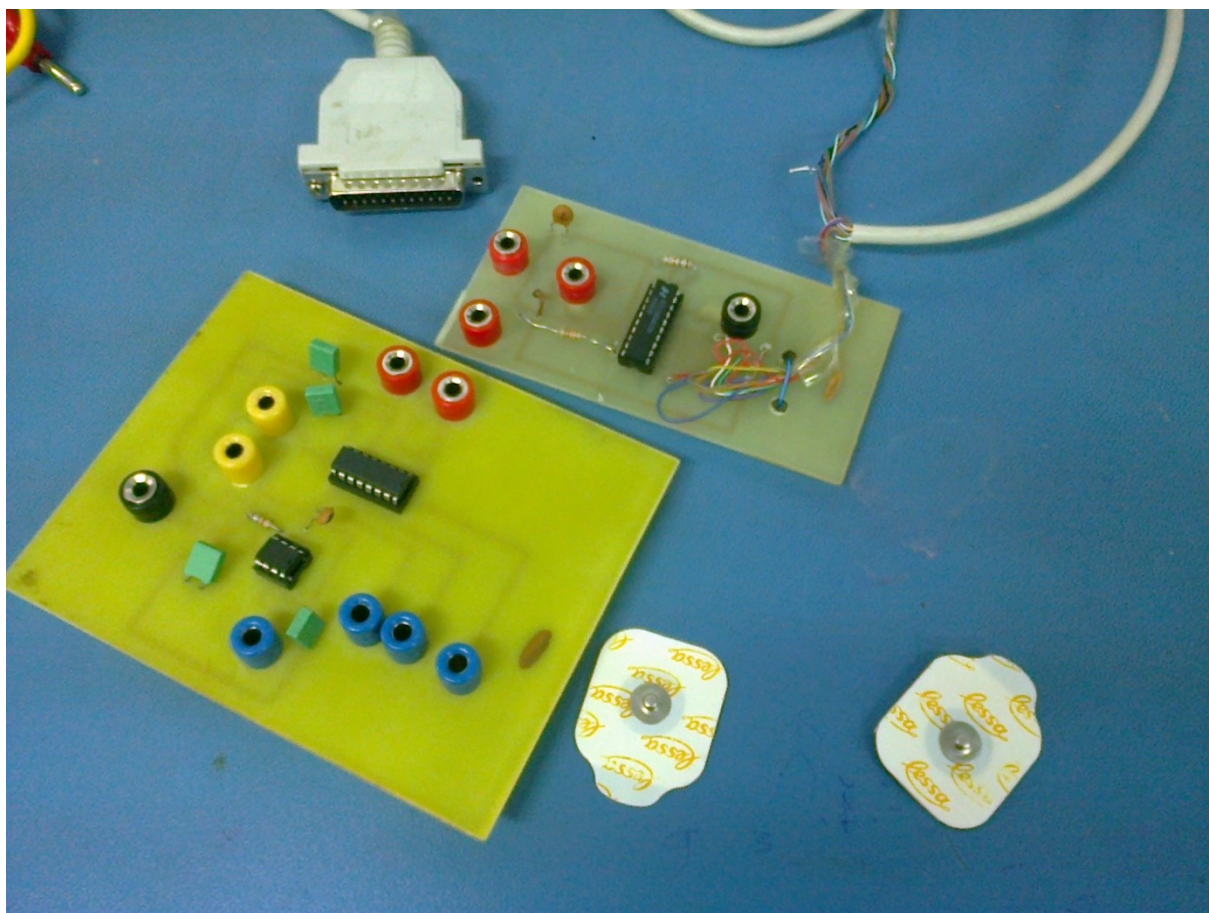


be used on the doped-aluminum bonding pads. Chips may be mounted with conductive n preform.

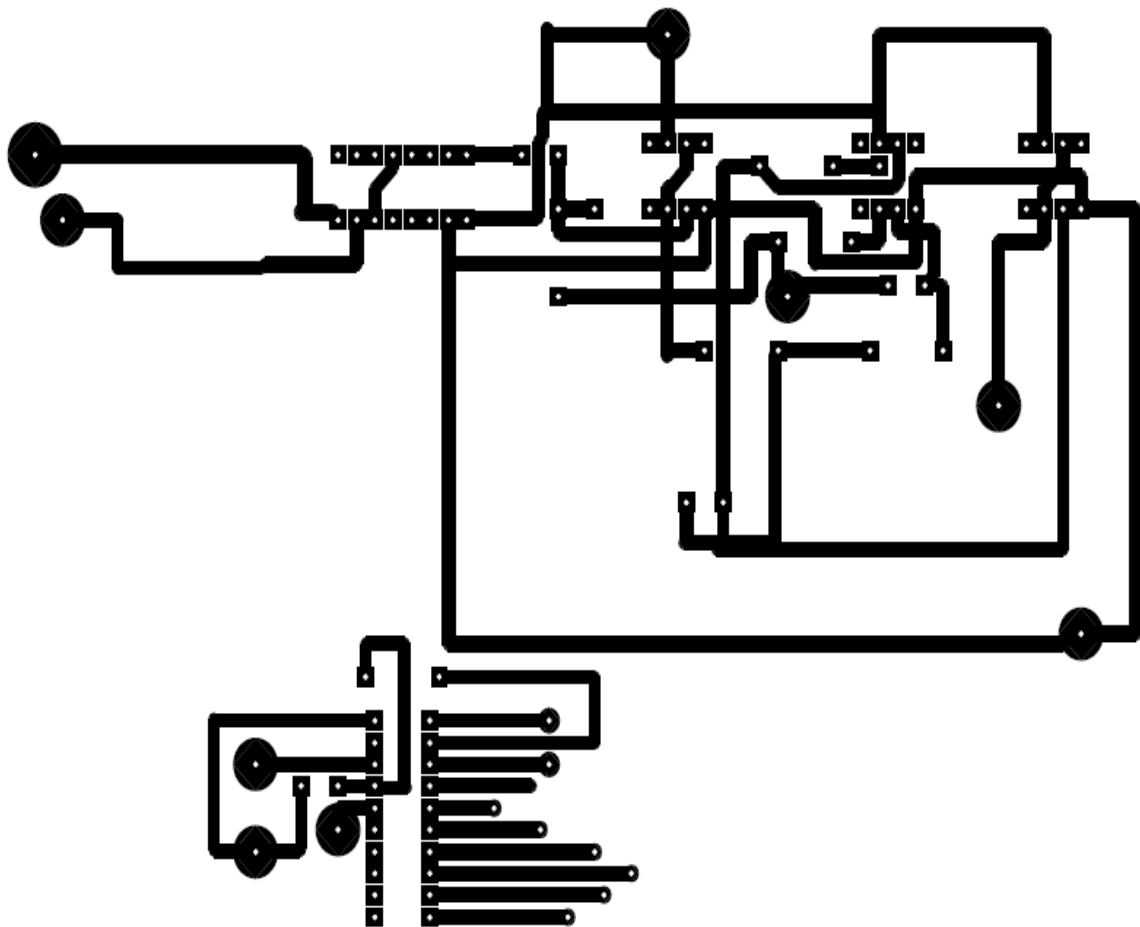
BONDING PAD ASSIGNMENTS



Maquette réalisé



Le typon de notre circuit final



Liste des figures et des tableaux

Chapitre I : anatomie musculaire

Figure I-1 : anatomie microscopique d'un muscle squelettique.....**4**

Figure I-2 : types de muscles.....**5**

Figure I-3: Les différents types de tissus musculaires : (a) tissu de muscle lisse, (b) tissu de muscle squelettique, (c) tissu de muscle cardiaque.....**6**

Figure I-4 : loi de tout ou rien.....**7**

Figure I-5: nerf moteur (motoneurone)**9**

Figure I-6 : unité motrice.**9**

Figure I-7 : potentiel de repos.**12**

Figure I-8 : la phase de dépolarisation.....**13**

Figure I-9 : la phase de repolarisation.....**13**

Figure I-10 : la bioélectricité.....**14**

Figure I-11 : potentiel d'action dans un neurone.....**15**

Figure I-12 : illustration des travaux de Galvani portant sur les effets de l'électricité sur le muscle de grenouille.....	17
Figure I-13 : Spectre de fréquences du signal du muscle.....	19
Figure I-14 : Allure du filtre numérique (idéal)	19
Tableau I-1 : caractéristiques électriques des signaux physiologiques.....	18

Chapitre II : étude d'un électromyogramme

Figure II-1 : schéma de fonctionnement d'un électromyogramme.....	23
Figure II-2 : Électrodes de surface.	24
Figure II-3 : placement d'électrode de surface.	24
Figure II-4 : Électrode aiguille.....	25
Figure II-5 : positionnement d'électrodes.....	25
Figure II-6 : placement des électrodes.	26
Figure II-7 : amplificateur différentiel.	27
Figure II-8 : filtre passe haut.	29
Figure II-9 : filtre passe bas.	29
Figure II-10 : filtre passe bande.	30
Figure II-11 : filtre réjecteur.	30

Chapitre III : l'acquisition d'EMG

Figure III-1 : système simplifié pour l'enregistrement EMG.	41
Figure III-2 : Schéma bloc de l'électromyogramme.	41
Figure III-3 : Mesure de l'EMG à base de l'ADC0804.	42
Figure III-4 : principe de fonctionnent.....	43

Figure III-5: Amplificateur additionneur d'INA110.....	44
Figure III-6: la configuration d'INA110.....	45
Figure III-7: principe de filtrage.....	45
Figure III-8: schéma électronique du filtre passe haut.....	46
Figure III-9: schéma électronique du filtre passe bas.	47
Figure III-10: schéma électronique du suiveur.	48
Figure III-11 : schéma d'ADC 0804.	48
Figure III-12: DB 25 parallèle femelle.....	49
Figure III-13: EMG bruité.....	51
Figure III-14 : schéma électronique du circuit EMG sans filtrage.	51
Figure III-15: EMG filtré.	52
Figure III-16: schéma électronique du circuit EMG avec filtrage.	52
Figure III-17 : EMG d'étudiant (1)	53
Figure III-18 : EMG d'étudiant (2)	53
Figure III-19 : EMG d'étudiant (3).	53
Figure III-20: EMG obtenu a l'aide d'ADC0804.	54
Tableau III-2: le brochage du port parallèle.	50
Tableau III-3: problèmes éventuels et dépannage.	55

BIBLIOGRAPHIE

- [1] François HUG ; Habilitation à diriger des recherches « Analyse électromyographique des coordinations musculaires et des contraintes imposées au système neuromusculaire ». Université de NANTES, 2009.
- [2] Tortora G J et Grotowski S R « principes d'anatomie et de physiologies », 1994.
- [3] Dr TALEB « cours biomécanique 1^{er} année master EBM », Université de Tlemcen, 2012.
- [4] Hua CAO « Modalisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la forme musculaire » ; thèse de Doctorat en spécialité Bio-ingénieur, Université de technologie Compiègne, 2010.
- [5] Lidell EGT et Sherrington CS « recruitment and some other factors of reflex inhibition », 1925.
- [6] Dr Dib « Cours de potentiel cellulaire et conduction », Université de Tlemcen, 2011.
- [7] Jean Daniel Coudé « conception d'1 EMG » Université du Québec à Chicoutimi », Thèse de doctorat, 2010.
- [8] Claire MORANA ; M1 UE1-E3.1 MORANA.PDF.Téléchargeable de <http://www.ask.com>
- [9] Sébastien DUC-ATER ; « outils pour étudier la fatigue neuromusculaire ». Téléchargeable de <http://www.yahoo.com>
- [10] : <http://perso.orange.fr/fabrice.sincere>.
- [11] : www.datasheetcatalog.com.