



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 obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : BELHACHEMI Halima Saadia et BENYAMINA Farida

**ETUDE ET REALISATION D'UN DISPOSITIF
BIOFEEDBACK EMG**

Soutenu le 15 juin 2015 devant le Jury

Mr.	DJEBARI Abdelghani	MCB	Université de Tlemcen	Président
Mr.	TAOULI Sid Ahmed	MCB	Université de Tlemcen	Examineur
Mr.	KERAI Salim	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2014-2015

Remerciement

Nous remercions tout d'abord, Allah qui nous a donné la force et le courage afin de parvenir à élaborer ce modeste travail.

*Nous commençons par exprimer notre profonde reconnaissance et nos vifs remerciements au monsieur **Salim KERAI** d'avoir nous encadrer, pour ses encouragements, ses conseils, sa disponibilité et surtout pour sa patience. Nous avons été satisfaites de votre qualité exceptionnelle de bon enseignant, merci de nous 'avoir guidées avec patience et d'avoir consacré autant d'heures pour nous ; nous ne pouvons, monsieur, que sincèrement vous exprimer notre respect et notre gratitude.*

On réserve aussi ces lignes de remerciements aux membres de jury qui ont honoré par leur acceptation à évaluer ce modeste travail, notamment :

*Nous tenons à remercier vivement monsieur **Mr Abdelghani DJEBARI** d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire.*

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

Nos remerciements vont également à tous les enseignants et les responsables de notre département qui ont contribué à notre formation.

SOMMAIRE

Introduction général	1
Chapitre 1 : Le Biofeedback et l'Electromyographie	
I.1 muscle squelettique	3
1.1 Introduction.....	3
1.2. Organisation anatomique	3
1.2.1 Enveloppe du tissu conjonctif.....	3
1.2.2 Innervation et vascularisation de muscle	3
1.3 Anatomie du muscle striée squelettique.....	4
1.3.1 Différents types de fibres musculaires	4
1.3.1.1 Les fibres de type I à contraction lente ou fibres rouges.....	4
1.3.1.2 Les fibres de type II à contraction rapide.....	5
1.3.1.3 Les fibres de type IIa	5
1.4. Caractéristique fonctionnelle	5
1.4.1 Les propriétés des muscles.....	5
1.5 L'unité motrice	6
I.2. Electromyographie	8
2.1 Introduction.....	8
2.2 Le signal EMG.....	8
2.2.1 Source de signal EMG	8
2.2.2 Caractéristique du signal EMG.....	10
2.2.3 Application du signal EMG	10
2.3. Configuration des électrodes de détection	10
2.4 Placement d'électrode d'EMG.....	12
I.3 Biofeedback	12
3.1 introduction	12
3.2 Historique.....	13
3.3 Définition du biofeedback.....	13
3.3.1 Objectifs, indications et critères d'évaluation.....	13
3.4 Principales applications cliniques de la rétroaction biologique en psychiatrie	14
3.5 Stimulation électrique fonctionnelle (SEF)	15

3.5.1 Définition	15
3.5.2 Présupposés physiopathologiques et/ou fonctionnels	15
3.5.3 Objectifs, indications et critères d'évaluation	16
3.6 Intérêt de la stimulation électrique fonctionnelle (SEF) couplée à l'EMG-biofeedback ou biofeedback électromyographique (EMG-STIM).....	16
3.7 L'appareil de biofeedback.....	16
4. Conclusion	17

Chapitre 2 : Conception du Dispositif

1. Introduction :.....	19
2. Synoptique :	19
3. La première partie : Détection de l'EMG.	20
3.1 Le capteur (les électrodes)	20
3.2 Amplificateur d'instrumentation	22
3.2.1 Les caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation de l'EMG	24
3.2.1 Circuit de la rétroaction négative.....	25
3.2.2 Circuit limiteur.....	26
3.2.3 Circuit amplificateur réalisé.....	26
3.3 Filtrage :	27
3.3.1 Généralités :	27
3.3.2 Circuit électronique réalisé	31
4. La 2ème partie : Détection de la puissance de l'EMG	34
4.1 La détection d'enveloppe	34
4.1.1 La rectification du signal EMG.....	34
4.1.2 Démodulation d'amplitude par le détecteur de crête.....	37
4.1.3 Suiveur de tension ou adaptateur d'impédance	38
4.2 Partie affichage	39
4.2.1 Montage intégrateur.....	39
4.2.2 Amplificateur inverseur.....	40
4.2.3 Le circuit d'affichage LM3914.....	41
4.2.4 Diodes électroluminescente (DEL ou LED)	43
5. Alimentation symétrique.....	44
6. Conclusion	45

Chapitre 3 : Mise en Œuvre et Résultats

3.1 Introduction :	47
3.2 Circuit du préamplificateur et rétroaction négative :	47
3.3 Le filtrage :	49
3.3.1 Filtre passe-haut :	49
3.3.2 Filtre passe-bas :	50
3.4 Détection d'enveloppe :	52
3.4.1 Amplification :	52
3.4.2 Circuit de multiplication :	52
3.4.3 Montage détecteur de crête	55
3.4.4 Montage suiveur :	57
3.5 Partie affichage :	58
3.5.1 Montage intégrateur :	58
3.5.2 Montage inverseur :	58
3.5.3 Circuit affichage à base de LM3914 :	6
6. Conclusion	60
Conclusion général	61
Annexes	
Référence bibliographique	

Liste des figures

Chapitre 1

Figure 1.1: Organisation du muscle squelettique	4
Figure 1.2: Muscles et leur architecture	5
Figure 1.3: L'unité motrice	7
Figure 1.4: L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux	7
Figure 1.5: Potentiel d'Action.....	7
Figure 1.6: Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM).....	10
Figure 1.7: Différent types d'électrodes.....	11
Figure 1.8: Configuration bipolaire	11
Figure 1.9: Placement optimal des électrodes de détection	12
Figure 1.10: NeuroTrac SIMPLEX	16
Figure 1.11: Electrode autocollantes de biofeedback.....	17

Chapitre2

Figure 2.1: Schéma bloc du circuit EMG.....	19
Figure 2.2: Potentiel détecté par des électrodes de surface.....	21
Figure 2.3: Amplificateur différentiel.	22
Figure 2.4: Schéma d'un amplificateur d'instrumentation	23
Figure 2.5: Spectre de fréquence du signal EMG	25
Figure 2.6: Schéma du circuit de détection du signal EMG sous ISIS	27
Figure 2.7: Réponse du filtre.....	29
Figure 2.8: Courbe qui représenté la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas	30
Figure 2.9: Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut	30
Figure 2.10: Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bande.....	31
Figure 2.11: Schéma électrique du filtre passe-haut sous ISIS.....	32
Figure 12: Tracé de BODE du filtre passe-haut	33
Figure 2.13:structure de filtre passe-bas 2éme ordre (sallen-Key).....	33
Figure 2.14: Réponse du filtre passe-bas structure de Sallen Key	34
Figure 2.15: Schéma électronique du filtre passe bande sous isis.....	34
Figure 2.16: Brochage du multiplieur AD633JN	35
Figure 2.17: Montage non inverseur "haute impédance d'entrée"	36
Figure 2.18: Schéma électronique de la rectification du signal EMG.....	37
Figure 2.19: Circuit démodulation d'amplitude par le détecteur de crête.....	38
Figure 2.20: Démodulation d'amplitude avec une détection de crête	38
Figure 2.21: Montage adaptation d'impédance	38
Figure 2.22: Montage intégrateur	39
Figure 2.23: Amplificateur opérationnel en montage inverseur	40

Figure 2.24: Schéma électronique (détection d'enveloppe, montages intégrateur, montage inverseur).....	41
Figure 2.25: Circuit intégré LM 3914	42
Figure 2.26: représente le pas de l'affichage	42
Figure 2.27 :Circuit brochage du LM3914	43
Figure 2.28: Schéma électronique du montage affichage	44
Figure 2.29: circuit d'une Alimentation en Isis	45
Figure 2.30:Alimentation symétrique.....	45
Figure 2.31: Alimentation symétrique par ars	45

Chapitre 3

Figure 3.1: Résultat du signal sinusoïdal obtenu par l'INA114	48
Figure3. 2:Résultat du signal EMG obtenu par l'INA114	48
Figure 3.3:Circuit imprimé de la détection du signal EMG.....	49
Figure 3.4:Résultat du signal sinusoïdal obtenu à la sortie du filtre passe haut.	50
Figure 3.5:: Résultat du signal EMG obtenu à la sortie du filtre passe haut.....	50
Figure3. 6 : Résultat du signal sinusoïdal obtenu à la sortie du filtre passe bas.....	51
Figure 3.7: Résultat du signal EMG obtenu à la sortie du filtre passe bas.	51
Figure3. 8: Résultat du signal sinusoïdal filtré	52
Figure 3.9: Résultat du signal EMG filtré.....	52
Figure 3.10: Circuit imprimé de la détection du signal EMG filtré.	52
Figure 3.11: Résultat obtenu à la sortie de l'amplificateur non inverseur.	54
Figure3. 12: Résultat du signal EMG obtenu à la sortie de l'amplificateur non inverseur.....	54
Figure 3.13: Résultat de la multiplication du signal obtenu par l'AD633	55
Figure 3.14: Résultat de la multiplication du signal EMG obtenu par AD633.....	55
Figure 3.15: Circuit imprimé de la rectification du signal EMG.....	56
Figure 3.16: Résultat obtenu à la sortie du détecteur de crête	56
Figure 3.17: Résultat de la détection de crête du signal d'amplitude 500mV	57
Figure 3.18: Résultat de la détection de crête du signal de fréquence 2KHz	57
Figure 3.19: Résultat de la détection de crête du signal de fréquence 10KHz	57
Figure 3.20:Résultat de la détection de crête du signal EMG.....	57
Figure 3.21: Résultat obtenu à la sortie du suiveur.	58
Figure 3.23: Résultat obtenu à la sortie de l'amplificateur inverseur.....	58
Figure 3.22: Résultat obtenu à la sortie de l'intégrateur.	58
Figure3. 25: Circuit imprimé à base de TL084.....	60
Figure 3.24: Résultat obtenu à la sortie de l'intégrateur+AOP inverseur.	60
Figure3. 26: Circuit imprimé à base de LM3914.	60
Figure3. 27: représente test du montage affichage a signal d'entrée de 2V	61
Figure 3.28: représente test du montage affichage à signal d'entrée de 7V.....	61

Abréviations

- **BF : biofeedback**
- **BF-EMG : biofeedback électromyographique**
- **EMG : Electromyographie**
- **SEMG : Electromyographie de surface**
- **UM : Unité motrice**
- **PAUM : Potentiel d'action de l'unité motrice**
- **PA : Potentiel d'action**
- **AVC : accidents vasculaires cérébraux**
- **SEF : Stimulation électrique fonctionnelle**
- **CMRR : Rapport de réjection en mode commun**
- **TRMC : Taux de réjection en mode commun**

Introduction Générale

Introduction Générale

Le **biofeedback** (appelé biorétroaction ou rétroaction biologique) est une application de la psychophysiologie, une discipline qui étudie les liens entre l'activité du cerveau et les fonctions physiologiques. En d'autres mots, il s'agit de la science de l'interaction « corps-esprit ».

Le feedback par EMG, est un électromyogramme de surface qui enregistre les potentiels d'action des contractions musculaires sans effraction cutanée et traduit leur intensité par des signaux visuel ou sonore.

L'EMG est donc converti en un signal visuel et/ ou auditif présenté au patient qui ce de fait, reçoit des informations nouvelles pour lui. Un entraînement adapté permettra au patient d'utiliser ces informations pour le contrôle des activités musculaire perdues ou perturbées.

L'utilisation du feed-back par EMG nous permet d'exercer un contrôle beaucoup plus précis sur les activités incontrôlées de la musculature volontaire (important pour les plaintes psychosomatiques telles que les maux de tête par tension).

Le feed-back par EMG peut nous inciter à améliorer ou à rétablir l'utilisation des muscles squelettiques

L'appareil de biofeedback n'est pas thérapeutique en lui-même puisqu'il ne fait que recueillir des signaux. En effet, avoir des informations sur le fonctionnement de son corps ne suffit pas pour modifier ce fonctionnement.

Le but de ce projet est de réaliser un circuit électronique capable de détecter la puissance du signal électromyogramme EMG. A partir de ce signal nous avons étudié le EMG-BF et la qualité de la contraction musculaire pour montrer que l'intensité de ce signal électrique est proportionnelle à la force de la contraction.

Notre travail est divisé en trois parties:

Le premier chapitre, présente des informations indispensables sur la physiologie du muscle est des différentes connaissances qui concerne l'électromyogramme EMG et le biofeedback.

Dans le deuxième chapitre, nous sommes intéressés à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation du circuit électronique qui permet de détecter l'activité musculaire, La contraction musculaire est alors rendue consciente au patient d'une manière visuelle par animation de colonnes lumineuses.

Le dernier chapitre est consacré aux résultats des différentes mesures faites sur le biofeedback.

Chapitre 1

I.1 muscle squelettique

1.1 Introduction

Les muscles peuvent être considérés comme les «moteurs» de l'organisme. Les propriétés des muscles : l'excitabilité, contractilité, élasticité...leur permettent de générer force et mouvement. Le système nerveux est indispensable à leur fonctionnement.

les muscles striés squelettiques sont constitués des cellules allongées (les fibres musculaires). Associées en faisceaux, ces fibres sont rendus solidaires par les enveloppes élastiques.

Chaque fibre musculaire présente de nombreux noyaux répartis à la périphérie de la cellule. Elle est délimitée de la membrane et contient dans son cytoplasme (sarcoplasme) des myofibrilles qui constituent le support de la contraction musculaire. Les myofibrilles présentent une structure filamentaire régulière (myofilaments) qui donne au muscle son aspect strié au microscope. Une fibre musculaire résulte de fusion de plusieurs cellules non différenciées à noyau unique appelées myoblaste[1].

1.2. Organisation anatomique [1] :

Associée aux faisceaux, les cellules musculaires sont rendues solidaires par des enveloppes du tissu conjonctif.

Un muscle squelettique constitué des faisceaux musculaires formé eux-mêmes d'un ensemble de fibres musculaires. Chaque muscle est inséré sur l'os par l'intermédiaire de tendons constitués essentiellement du tissu fibreux, élastique et solide.

1.2.1 Enveloppe du tissu conjonctif :

Un loge musculaire comprend un groupe de muscles enveloppés d'un tissu d'emballage l'aponévrose : les aponévroses sont extensibles. Elles soutiennent les cellules musculaires et leur imposent de se contracter selon un certain axe. Elle est en rapport avec les tendons qui relient les muscles aux os. La rupture l'aponévrose est responsable d'une hernie musculaire.

1.2.2 Innervation et vascularisation de muscle :

Outre les fibres musculaires et le tissu conjonctif qui le constituent, un muscle parcouru par des vaisseaux sanguins et des fibres nerveuses.

L'activité normale d'un muscle squelettique est tributaire de son innervation. Chaque fibre musculaire est en contact avec une terminaison nerveuse qui régit son activité.

Les fibres nerveuses motrices (ou nerf moteur) transmettent aux muscles les ordres émis (influx nerveux) par le système nerveux central. Les muscles se contractent de façon consciente.

Assurer par des artères et des veines. La vascularisation est essentielle au fonctionnement musculaire. Les artères fournissent au tissu musculaire les nutriments et l'oxygène nécessaire à son fonctionnement.

1.3 Anatomie du muscle striée squelettique

Un muscle squelettique est entouré de plusieurs couches de tissu conjonctif :

- L'endomysium entoure chaque fibre musculaire ;
- Le périmysium ensemble les différents muscles en faisceau de fibres musculaires;
- L'épimysium recouvre l'ensemble du muscle.

Après avoir traversé l'épimysium les vaisseaux sanguins (artériole, veinule) qui assurent la vascularisation du muscle. Donnent à la fin réseau de capillaires qui gagne le périmysium puis l'endomysium pour vascularisé chaque fibre musculaire.

Le prolongement des nerfs gagnent également le périmysium. Ils se terminent en arborisation dont les ramifications se terminent dans la jonction neuromusculaire pour innerver les différents fibres musculaires (voir la figure (1.1)).

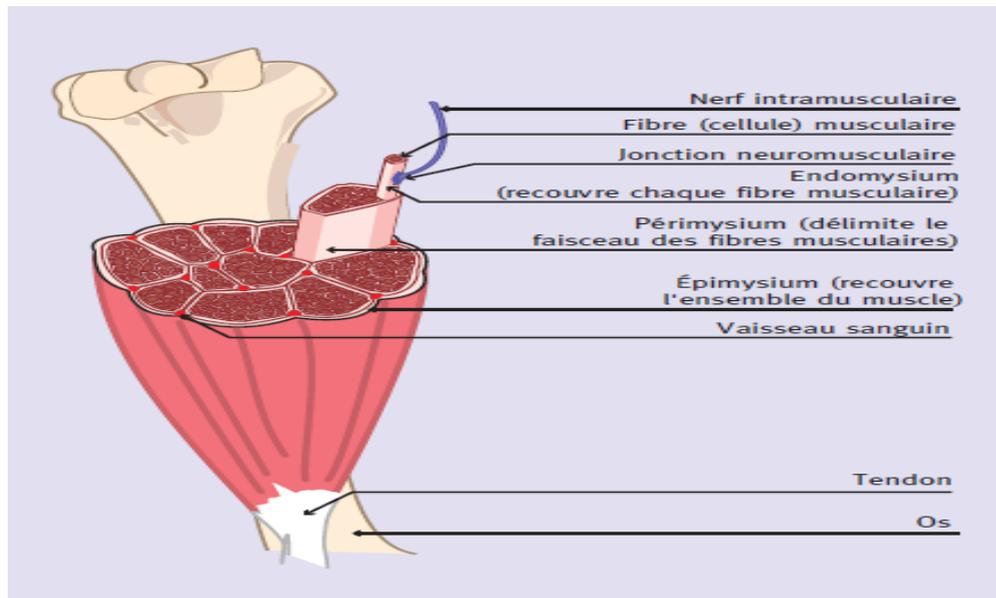


Figure 1.1: Organisation du muscle squelettique

1.3.1 Différents types de fibres musculaires :

1.3.1.1 Les fibres de type I à contraction lente ou fibres rouges :

Elles sont nombreuses dans les muscles rouges. Des petits diamètres et très vascularisées, ces fibres contiennent de nombreuses mitochondries et peu de glycogène.

Les fibres I sont peu fatigables, elles sont surtout utilisées lors d'exercices peu puissants et prolongés (maintien de la posture).

1.3.1.2 Les fibres de type II à contraction rapide :

Elles sont localisées dans les muscles pâles, elles sont appelées aussi fibres blanches. Elles sont de plus grand diamètre, pauvres en mitochondrie, peu vascularisées, mais elles sont

riches en glycogène. Ces fibres sont très fatigables, mais très puissantes, elles sont sollicitées lors des exercices bref mais intense.

1. 3.1.3 Les fibres de type IIa :

Ce sont des fibres intermédiaires dont le pourcentage varie selon les muscles de l'organisme et selon l'individu.

Le rapport fibres lentes/rapides peut évoluer en fonction de l'entraînement et du type d'exercice pratiqué. De nombreuses fibres IIa ou intermédiaires évoluent vers le type I à la suite d'exercices prolongés et modérés (entraînement endurant). En revanche, des exercices bref et intenses, 30 secondes à 2 minutes (entraînement en résistance), provoquent l'évolution des fibres IIa vers le type II (fibres rapides).

1.4. Caractéristique fonctionnelle :

Les propriétés fonctionnelles du muscle squelettique dépendent fortement de leur architecture [2].

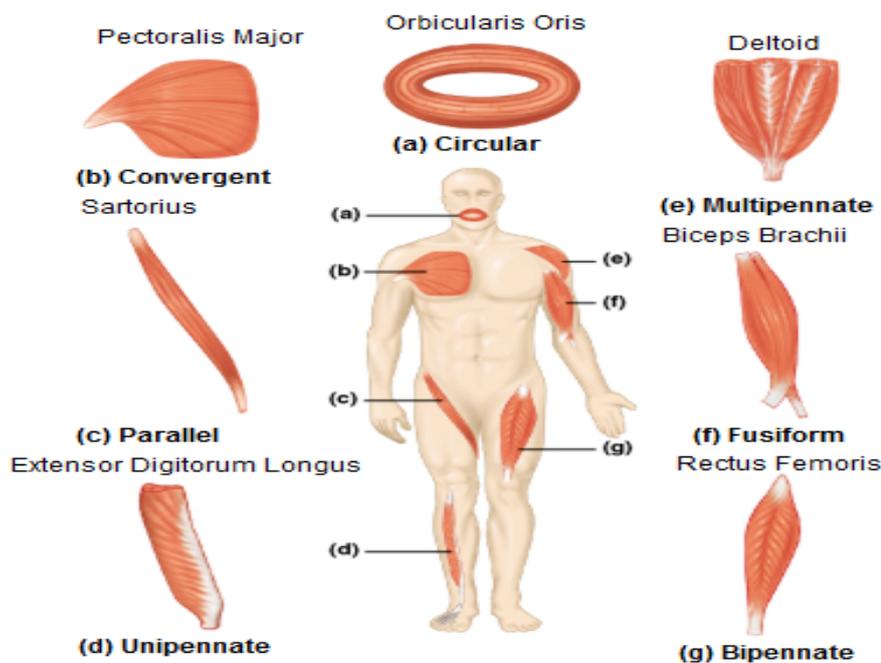


Figure 1.2: Muscles et leur architecture

1.4.1 Les propriétés des muscles [1]:

(excitabilité, contractilité, élasticité...) lui permettent de remplir ses fonctions.

Excitabilités :

C'est la faculté de percevoir un stimulus et d'y répondre. En ce qui concerne les muscles squelettique, le stimulus est de nature chimique : l'acétylcholine qui libérée par la terminaison nerveuse motrice. La réponse de la fibre musculaire est la production et la propagation le long de sa membrane d'un courant électrique (potentiel d'action) qui est à l'origine de la contraction musculaire.

Contractilité :

C'est la capacité de se contraction avec force en présence de la stimulation appropriée. Cette propriété est spécifique du tissu musculaire.

Elasticité :

L'élasticité est une propriété physique du muscle. C'est la capacité qu'on les fibres musculaires de s'étirer et de répondre leur longueur de repos, après l'étirement.

L'élasticité joue un rôle d'amortisseur lors de variations brutales da la contraction.

Extensibilité :

C'est la faculté d'étirement. C'est lorsque les fibres musculaires se contractent. Elles raccourcissent, lorsqu'elles sont relâchées, on peut les étirer au-delà de la longueur de repos.

Plasticité :

Le muscle a la propriété de modifier sa structure selon le travail qu'il effectue. Selon le type d'entraînement (ou l'utilisation), le muscle s'adapte au type d'effort.

Ainsi, on peut rendre un muscle plus résistant ou plus endurant. Chez les coureurs sprinters, il existe une prédominance de fibre musculaire de type « résistant » au niveau des membres inférieurs alors que chez les coureurs marathoniens, ce sont les fibres musculaires de type « endurant » qui prédominent.

1.5 L'unité motrice

L'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 [4].

Pour chaque UM, toutes les fibres sont du même type.

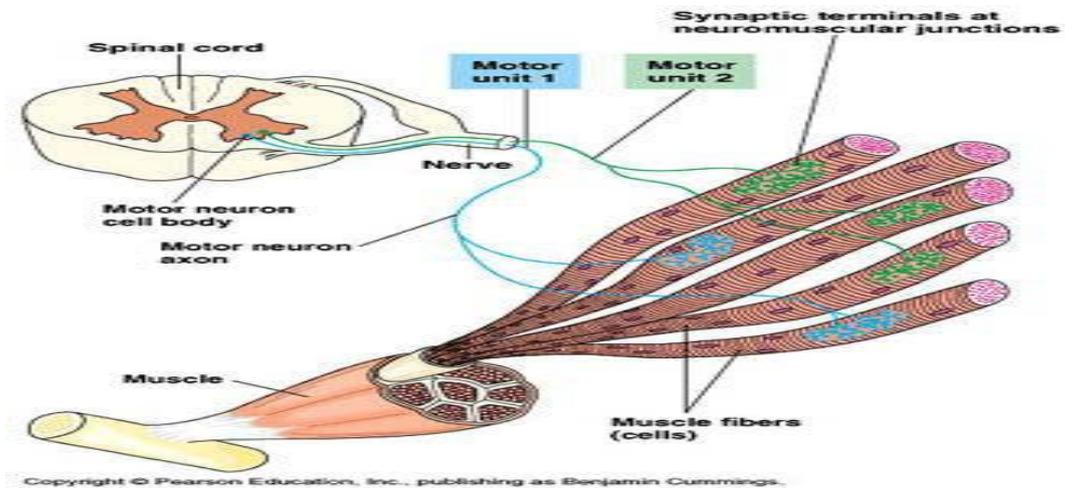


Figure 1.3: L'unité motrice

➤ **L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux :**

Les fibres musculaires sont innervées par des fibres motrices α ou motoneurones α . 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 musculaire 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.

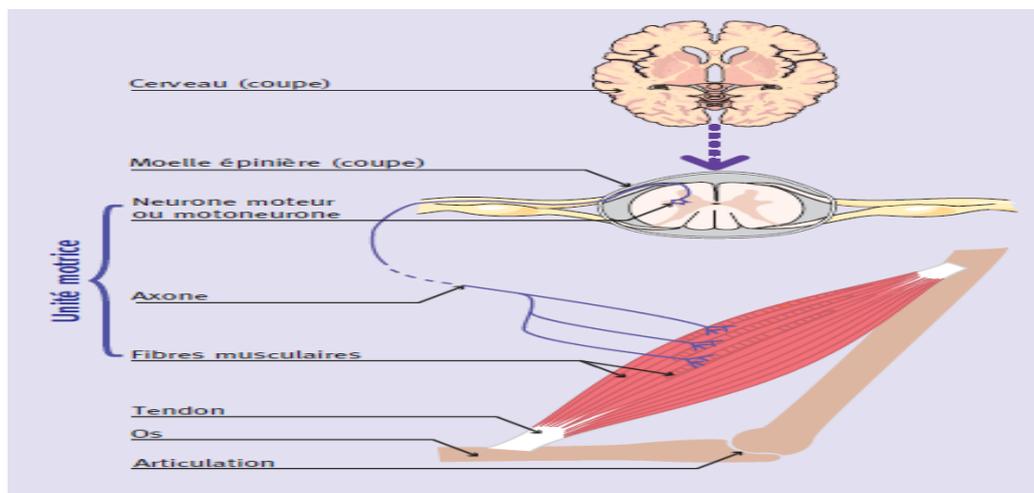


Figure 1.4: L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux

L'activité musculaire est contrôlée par le système nerveux [1].

I.2. Electromyographie

2.1 Introduction

Le terme électromyogramme fait-il référence aux techniques neurophysiologiques appliquées à l'étude de l'activité électrique des muscles et des nerfs, soit l'électromyographie à l'aiguille et les études de conduction nerveuse [3].

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 [5].

L'électromyographie (EMG) consisté à capter les potentiels électriques émis par l'activité musculaire, à les amplifier, à les rendre audibles et à les visualiser sur un moniteur. On distingue :

- 1- L'EMG analytique qui enregistre les potentiels musculaires en vue de les analyser individuellement. Elle s'effectue à l'aide d'une aiguille-électrode insérée dans le muscle. Cette technique sort du cadre de cet exposé.
- 2- L'EMG globale qui enregistre l'ensemble de l'activité électrique du muscle au moyen d'électrodes externes fixées sur la peau. Elle est utilisée dans le BF-EMG et les études kinésilogiques[4].

2.2 Le signal EMG :

Lorsque la corne ventrale de la moelle envoie vers les muscles des influx nerveux sous une influence supraspinale, la contraction musculaire dépend de :

- La fréquence de l'influx nerveux, dont l'accélération est fonction de la force musculaire
- Le nombre d'unités motrices en activité. Au fur et à mesure de l'augmentation de la force développée, le nombre d'unités motrices en activité augmente progressivement.

Inversement, le relâchement musculaire est caractérisé par une réduction des décharges électriques des UM. Ces phénomènes électriques sont mesurés en microvolts (μV). 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 (rotation des UM)[4].

2.2.1 Source de signal EMG

2.2.1.1. Excitabilités de la membrane musculaire et Potentiel d'Action

L'excitation des fibres musculaires par le contrôle nerveux représente un facteur important en physiologie musculaire. Ce phénomène peut être expliqué par le modèle d'une membrane

semi-perméable décrivant les propriétés électriques du sarcolemme. L'équilibre ionique entre l'intérieur et l'extérieur d'une cellule musculaire produit un potentiel, dit potentiel de repos, pour la membrane de la fibre musculaire (approximativement -70 à -80 mV). Cette différence de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe ionique) conduit à une charge intracellulaire négative comparée au milieu externe.

L'activation d'un motoneurone alpha (induit par le système nerveux central ou par réflexe) provoque la conduction de l'excitation le long du nerf moteur. Après libération de transmetteurs au niveau de la plaque motrice, un potentiel de plaque motrice est formé sur les fibres musculaires innervées par cette unité motrice. Les caractéristiques de diffusion de la membrane des fibres musculaires sont brièvement modifiées et les ions Na^+ entrant. Si un certain niveau de seuil est dépassé, la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action (PA) et la différence de potentiel change rapidement de - 80 mV jusqu'à +30 mV (Figure 1.5). C'est une bouffée électrique monopolaire qui est immédiatement suivie par une phase de repolarisation, puis d'une période d'hyperpolarisation de la membrane par retour des ions grâce au mécanisme actif de pompe ionique.

A partir de la plaque motrice, le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire dans les deux directions à une vitesse de 1 à 5 m/s, avec une amplitude approximative de 100mV

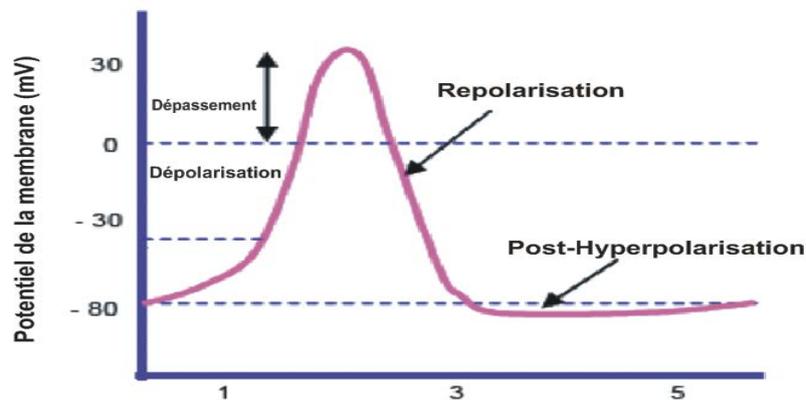


Figure 1.5: Potentiel d'Action

2.2.1.2. Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire cause des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque motrice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatiotemporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la compose (Figure 1.6).

La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal.

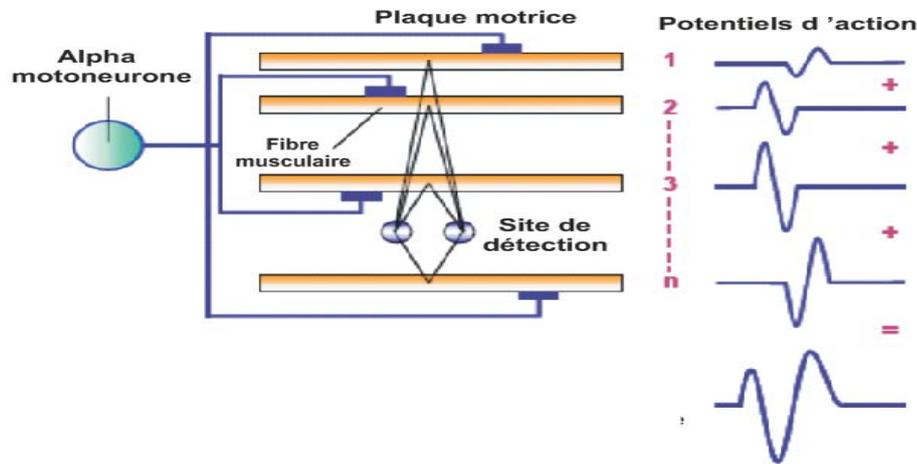


Figure 1.6: Génération du potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)

2.2.2 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 Gaussian. L'amplitude du signal peut s'étendre le système mv de 0 à 10mV (crête à crête). 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 [8].

2.2.3 Application du signal EMG

Actuellement il y a trois applications communes du signal d'EMG. Elles sont :

- Pour déterminer la synchronisation d'activation du muscle ;c'est-à-dire, quand l'excitation au muscle commence et finit
- Estimer la force produit par le muscle.
- Pour obtenir un index du taux auquel un muscle se fatigue par l'analyse du spectre de fréquence du signal. [8].

2.3. Configuration des électrodes de détection

Les électrodes d'EMG enregistrent les signaux bioélectriques. Il y a différentes sorte d'électrodes pour détecter les signaux EMG.

- Electrodes de surface.

- Aiguilles.
- Fils métalliques très fin.

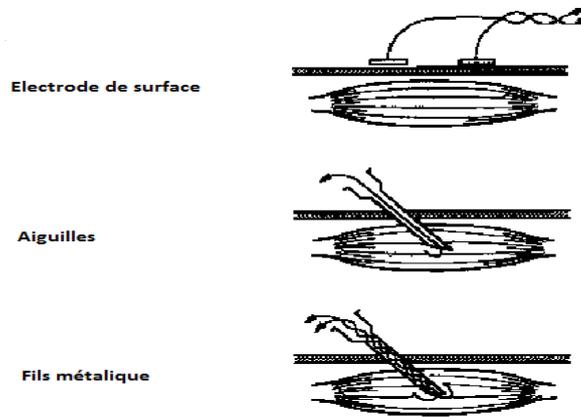


Figure 1.7: Différent types d'électrodes

Dans ce mémoire nous avons utilisé les électrodes de surface pour leurs non invasivité ainsi que pour leur cout faible. Il y a plusieurs types d'électrodes, selon leurs formes, leurs tailles ainsi que leurs configurations comme les montages monopolaires, bipolaires, tripolaires et multipolaires.

Les configurations des électrodes monopolaires utilisent deux électrodes, une pour le recueil des signaux EMG du muscle et la seconde de référence. Cette configuration souffre de son manque de capacité à filtrer les signaux électriques indésirables des sources extérieures et des muscles entourant le muscle ciblé [9].

Les électrodes bipolaires rectifient cet inconvénient, de plus il combine l'exactitude sans être envahissant comme les configurations tripolaires et multipolaires. En outre la configuration bipolaire permet un enregistrement du signal EMG avec moins de bruit. L'électrode bipolaire emploie la technique d'amplification différentielle, qui mesure la différence de tension entre deux points spécifique [10, 11].

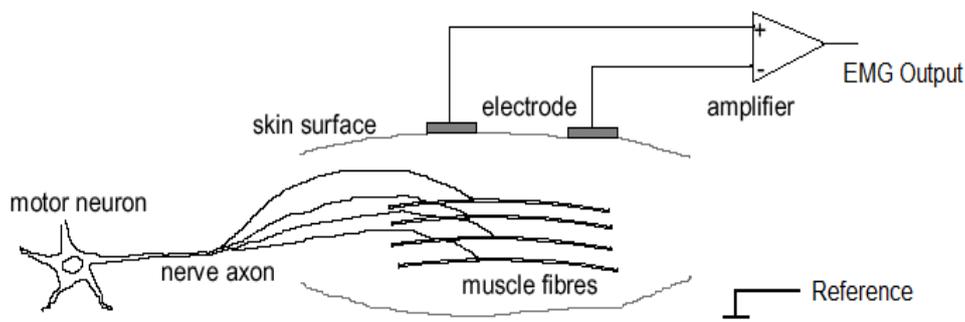


Figure 1.8: Configuration bipolaire

2.4 Placement d'électrode d'EMG

Il est préférable de placer les électrodes parallèlement à l'orientation des fibres musculaires. Nous avons l'habitude de les placer de part et d'autre du point moteur [8].

Le placement des électrodes est très important pour recueillir un bon signal. Le bon placement des électrodes est expliqué dans les points suivants (Figure 1.9) :

- L'électrode de référence doit être placée dans une zone neutre électriquement comme l'os.
- Les électrodes de détection doivent être placées sur le point moteur et le centre du muscle.
- Les électrodes doivent être placées au centre du muscle et non pas sur le bord.
- La distance entre les deux électrodes doit être approximativement égale à 2cm.
- Le placement des électrodes doit être parallèle à la fibre musculaire pour maximiser la probabilité de lire le même signal.

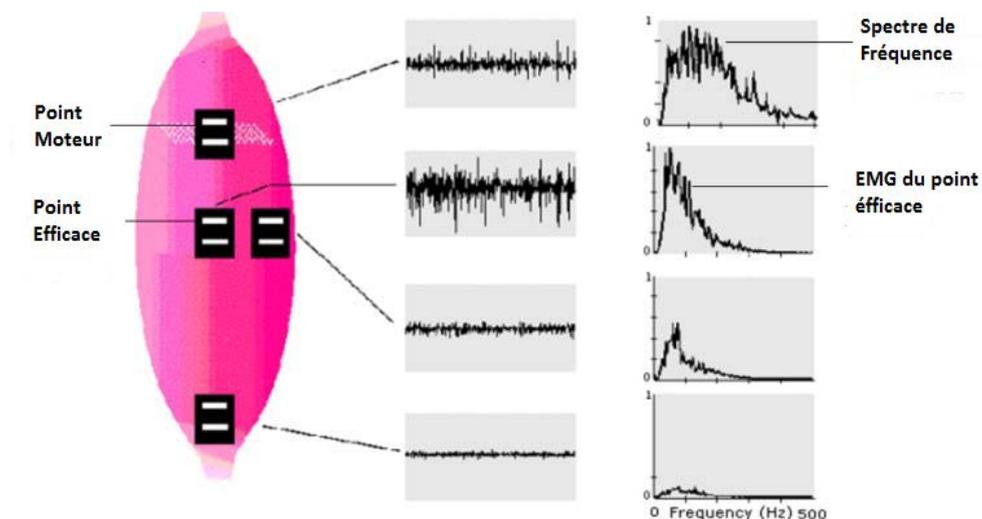


Figure 1.9: Placement optimal des électrodes de détection

1.3 Biofeedback

3.1 Introduction

« Bio » signifie « vie ». « Feedback » le retour des connaissances à leur source. « Biofeedback » [rétroaction biologique] désigne donc le retour des connaissances biologiques créées par la source vers cette source, de sorte que cette source les comprenne et les contrôle. Selon l'encyclopédie Grolier, la rétroaction biologique consiste en l'apprentissage et le contrôle des fonctions physiologiques du corps. Ces fonctions physiologiques ne sont pas seulement liées aux systèmes volontaires (à la musculature des membres par exemple), mais aussi aux systèmes automatiques (comme la fréquence cardiaque).

Pour rendre cette définition complète, la rétroaction biologique est un groupe de procédures thérapeutiques qui utilise des instruments électroniques et électromécaniques pour mesurer avec précision, traiter et renvoyer aux patients des signaux de rétroaction visuels ou auditifs en se servant de l'information obtenue à propos de l'activité normale de leurs systèmes nerveux autonome et neuromusculaire. La rétroaction biologique est employée pour aider les patients à être plus conscients de leurs processus physiologiques, qui sont ordinairement des évènements automatiques et non ressentis, et d'augmenter leur contrôle volontaire sur ceux-ci en réagissant d'abord à des signaux affichés et en se servant ensuite de leurs cognitions psychophysiologiques internes pour prévenir, stopper et réduire leurs symptômes [12].

3.2 Historique

Le mathématicien Norbert Wiener a créé le terme de « *feedback* » pour désigner la méthode de contrôle d'un système qui consiste en la réintroduction de sa performance antérieure [13].

Le concept apparaît dans la littérature dans les années 1970 sous le terme de « conditionnement » [14,15]. Il est alors utilisé dans le traitement d'affections psychosomatiques, de différents états émotionnels mais également d'affections neuromusculaires [16, 17].

3.3 Définition du biofeedback

Le biofeedback est une technique développée dans les années 1960 qui permet de suivre en temps réel l'évolution de certains paramètres physiologiques mesurés au moyen d'un capteur externe et de les modifier en agissant directement sur eux [18].

Remond et Blanchard-Remond (1994) donnaient l'exemple suivant pour définir le BF : « quand vous vous regardez dans un miroir vous faites de la rétroaction biologique ». Cet exemple intéresse au premier plan le psychomotricien utilisateur habituel du miroir pour rééduquer la posture, le schéma corporel et d'autres troubles psychomoteurs.

Le terme de biofeedback ou rétroaction biologique désigne un procédé qui permet d'enregistrer un signal physiologique donné et de le restituer au sujet, sous forme visuelle ou auditive. En réglant la sensibilité de l'appareil, le signal peut être amplifié et devient ainsi plus perceptible par le sujet. Le sujet ainsi renseigné prend conscience de son état mais aussi de sa capacité à le contrôler [19].

3.3.1 Objectifs, indications et critères d'évaluation

La technique de *feedback* permet à l'individu d'intervenir activement sur la régulation ou la correction de certaines activités physiologiques. Par le degré d'affectivité qu'elle engage, elle est un facteur important d'apprentissage des comportements moteurs [20]. La neurophysiologie confirme l'intérêt de la pratique d'activités motrices répétées comme base des acquisitions motrices. Le *feedback* est un autre moyen d'acquisition.

3.4 Principales applications cliniques de la rétroaction biologique en physiothérapie

La rétroaction biologique est utilisée surtout en rééducation motrice et en relaxation musculaire. En tenant compte de ces deux applications seulement, il apparaît évident que l'étendue du domaine d'application de la rétroaction biologique est vaste, et ce, dans le traitement de beaucoup d'états pathologiques [21].

❖ Quelques exemples d'applications cliniques de la rétroaction biologique :

A_ Les accidents vasculaires cérébraux

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) constituent sans aucun doute l'un des principaux domaines d'application de la rétroaction biologique dans les cliniques de réadaptation. On l'utilise surtout pour traiter les déficits fonctionnels de la main, la chute du pied et la subluxation de l'épaule [17].

Wolf et Binder-Macleod ont observé d'importantes améliorations dans le fonctionnement des membres supérieurs à la suite de l'application de la rétroaction biologique par EMG chez des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral et ils ont insisté sur le fait que ce type de rétroaction constitue une thérapie d'appoint et non une thérapie complète [22]. Dans leur méta-analyse, Schleenbaker et Mainous ont démontré que la rétroaction biologique par EMG améliore les incidences fonctionnelles chez les patients ayant subi un AVC avec hémiparésie [23].

B_ Les traumatismes médullaires

On a recours à la rétroaction biologique pour la relaxation musculaire et/ou le renforcement des muscles, en particulier chez les patients présentant une lésion médullaire incomplète. Chez les paraplégiques, la relaxation des muscles adducteurs de la hanche et des gastro-soléaires est importante. En ajoutant une thérapie par rétroaction biologique au programme de réadaptation, on améliore l'amplitude articulaire et le fonctionnement des membres, en particulier chez les patients présentant une paraplégie et une tétraplégie partielle [21].

C_ La paralysie cérébrale

Dans ce groupe de patients, la rétroaction biologique est employée dans le traitement de la spasticité, la rééducation de l'équilibre et le renforcement des muscles affaiblis. Dans le cas de la paralysie cérébrale, la participation des membres inférieurs est plus apparente au niveau de l'articulation de la cheville. Le pied bot équin dynamique est une déformation fréquente qui aggrave la capacité ambulatoire des personnes ayant des atteintes diploégiques et hémiparésiques[21].

D_ Conséquences d'une chirurgie orthopédique

La faiblesse musculaire se manifestant à la suite d'une chirurgie orthopédique peut aussi tirer avantage d'une thérapie par rétroaction biologique. La rétroaction biologique par EMG

s'avère efficace dans le renforcement de la musculature des quadriceps à la suite d'une méniscectomie [24, 25] et d'une chirurgie du ligament croisé antérieur du genou [26]. Les contractures articulaires survenant à la suite de chirurgies orthopédiques peuvent être très problématiques. La combinaison de la rétroaction biologique posturale et de la rétroaction biologique par EMG peut s'avérer efficace dans la guérison de la contracture. À la suite d'amputations des membres, les applications de rétroaction biologique posturale sont également utiles.

E_ Le syndrome fémoro-rotulien douloureux

Le syndrome fémoro-rotulien douloureux est un diagnostic clinique que l'on rencontre souvent chez les jeunes adultes et qui cause des douleurs antérieures du genou. Il est généralement dû à la faiblesse du muscle vaste médial oblique. La rétroaction biologique par EMG est une procédure d'entraînement à laquelle on pourrait avoir recours dans le cadre d'exercices des quadriceps afin d'améliorer l'équilibre entre les muscles vastes médiaux et vastes latéraux. Ng et coll. ont démontré qu'une combinaison de la rétroaction biologique par EMG et d'un programme traditionnel d'exercices peut favoriser l'activation du muscle vaste médial de telle sorte qu'il puisse être principalement sollicité au cours des activités quotidiennes [27].

F_ La douleur chronique

Des patients atteints de fibromyalgie ont bénéficié d'une thérapie par rétroaction biologique comprenant l'enregistrement électromyographique de l'activité du trapèze [28]. Dans les cas où la douleur lombaire est liée à une tension ou un spasme musculaire, l'application de la rétroaction biologique peut s'avérer efficace. La relaxation des muscles au moyen de la rétroaction biologique est utile dans le traitement des douleurs lombaires.

3.5 Stimulation électrique fonctionnelle (SEF)

3.5.1 Définition

La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est l'application continue d'un courant électrique sur la peau, au niveau d'un point précis en regard d'un nerf ou d'un muscle, pour obtenir une contraction musculaire utile au mouvement.

3.5.2 Présupposés physiopathologiques et/ou fonctionnels

La SEF est une application de l'électromyostimulation pour favoriser la contraction des muscles déficitaires à des fins fonctionnelles.

3.5.3 Objectifs, indications et critères d'évaluation

L'utilisation de la SEF est reconnue pour son effet facilitant les mouvements actifs et

l'amélioration de la fonction du membre supérieur.

3.6 Intérêt de la stimulation électrique fonctionnelle (SEF) couplée à l'EMG-biofeedback ou biofeedback électromyographique (EMG-STIM)

L'EMG-STIM consiste à utiliser à la fois l'EMG-Biofeedback et la stimulation électrique fonctionnelle (29,30). Cette technique repose plus sur des observations cliniques que sur des essais comparatifs.

La stimulation électrique fonctionnelle (SEF), appliquée sur les extenseurs lors de la fonction de transport du membre supérieur, permet une force suffisante pour porter la main à l'objet, mais l'ouverture et le lâcher restent déficitaires. La SEF permet l'extension active des doigts et du poignet pour l'ouverture de la main, la détection de surface, avec objectivation simultanée du signal enregistré. Le patient doit corriger sa préhension à la suite du signal sonore ou visuel.

3.7 L'appareil de biofeedback EMG

NeuroTrac SIMPLEX

Appareil de biofeedback EMG (électromyographie) extrêmement précis. Polyvalent. Peut être utilisé de manière autonome ou relié à un PC. Préconisé dans le traitement de l'incontinence, syndrome fémoro-patellaire, lombalgies, rééducation neurologique (ACV), membre fantôme, céphalées, rééducation de la main et du genou, suivi d'un programme de renforcement musculaire.



Figure 1.10: NeuroTrac SIMPLEX

Electrodes autocollantes

Caractéristiques :

- Film supérieur non-tissé extrêmement souple pour une excellente adhérence
- Gel hypoallergénique hydrophobique pour une durée de vie plus longue
- Film d'isolation en carbone complexe pour une répartition homogène du

courant et une excellente conductibilité

- Câbles et connecteurs en carbone pour une meilleure conductivité et plus de sécurité.

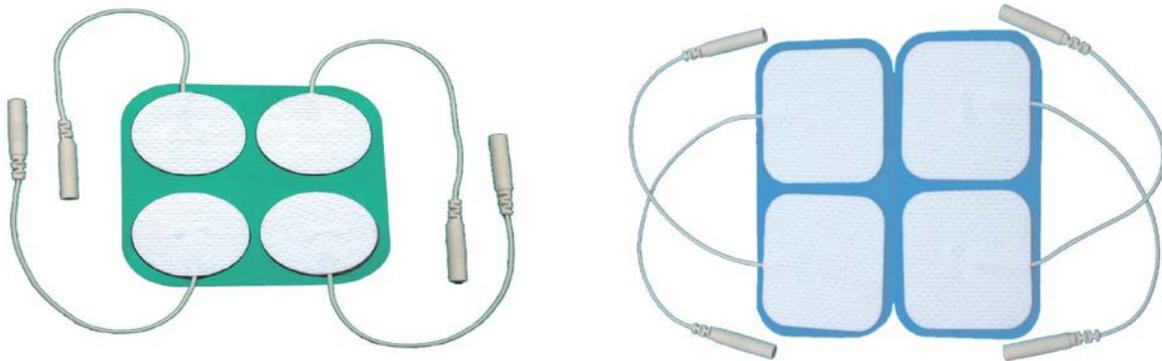


Figure 1.11: Electrode autocollantes de biofeedback

4. Conclusion

Ce chapitre nous a permis d'avoir une idée sur la physiologie musculaire, et l'importance de l'examen électromyographique et aussi les notions nécessaires à la compréhension du biofeedback-EMG (EMGBF). Cette étude sera très utile dans la partie qui suit pour le développement d'un dispositif de mesure de l'activité musculaire chez une personne.

Chapitre 2

1. Introduction :

Le but de ce chapitre est de faire une étude détaillée d'un schéma bloc d'un tel dispositif qui permet de mesurer le signal EMGBF. Au début, nous sommes intéressés à décrire les différents montages que nous avons réalisés pour développer notre système.

2. Synoptique :

Dans le cas présent nous considérerons le biofeedback-EMG (EMGBF) qui consiste à recueillir l'activité musculaire par électromyographie globale, à l'aide des électrodes de contact. Puis cette activité électrique sera amplifiée, filtrée et intégrée.

Alors, ce chapitre est constitué de deux parties. La première partie est consacrée à la réalisation du circuit électronique pour l'enregistrement du signal électromyogramme EMG.

Dans la deuxième partie nous décrivons le circuit électronique destiné à l'enregistrement de l'EMGBF.

Le schéma bloc ci-dessous présente les étapes essentielles qui nous permettent la détection du signal EMGBF. Dans ce qui suit, nous allons :

- Expliquer le rôle et le fonctionnement de chaque bloc (définition, propriétés)
- Décrire les caractéristiques des composants et des circuits utilisés pour la mesure de signal EMGBF.
- Conception des circuits réalisées.

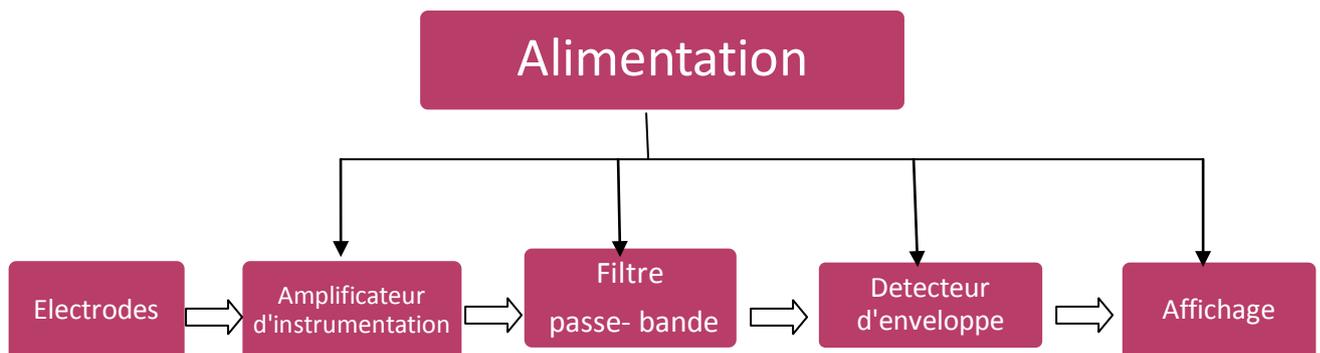


Figure 2.1: Schéma bloc du circuit EMG-BF

3. La première partie : Détection de l'EMG

Les signaux électriques musculaires sont recueillis à partir d'électrodes placées sur le muscle.

Les signaux que l'on veut visualiser sont généralement de quelques microvolts et sont mesurés par rapport à une électrode dite de référence. Celle-ci est placée dans un endroit précis sur le corps, il s'agit donc de mesurer le potentiel de chaque électrode par rapport à celle de référence.

La mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs. Les propriétés du domaine d'amplitude, du temps et de fréquence du signal de EMG dépendent des facteurs tels que :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire;
- La distance de l'électrode du secteur actif de muscle;
- Les propriétés du tissu (par exemple épaisseur de la peau);
- Les propriétés des électrodes et des amplificateurs;
- La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau.

3.1 Le capteur (les électrodes)

L'électrode constitue le premier élément de la chaîne de mesure électrophysiologique, directement en contact avec le milieu biologique. La mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau.

Pour la détection du signal EMG de surface, il existe plusieurs configurations des électrodes : mono polaire, bipolaire, double différentielle. En fait, la géométrie des électrodes et la configuration à l'enregistrement influencent étroitement sur le recueil du signal. Le signal EMG recueilli dépend fortement du placement des électrodes. L'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal EMG doit alors être prise en compte.

La figure (2.2) donne un exemple de recueil du signal EMG de surface en configuration bipolaire. Deux électrodes sont placées entre la jonction neuromusculaire (la zone d'innervation) et le tendon (la zone terminale). Suite à une stimulation du système nerveux central, des unités motrices se recrutent et des potentiels d'action sont générés. Ces potentiels d'action se propagent alors le long des fibres musculaires et à travers les différentes couches de tissus jusqu'à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin lors d'une contraction musculaire la différence entre le potentiel recueilli par ces deux électrodes de surface.

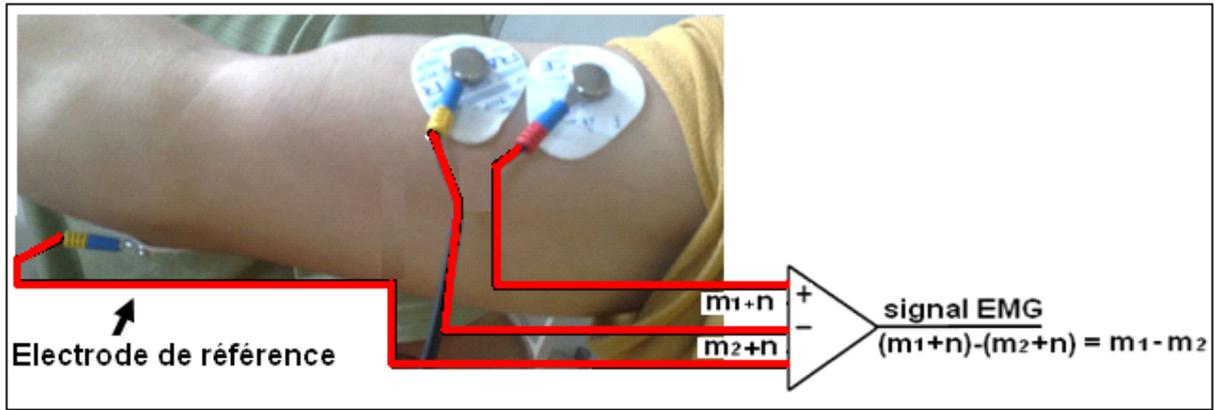


Figure 2.2: Potentiel détecté par des électrodes de surface

3.1.1 Différentes classes d'électrodes

On peut classer les électrodes suivant différents critères :

- la fabrication (matériel)
- la grandeur
- l'impédance de la peau

3.1.1.1 La fabrication : [31]

N'importe quelle surface conductrice peut être utilisée pour enregistrer le signal EMG. La Plupart du temps, c'est un métal pur (or) ou un métal recouvert avec un sel insoluble (Ag/AgCl).

Cependant, Tous les métaux purs (sauf l'or) forment une couche d'oxydation quand ils sont exposés à l'oxygène (corrosion).

3.1.1.2 Grandeur [31]

En fait, l'amplitude et la fréquence du signal EMG dépend partiellement de la grandeur de la surface d'enregistrement. En effet, ils sont inversement proportionnels à la grandeur de la surface d'enregistrement de l'électrode.

Aussi, si la surface d'enregistrement est très petite (électrode implanté), il y aura une grande impédance métal-électrolyte (haute résistance, petite capacitance). Le signal qui en résulte devient une moyenne à plus basse amplitude.

Donc, les petites électrodes sont utilisées pour enregistrer des unités motrices, tandis que les l'activité globale d'un muscle est détectée par les grosses électrodes.

3.1.1.3 Impédance de la peau :

L'interface électrode/peau a une impédance qui dépend de plusieurs facteurs :

- L'épaisseur de la peau.
- Le nettoyage de la peau (enlever la graisse ou l'huile et la peau morte-les cellules épithéliales mortes).

- L'aire de la surface des électrodes.
- La température de la pâte ou du gel électrolytique et de la peau. Avec l'exercice ou avec plusieurs répétitions d'un mouvement la chaleur de la pâte ou gel de la peau change.[31]

Avec des électrodes de surface, il est désirable de réduire l'impédance en bas de $5\text{ K}\Omega$ (encore mieux en bas de $1\text{ K}\Omega$). [31]

Cependant, La préparation du positionnement des électrodes doit se faire soigneusement afin de minimaliser la résistance entre la peau et l'électrode. La préparation est la suivante :

- Il faut raser les poils.
- Lavage de la peau à l'alcool afin d'enlever la graisse de la peau.
- Mettre du gel de contact, dans le cas des électrodes en argent – chlorure d'argent.

3.2 Amplificateur d'instrumentation:

Le signal d'entrée issu des électrodes, est de l'ordre de quelques microvolts à quelques millivolts et il est superposé sur une tension en mode commun. Il s'achemine vers l'étage de préamplificateur qui est le module le plus critique lors de la conception de la chaîne de mesure du signal.

Sa tâche principale est d'amplifier la tension entre deux électrodes de mesure pendant qu'il rejette le signal de mode commun. L'impédance d'entrée du préamplificateur doit être élevée ($>2\text{M}\Omega$). Pour cela, l'amplificateur d'instrumentation est utilisé.

Ce dernier est un composant à gain en tension différentielle qui amplifie la différence entre les tensions appliqués à ses deux bornes d'entrée. Sa fonction principale est d'amplifier les petits signaux, superposés à des tensions communes élevées. Cet amplificateur possède des caractéristiques importantes comme une impédance d'entrée élevée, un fort rejet en mode commun, un faible décalage de sortie et une faible impédance de sortie.

L'utilisation d'un amplificateur différentiel est souvent rendu nécessaire lors de la présence d'une tension de mode commun. Son rôle est de fournir en sortie, une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrée. On peut le représenter selon la figure suivante :

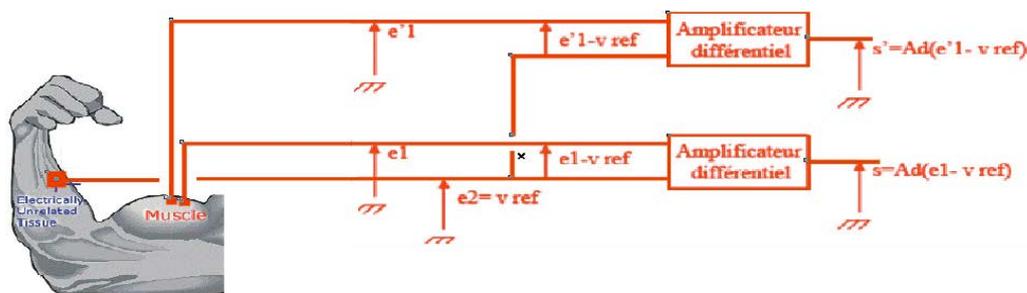


Figure 2.3: Amplificateur différentiel.

Chapitre 2: Conception du Dispositif.

On montre de manière générale que quel que soit la structure interne d'un amplificateur différentiel, celui-ci ne donne pas à sa sortie la tension attendue (tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrée) mais une tension donnée par :

$$S = A_d \left[e_1 - e_2 + \left(\frac{1}{Trmc} \right) \times \left(\frac{e_1 + e_2}{2} \right) \right] \quad (2.1)$$

Ou :

$$S = A_d(e_1 - e_2) + A' mc \times \left(\frac{e_1 + e_2}{2} \right)$$

Avec:

- **Trmc**: Taux de rejection en mode commun du montage.
- $\left(\frac{e_1 + e_2}{2} \right)$: Tension en mode commun.
- **A' mc**: Gain en mode commun du montage.
-

La qualité d'un amplificateur-différentielle dépend notamment du taux de réjection en mode commun que l'on souhaite le plus grand possible.

$$A_d(e_1 - e_2) \gg A' mc \left(\frac{e_1 + e_2}{2} \right)$$

Un amplificateur d'instrumentation de base comprend trois amplis-op et quelques résistances. Le gain en tension est déterminé par une résistance externe R_G .

Un amplificateur d'instrumentation de base est illustré dans la figure (2.4) Les amplis-op 1 et 2 forment des configurations sans inversion fournissant une impédance d'entrée et un gain en tension élevés.

Le troisième est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire. La résistance R_G détermine le gain et elle peut être branchée de façon externe comme illustrée sur la figure ci-dessous :

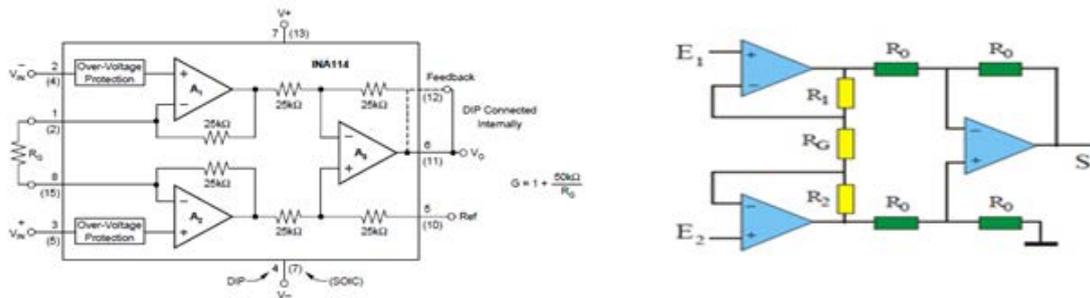


Figure 2.4 : Schéma d'un amplificateur à instrumentation.

La tension de sortie est donnée par la relation suivante :

$$V_s = \left(1 + \frac{R_1 + R_2}{R_G} \right) (E_1 - E_2) \quad (2.2)$$

Si $R_1 = R_2 = R$

Alors le gain en boucle fermé est donné par :

$$A = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right) \quad (2.3)$$

3.2.1 Les caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation de l'EMG :

L'amplificateur d'instrumentation de l'EMG présente des caractéristiques spécifiques suivantes :

3.2.1.1. Gain [31]

- Le gain est le rapport entre la sortie et l'entrée ($G=V_s/V_i$)
- Le gain nécessaire dépend de l'amplitude de signal original et du besoin
- En général, un bon bio-amplificateur devrait avoir des gains de 100 à 10000 (40-80 dB) qu'on peut choisir
- On peut avoir l'amplification en 2 étapes
 - Préamplification (25-100) :
 - Sert à augmenter le signal près de la source
 - Augmente le signal par rapport au bruit produit durant la transmission jusqu'à l'amplificateur

3.2.1.2 Impédance d'entrée [31] :

- L'impédance de la peau avec l'impédance de l'amplificateur forme un diviseur de tension (circuit en série)
- Afin de ne pas diminuer (atténuer) le signal EMG, l'impédance d'entrée doit être beaucoup plus élevée que celle de la peau
 - Le plus gros du signal va vers l'amplificateur pour être amplifié.
- Avec des électrodes de surface, on a besoin d'une impédance d'entrée $d > 1M\Omega$ (recommandé $> 10^8 \Omega$)
 - Important de réduire l'impédance de la peau au minimum ($< 5K\Omega$)
- Avec des électrodes implantées on a besoin d'une impédance d'entrée $> 10 M\Omega$

3.2.1.3 Bande passante (étendu dynamique)

- La bande passante de l'amplificateur devrait être assez grande pour ne pas atténuer le signal.
- La bande passante est la différence entre les limites inférieures et supérieures (Fréquences de coupure inférieures et supérieures).
 - Aux fréquences de coupure, le signal est à 0.707 (-3 dB du signal maximal)
- Pour l'EMG de surface l'étendu du signal est de 10-1000 Hz
- Pour l'EMG implanté l'étendu du signal est de 20-2000 Hz
- Idéalement la bande passante devrait être de CC (DC) à 10000 Hz

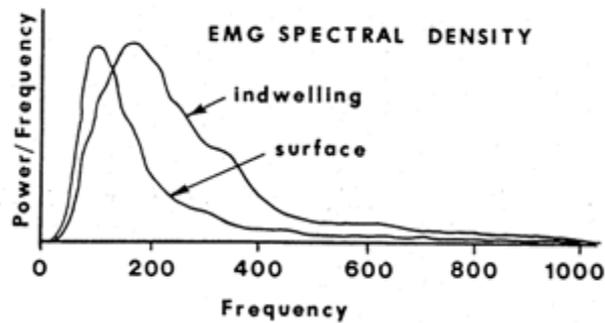


Figure 2.5: Spectre de fréquence du signal EMG.

3.2.1.4 RRMC (CMRR) [31]

- Le corps est un bon conducteur et il agit comme une antenne qui saisit des radiations électromagnétiques (le plus commun des fils électriques, les néons).
- Le rapport de rejet en mode commun (RRMC) est une mesure de la capacité d'un amplificateur différentiel d'éliminer un signal non-voulu commun au 2 terminaux actifs.
 - La soustraction n'est jamais parfaite (RRMC de 10000:1 indique que 1/10000 du bruit reste dans le signal)
- $RRMC = A \cdot V_{\text{bruit}} / V_{\text{sortie}}(\text{bruit})$.
 - $RRMC = 20 \log_{10} RRMC$ (linéaire).
- Un bon amplificateur EMG devrait avoir un RRMC > 90 dB.

3.2.1.5 Niveau de Bruit [31]

- Tous les circuits comprenant des résistances et des amplificateurs génèrent du bruit interne. Surtout du bruit aléatoire (random) due aux fluctuations des électrodes et des amplificateurs.
- Normalement ce bruit n'est pas un problème en autant que le signal EMG
- soit très grand. mais, pour un EMG en μV , le bruit de l'amplificateur ne devrait pas être amplifié et il doit être très bas (devrait pas dépasser 50 μV , préférablement 20 μV).

3.2.1 Circuit de la rétroaction négative

Nous avons inséré un circuit de rétroaction négative avec le préamplificateur, dont le but est d'inverser l'interférence en mode commun provoquée par les électrodes, et de l'injecter dans le corps du patient. Le gain approprié est entre 30 à 50 selon les recommandations de AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation). Alors, la sortie de cet amplificateur est connectée à l'électrode de référence.

L'implémentation de cette boucle permet de porter le potentiel de mode commun, l'inverser et le maintenir. Cela, pour essayer d'induire un courant opposé à celui circulant à travers le corps provoquant le bruit. Mais, il existe toujours une petite phase résiduelle entre le bruit existant dans le corps et le courant qui l'oppose, ce qui laisse circuler un petit signal de bruit. Il peut provenir du couplage capacitif entre l'alimentation et les câbles des électrodes.

En fait, l'avantage est que cette boucle de rétroaction ne présente pas un chemin de faible impédance vers la masse de l'électrode de référence.

Concernant notre réalisation, la détection du signal EMG a été faite par l'amplificateur d'instrumentation de type INA114 (General Purpose). C'est un amplificateur d'instrumentation ayant une grande précision et qui répond à notre travail grâce à ses bonnes caractéristiques. Donc, le gain est réglé à partir d'une résistance branchée à l'extérieur, allant de 2 jusqu'au 10000. Pour plus de détail voir **annexe (1)**.

Pour la détection du signal EMG, la résistance $R_G = 240 \Omega$ nous a permis d'avoir un gain de 208.

3.2.2 Circuit limiteur

Le circuit est constitué d'un circuit de limitation à base des diodes pour la mise en forme des signaux, la protection des circuits, et les communications. Les diodes peuvent également servir à protéger un circuit en limitant la tension de sortie. Par exemple, afin d'éviter une surtension aux bornes d'un dipôle, on peut placer une diode en parallèle avec celui-ci pour limiter la tension à 0,7 V (pour une diode au silicium).

3.2.3 Circuit amplificateur réalisé

Le circuit est constitué d'un circuit de limitation à base des diodes et un circuit de la rétroaction négative, suivi d'un amplificateur d'instrumentation qui est l'INA 114. La figure (2.6) illustre le schéma électrique approprié pour la détection du signal EMG.

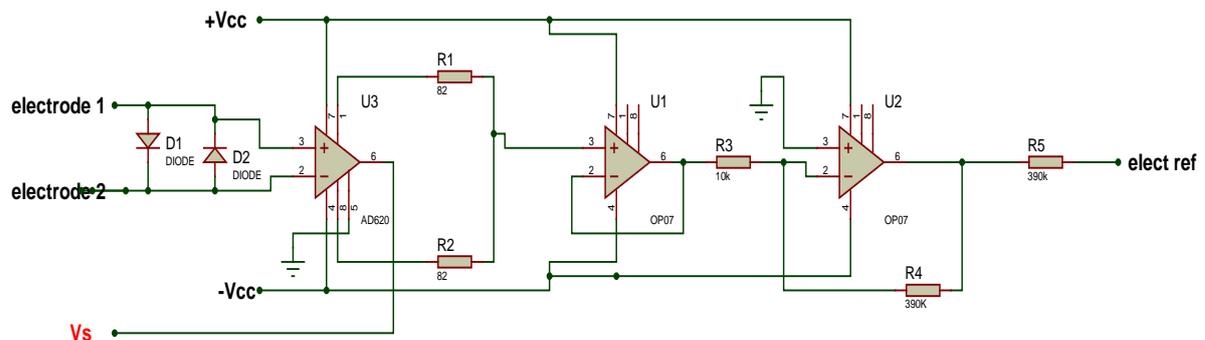


Figure (2.6): Schéma du circuit de détection du signal EMG sous ISIS

3.3 Filtrage :

3.3.1 Généralités :

Les signaux électrophysiologiques sont toujours plus au moins affectés par des signaux parasites ne provenant pas des muscles. De plus, la peau atténue le signal dans le cas des EMG de surface. Elle empêche d'avoir un signal propre à l'activité du muscle à mesurer, on distingue collectivement ces parasites sous le terme de bruit. La possibilité de réaliser un enregistrement dépend de la possibilité d'amplifier sélectivement le signal intéressant, tout en rejetant le bruit parasite non désiré.

Un filtre est un dispositif qui laisse passer certaines composantes fréquentielles et en arrête d'autres. Un filtre est un quadripôle transmettant un signal sans atténuation ou avec une atténuation de valeur donnée dans une bande de fréquence déterminée, donc un filtre est un circuit linéaire dont le comportement dépend la fréquence.

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques, qui modifient son spectre de fréquence et/ou sa phase et donc sa forme temporelle.

❖ Source du bruit du signal EMG :

En général, il existe 3 types de bruits qui doivent être minimisé pour l'EMG.

✓ **Bruit bioélectrique**

- Bruit produit par le sujet (les fonctions biologiques)
 - Battement de cœur, respiration
 - élimination avec un bon placement d'électrode

✓ **Bruit d'équipement**

- Bruits dus au mouvement des fils, des électrodes, de la peau et des amplificateurs.
 - Les bruits de câbles sont de basses fréquences (10-20 Hz), donc un filtrage à 20 Hz les éliminent
 - Les bruits d'amplificateurs sont de hautes fréquences et peuvent se retrouver dans la partie supérieur du spectre de fréquence du signal EMG (filtre passe-bas).

✓ **Bruit externe**

- Toutes interférences électriques et électromagnétiques

- Plus commun est le 60 Hz
- Elimination avec une bonne mise à terre.

3.3.1.1 Type des filtres

On classe les filtres en deux grandes familles : numérique et analogique. Dans notre travail, on s'intéresse à réaliser un filtre analogique.

Les filtres analogiques se divisent eux même en deux classes :

- ❖ **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.

- ❖ **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 à priori la réalisation de filtre d'ordre K quelconque.

3.3.1.2 Réponse du filtre

Le filtre idéal permet de transmettre sans distorsion une partie du spectre (bande passante) et bloque toutes les autres parties (bande coupée), avec un passage abrupt (discontinuité) entre ces deux parties.

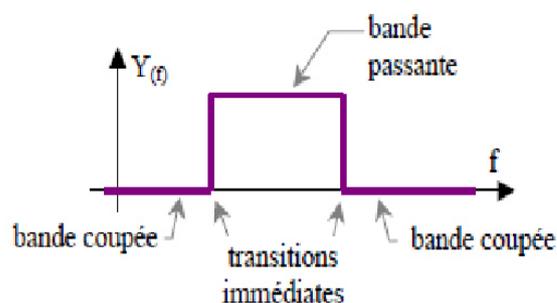


Figure (2.7) : Réponse du filtre.

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j\omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée et de sortie et sa fréquence de coupure. On définit la fréquence de

coupure f_c d'un système comme étant celle pour laquelle le gain maximum en tension est divisée par $\sqrt{2}$.

$$G(f_c) = G_{max}\sqrt{2} \quad (2.4)$$

Or $\log\sqrt{2}=0.1505\approx 3/20$. On peut donc aussi définir la fréquence de coupure comme la fréquence qui correspond à une diminution de 3dB du gain maximum.

$$G'(f_c) = (G_{max} - 3dB) \quad (2.5)$$

Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence. Donc, les filtres peuvent être classés en 4 types :

Les fréquences de coupure f_{c1} et f_{c2} correspondent aux fréquences pour lesquelles le module de la fonction de transfert $G(f_c) = G_{max}\sqrt{2}$

3.3.1.3 Catégories des filtres

Il existe différentes catégories de filtres selon l'allure de leur courbe de réponse en fréquence :

❖ **Filtre passe-bas :**

Il laisse passer toutes les fréquences entre la fréquence nulle et la fréquence de coupure f_c et atténue toutes les fréquences supérieures à celle-ci. Avec un filtre passe-bas, les fréquences comprises entre la fréquence nulle et f_c forment la bande passante du filtre (BP).



Figure (2.8) : Courbe qui représenté la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas

$$\frac{V_s}{V_E} = \frac{1}{1+jRC\omega} \quad (2.6)$$

On pose $\omega_c = 1/RC$ et $X = \omega/\omega_c$

La fonction de transfert du quadripôle devient :

$$\frac{V_s}{V_E} = \frac{1}{1+j(\omega/\omega_c)} = \frac{1}{1+jX}$$

❖ **Filtre passe-haut :**

Il Atténue toutes les fréquences entre la fréquence nulle et la fréquence de coupure f_c et laisse passer toutes les fréquences supérieures à celle-ci. Avec un filtre passe-haut, les fréquences comprises entre la fréquence de coupure f_c et la fréquence infinie forment la bande passante du filtre.

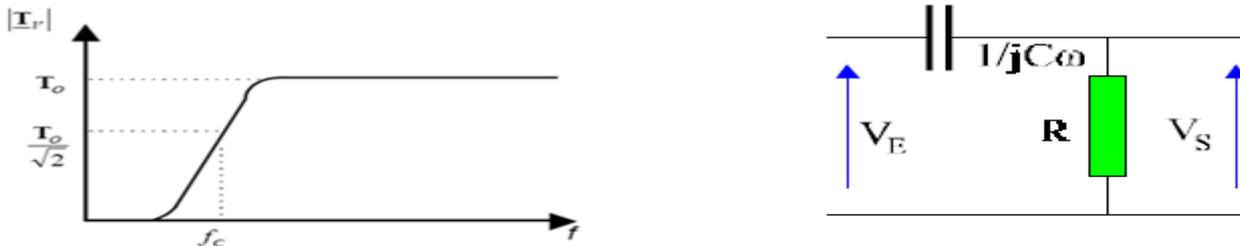


Figure (2.9): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut

$$\frac{V_S}{V_E} = \frac{jRC\omega}{1+jRC\omega} \quad (2.7)$$

On pose $\omega_c = 1/RC$ et $X = \omega/\omega_c$
La fonction de transfert devient :

$$\frac{V_S}{V_E} = \frac{j(\omega/\omega_c)}{1+j(\omega/\omega_c)} = \frac{jX}{1+jX} = \frac{1}{1-j/X}$$

❖ **Filtre passe- bande :**

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

Il possède deux fréquences de coupure :

- la fréquence de coupure basse f_{C2} .
- et la fréquence de coupure haute f_{C1} .

La bande passante est égale à $f_{C2} - f_{C1}$

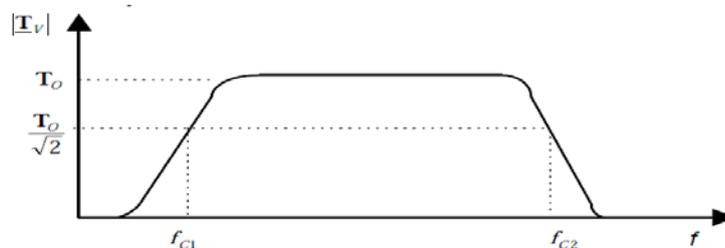


Figure (2.10): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bande

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

- **6dB** par octave est un filtre du 1^{er} ordre.
- **12dB** par octave est un filtre du 2^{ème} ordre.
- **18dB** par octave est un filtre du 3^{ème} ordre.
- **24dB** par octave est un filtre du 4^{ème} ordre.
- **30dB** par octave est un filtre du 5^{ème} ordre.
- **36dB** par octave est un filtre du 6^{ème} ordre.
- **42dB** par octave est un filtre du 7^{ème} ordre.

3.3.1.4 Familles des filtres :

Les filtres les plus utilisés sont ceux dont l'atténuation $A(\omega)$ est un polynôme d'ordre k . Plus l'ordre k d'un filtre est élevé, plus sa fonction de transfert est proche de celle du filtre idéal, mais plus k est élevé plus sa réalisation devient complexe.

Les diverses familles de filtres portent les mêmes noms que les polynômes utilisés pour définir leur atténuation $A(\omega)$.

- ❖ **Les filtres de Butterworth** : ils sont caractérisés, pour un ordre K donné, par la réponse la plus uniforme dans la bande passante. Le module de l'atténuation d'un filtre passe-bas d'ordre k a pour expression :

$$|A(F)| = \sqrt{1 + \left(\frac{F}{F_0}\right)^{2K}} \quad (2.8)$$

Les avantages :

- courbe de réponse très plate à l'origine, amplitude régulière en bande passante
- bon temps de propagation de groupe
- calculs faciles

- ❖ **Les filtres de Chebychev;**

- ❖ **les filtres de Bessel.**

3.3.2 Circuit électronique réalisé

L'énergie utile du signal EMG est comprise dans la bande passante 0-1000 Hz; notre filtre est donc constitué d'un filtre passe haut avec une fréquence de coupure de 0,13 Hz et d'un filtre passe bas d'une fréquence de coupure de 1000 Hz. Il est préconisé d'utiliser un filtre passif le cas du passe haut et, le filtre passe bas qui est sous forme de filtre actif du deuxième ordre de configuration Butterworth de structure de Sallen & Key.

3.3.2.1 Un filtre passif passe-haut

Ce filtre est constitué d'une capacité de $1\mu\text{f}$ et une résistance de $1\text{M}\Omega$ voir figure

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 10^{-6} * 10^6} = \frac{1}{2\pi} = 0,13 \text{ hz}$$

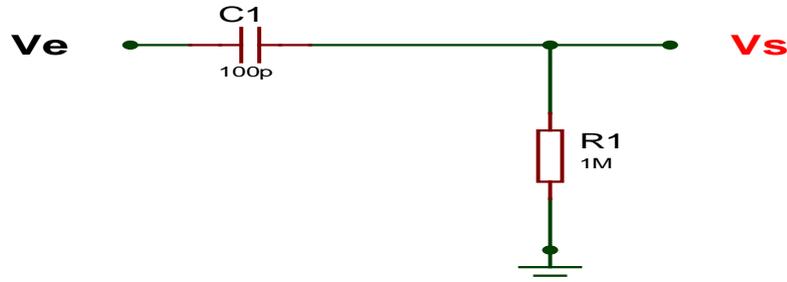


schéma d'un filtre passe-haut $f_c=0.13$

Figure (2.11): Schéma électrique du filtre passe-haut sous ISIS

La fréquence de coupure de ce filtre est approximativement de 0.13 Hz. Aussi, le tracé de la réponse fréquentielle est illustré dans la figure ci-dessous :

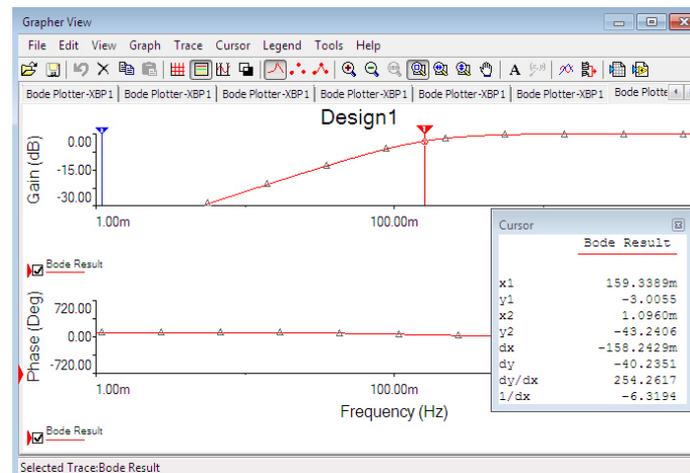


Figure (2.12): Tracé de BODE du filtre passe-haut

3.3.2.2 Un filtre actif passe-bas de structure de Sallen Key

Dans la plus part des cas les filtres actif son choisis compte tenue de leurs avantages par rapport au filtres passifs.

Les filtres actifs présentent de nombreux avantages :

- Impédance d'entrée très élevée et impédance de sortie très faible.
- Elimination des inductances et diminution d'encombrement.
- Un gain réglable qui est bien souple lorsque le signal est de faible niveau .

Pour réaliser un filtre passe-bas du second ordre on utilise deux résistances R identiques et deux condensateurs.

Les filtres peuvent être réalisés à l'aide de plusieurs structures, à base d'amplificateur opérationnel, nous avons retenu la structure passe-bas de Sallen-Key (Figure 2.13) dont la fonction de transfert est :

$$H(p) = H_0 \frac{1}{1 + 2z\tau p + \tau^2 p^2} \text{ avec } H_0 = 1 + R_2/R_1, \tau = R.C \text{ et } z = (3 - H_0)/2 \quad (2.9)$$

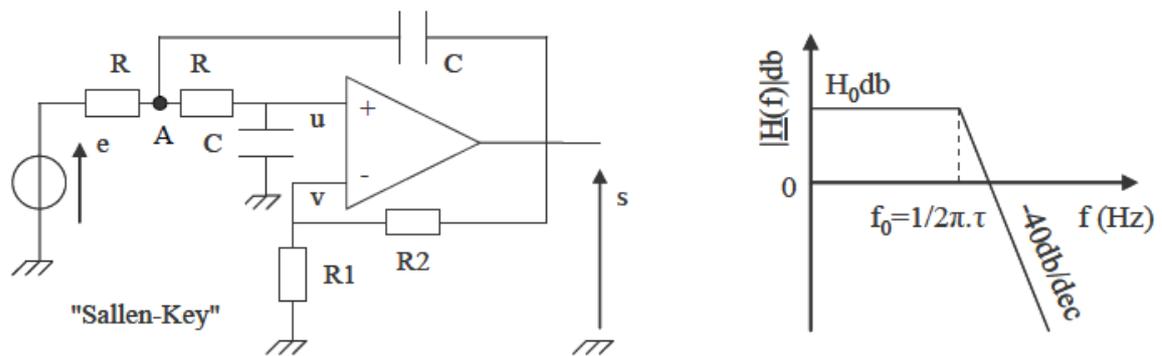


Figure (2.13): structure de filtre passe-bas 2ème ordre (sallen-Key)

Comme nous l'avons mentionné au paravent, la bande fréquentielle d'un signal EMG est comprise entre 0Hz et 1000Hz. en fait, les valeurs de résistances et des condensateurs ont été calculées à l'aide du logiciel **FilterProDesign** (figure 2.14) ou on peut encore visualiser la réponse fréquentielle du filtre.

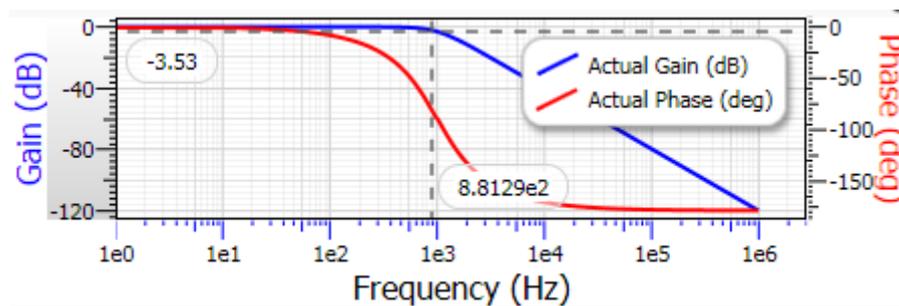


Figure (2.14) : Réponse du filtre passe-bas structure de Sallen Key

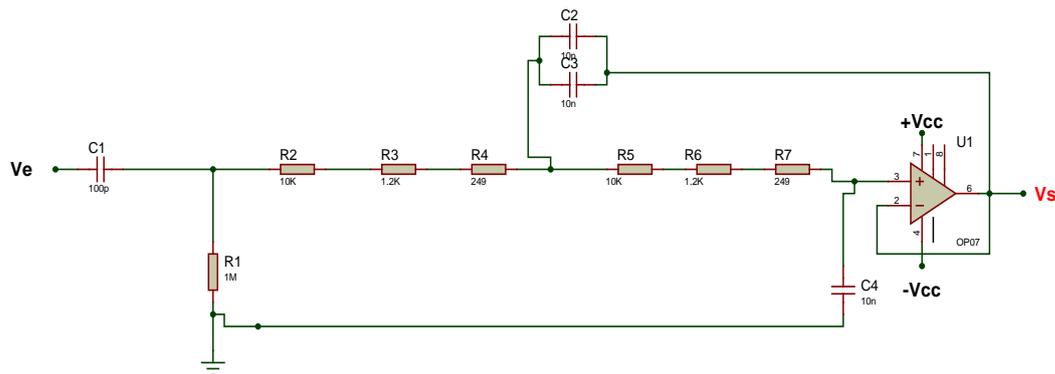


Figure (2.15) : Schéma électronique du filtre passe bande sous isis

4. La 2ème partie : Détection de la puissance de l'EMG

4.1 La détection d'enveloppe :

À cause de la nature alternative du signal EMG, qui contient plusieurs fréquences, la détection d'enveloppe du signal EMG sert à rectifier le signal.

❖ **but de la détection d'enveloppe** : la détection d'enveloppe permet de déterminer :

- la variation du signal
- L'intensité du signal
- La fatigue du muscle
- Le niveau de la force
- Le temps de réponse

4.1.1 La rectification du signal EMG

La rectification du signal EMG correspond à l'énergie totale du signal EMG. Elle permet de rectifier que la partie positive du signal EMG. Pour cette raison nous avons multiplié le signal EMG par lui-même.

4.1.1.1 Multiplication du signal EMG :

La puissance du signal $P(t)$ est proportionnelle au carré de l'amplitude du signal. En effet, la puissance associée à un signal quelconque $x(t)$ est par définition :

$$p(t) = x^2. \quad (2.10)$$

Dans cette partie, la multiplication du signal EMG par lui-même est effectuée à l'aide d'un multiplieur analogique quatre quadrants AD633. **Annexe (2)**

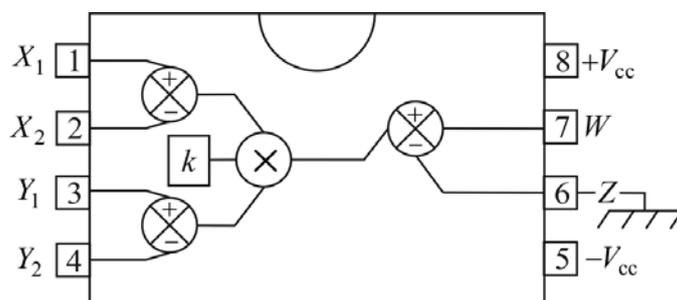
Chapitre 2: Conception du Dispositif.

Un multiplieur est un composant **non** linéaire, actif, alimenté par un générateur de tension continue délivrant $+V_{cc} = +15\text{ V}$ et $-V_{cc} = -15\text{ V}$. La référence de potentiel est le point milieu des deux alimentations.

Un multiplieur admet deux tensions d'entrée : $x = X_1 - X_2$ et $y = Y_1 - Y_2$.

Il fournit alors en sortie une tension:
$$W = \frac{(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2)}{10V} + Z \quad (2.11)$$

On connecte souvent Z à la masse du montage, mais on peut également y appliquer une tension de décalage.



brochage du multiplieur AD633JN

Figure (2.16) : Brochage du multiplieur AD633JN.

4.1.1.2 Amplificateur non inverseur :

Dans un montage non inverseur (**Figure 2.16**) à base d'ampli-op, le signal d'entrée (signal à amplifier) attaque l'entrée non inverseuse. On réinjecte à l'entrée inverseuse une fraction de la tension de sortie grâce au pont diviseur constitué par les résistances R_1 et R_2 .

On cherche à établir l'expression du gain (en tension) statique noté $A = V_s / V_e$ et de l'impédance d'entrée du montage notée $R_3 = V_e / i_e$.

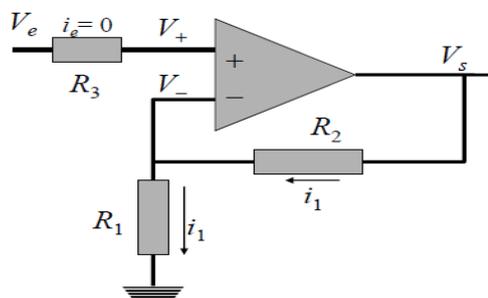


Figure (2.17): Montage non inverseur "haute impédance d'entrée"

➤ Gain statique et Impédance d'entrée du montage non-inverseur

$$V_+ = V_e = V_- \quad (\varepsilon = 0 \text{ et } i_e = 0)$$

$$i_1 = \frac{V_s}{R_1 + R_2} : \quad V_- = R_1 i_1 = \frac{R_1 V_s}{R_1 + R_2}$$

$$V_+ = V_- = R_1 i_1 = \frac{R_1 V_s}{R_1 + R_2}$$

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_1}$$

$$\Rightarrow \quad G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.12)$$

- Gain $G \geq 1$ est facile à fixer à partir de la valeur des résistances R_1 et R_2 . On ne peut pas obtenir d'atténuation.
- L'impédance d'entrée $Z_i \approx \infty$ (très grande).
- Le signal de sortie V_s est proportionnel avec le signal d'entrée V_e .
- En pratique, on limite G à des valeurs raisonnables (< 100).
- Pour des gains + élevés, on utilisera plusieurs amplis en cascade.

Sachant que la tension du signal EMG brute varie de 0.1 mV à 10 mV (crête à crête), il est clair alors, que l'amplification introduite par le préamplificateur est loin d'être suffisante pour rendre le signal exploitable d'après le résultat du multiplicateur. C'est pourquoi nous avons amplifié le signal autre fois avec un gain de 10 après le circuit de filtrage.

Donc, le montage représenté dans le schéma ci-dessous (amplificateur non inverseur de gain 10 et multiplicateur du signal EMG par lui-même) **vérifie la rectification complète** qui donne comme résultat la valeur absolue du signal EMG.

❖ Schéma électronique

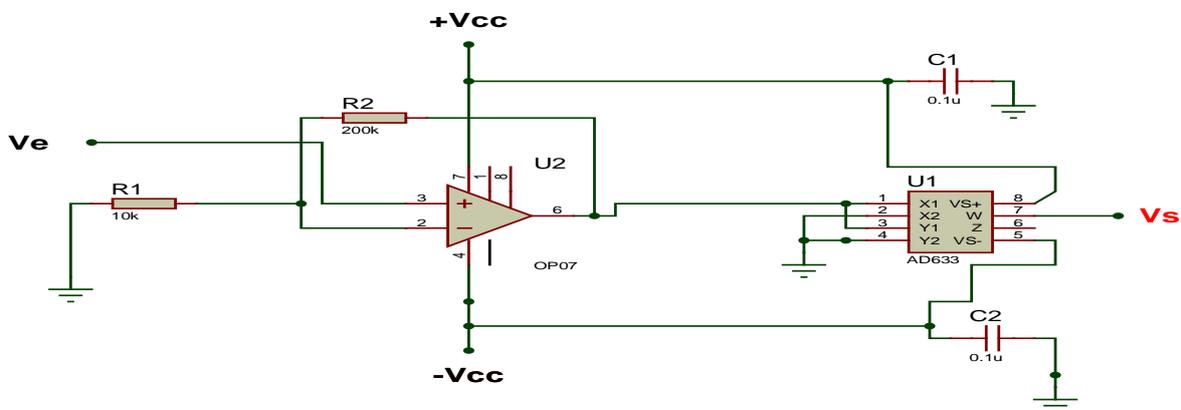


Figure (2.18) : Schéma électronique de la rectification du signal EMG.

Lorsqu'on veut détecter uniquement un signal, on utilise le circuit détecteur d'enveloppe. Ce dernier est très utilisé dans la détection du signal modulé en amplitude.

4.1.2 Démodulation d'amplitude par le détecteur de crête

La modulation d'amplitude transforme un signal basse fréquence en un signal haute fréquence. C'est-à-dire le signal basse fréquence, forme l'enveloppe ou le signal modulant, du signal haute fréquence qu'on appelle signal porteur. Donc, la démodulation d'amplitude est l'opération consistant à reconstituer le signal modulant à partir de l'onde modulée en amplitude.

Puisque l'information est contenue dans l'enveloppe du signal, on s'intéresse alors à la détection d'enveloppe qui est la technique la plus courante, la plus simple et la moins coûteuse.

Quand le signal électrique d'entrée est suffisamment grand, ou qu'on utilise un amplificateur opérationnel pour linéariser la caractéristique de la diode dans le sens passant, la tension de sortie prend une valeur proche de la valeur de crête de la tension d'entrée.

On désigne alors le circuit par l'expression **détecteur de crête**. Si on s'intéresse aux variations de cette valeur au cours du temps, on parle de **circuit détecteur d'enveloppe**.

En fait, le circuit associe une diode sans seuil (ici une 1N4148) à un groupe RC en parallèle. Un amplificateur opérationnel peut être ajouté au montage. Le circuit diode-RC est influencé par la caractéristique exponentielle de la diode, qu'on assimile souvent à une tension de seuil d'où la nécessité de l'utilisation d'un circuit actif pour la démodulation. (Voir figure (2.19)).

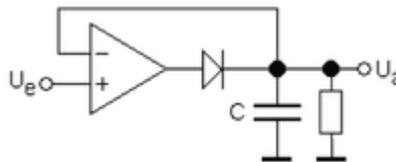


Figure (2.19) : Circuit démodulation d'amplitude par le détecteur de crête

Le problème auquel nous sommes confrontés est de dimensionner le circuit RC de manière à restituer au mieux l'enveloppe du signal modulé.

En effet, l'élimination de l'ondulation résiduelle nécessite une constante de temps τ , qui doit répondre à la condition :

$$\tau = RC \gg T_c$$

Où T_c est la période de la porteuse contenue dans le signal d'entrée du détecteur. Lors de la décroissance rapide de la tension d'entrée, la décharge du condensateur peut être insuffisante

Pendant une période T_c de la porteuse, ce qui conduit à une erreur de détection de l'enveloppe du signal modulé. Donc il faut faire un compromis dans le choix de ces éléments.

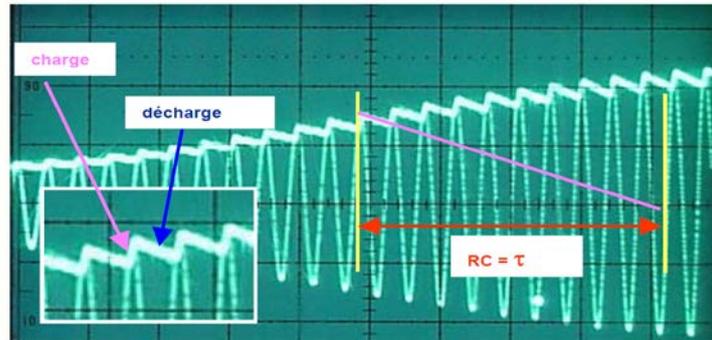


Figure (2.20) : Démodulation d'amplitude avec une détection de crête

4.1.3 Suiveur de tension ou adaptateur d'impédance :

Pour ce montage, la sortie est reliée à l'entrée inverseuse.

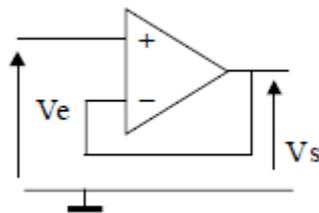


Figure (2.21) : Montage adaptation d'impédance

Ce montage possède des propriétés intéressantes : Facteur d'amplification unitaire $V_e = V_+ = V_- = V_s$, impédance d'entrée infinie, impédance de sortie nulle.

$$A = \frac{V_s}{V_e} = 1 \quad (2.13)$$

❖ Circuit réalisé :

De notre réalisation, après l'étape de la multiplication, on place une diode sans seuil à un groupe capacité résistance en parallèle. Pratiquement, ce circuit permet de détecter le signal information (le signal modulant à partir signal EMG). Afin d'avoir un transfert maximal d'amplitude, et une meilleure adaptation d'impédance, un amplificateur suiveur a été intercalé entre l'étape du détecteur de crête et l'étape suivant (voir la figure (2.24)).

4.2 Partie affichage :

La contraction musculaire est alors rendue consciente au patient d'une manière visuelle par animation de colonnes lumineuses.

4.2.1 Montage intégrateur :

Le signal d'entrée est $V_e(t)$.

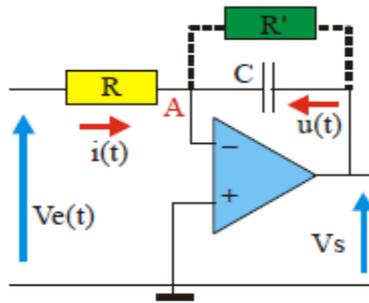


Figure (2.22) : Montage intégrateur

Sachant que:

$$V_e(t) = R * i(t) \quad (2.14)$$

$$V_s(t) = -V_c(t) \quad (2.15)$$

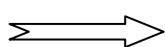
$$\text{Où : } V_c(t) = \frac{1}{c} \int i \, d(t) \quad (2.16)$$

Donc :

$$V_s(t) = - \frac{1}{c} \int i \, d(t)$$

Alors :

$$V_s(t) = - \frac{1}{c} \int \frac{V_e(t)}{R} dt$$



$$V_s(t) = - \frac{1}{Rc} \int V_e(t) dt \quad (2.17)$$

À l'absence de la résistance R' , le montage ne fonctionne pas correctement, le faible courant d'entrée de l'amplification produit dans R une chute de tension qui est elle aussi intégrée.

La sortie se sature car le condensateur reste chargé. Pour obtenir une intégration satisfaisante, on doit placer une résistance R' en parallèle avec C , afin de permettre l'écoulement de son courant de décharge. Cette résistance doit être assez grande pour ne pas perturber l'intégration mais pas trop pour pouvoir jouer son rôle.

4.2.2 Amplificateur inverseur :

C'est le montage de base à amplificateur opérationnel. L'entrée non inverseuse est reliée à la masse ; le signal d'entrée est relié à l'entrée inverseuse par une résistance R_1 , et la sortie est reliée à cette entrée par une résistance R_2 .

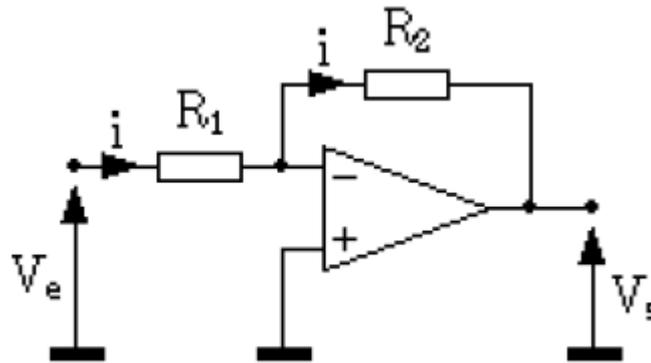


Figure (2.23) : Amplificateur opérationnel en montage inverseur.

La mise en équation est très simple, et s'appuie sur les conditions vues lors de la définition de l'AOP : les impédances d'entrée étant infinies, il n'y a pas de courant qui rentre dans l'entrée inverseuse (V_-).

Comme V_+ est à la masse, V_- se trouve au même potentiel : comme ce point n'est pas relié physiquement à la masse, on parle de masse virtuelle ; pratiquement, et du point de vue calcul, tout se passe comme si V_- était vraiment relié à la masse.

Ces constatations étant faites, le calcul du gain en tension est :

$$\begin{aligned} V_e &= R_1 * i \\ V_s &= -R_2 * i \\ A_v &= \frac{V_s}{V_e} = -\frac{R_2}{R_1} \end{aligned} \quad (2.18)$$

l'AOP avec lequel nous avons travaillé est l'OP07 avec un gain de 20. **annexe (3)**

Dans notre réalisation, le but de l'intégration est la mesure de l'aire sous la courbe (signal EMGBF) et aussi de trouver la valeur moyenne de ce signal, valeur continue durant l'activité musculaire. Puis nous avons ajouté un amplificateur inverseur afin de trouver une valeur continue positive et de calibrer notre système.

❖ Circuit réalisé

Le circuit est réalisé autour de l'amplificateur opérationnel TL084. c'est un amplificateur quadruple à l'entrée JFET.

Le choix était porté sur le TL084, compte tenu ses caractéristiques à savoir :

- Une impédance d'entrée très grande.
- Il contient 4 amplis dans le même boîtier (espace occupé minimisé).
- Minimisé l'influence de l'alimentation.
- Très faible courant d'entrée.
- Faible dérive en température.
 - Le montage détecteur de crête a été réalisé à base de 1^{er} AOP de TL084.
 - Le montage adaptation d'impédance a été réalisé à base de 2^{eme} AOP de TL084.
 - Le montage intégrateur a été réalisé à base de 3^{eme} AOP de TL084.
 - Le montage amplificateur inverseur a été réalisé à base de 4^e AOP de TL084.

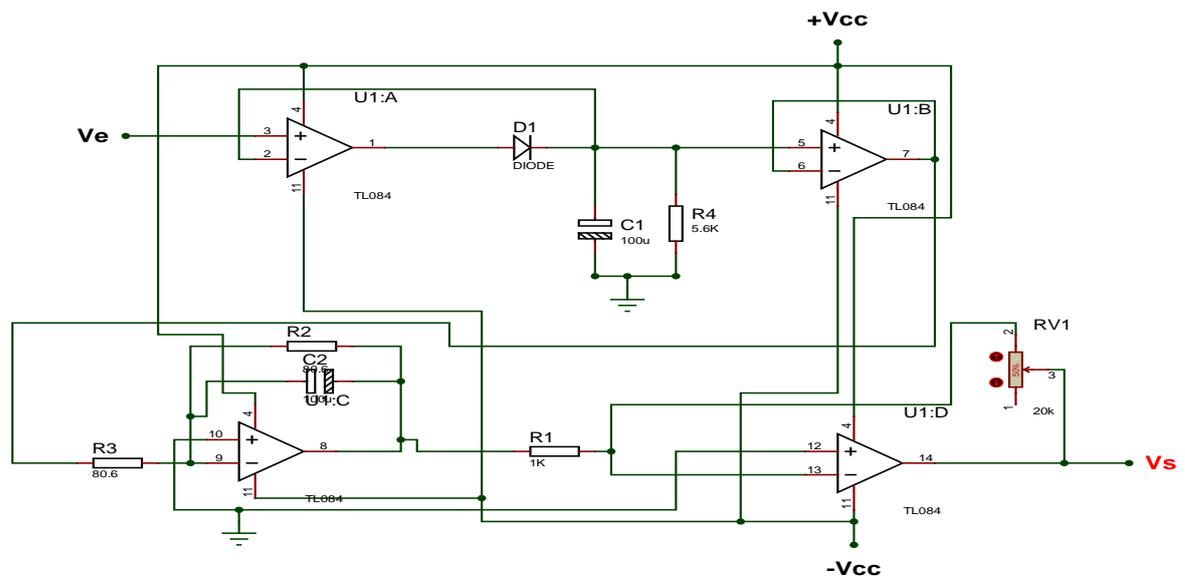


Figure (2.24) : Schéma électronique (détection d'enveloppe, montages intégrateur, montage inverseur).

4.2.3 Le circuit d'affichage LM3914 :

Le circuit LM3914 (voir annexe 5) a une échelle linéaire en mesure d'illuminer 10 diodes LED seulement, il présente l'avantage de pouvoir les sélectionner de manière à les illuminer individuellement ou bien en mode barre en reliant la broche 9 à la masse ou bien au positif de l'alimentation.

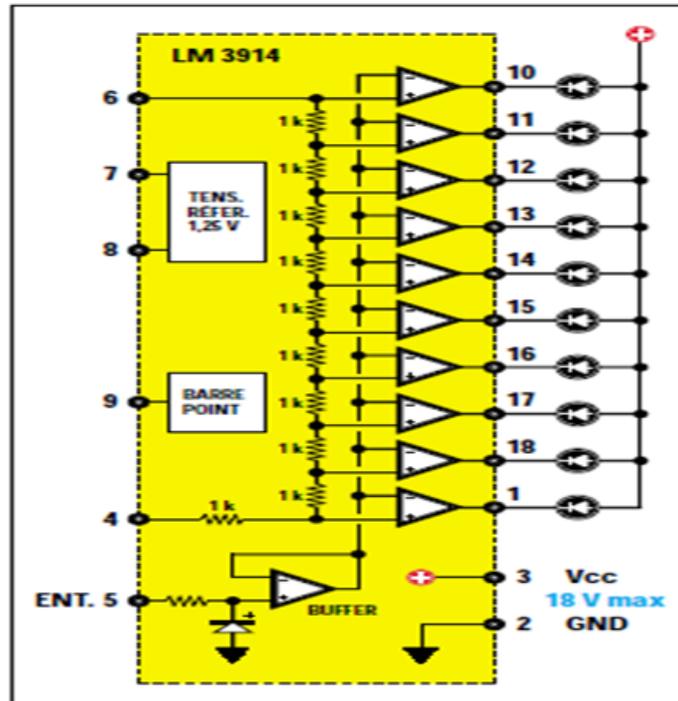


Figure (2.25) : Circuit intégré LM 3914.

Le circuit LM3914 peut être alimenté avec une tension comprise entre 3 et 18 volts. Normalement, le circuit LM3914 s'utilise pour réaliser des voltmètres, de thermomètres, des indicateurs d'accord ou pour des niveaux de liquide, etc. En fait, dans toutes les applications nécessitant une échelle linéaire.

Admettons que la dixième LED s'allume lorsque nous appliquons une tension de 10 volts sur l'entrée, nous pouvons voir avec quelle tension, s'allumeront les 9 autres LED.

Diode LED	LM3914 linéaire
10	10 volts
9	9 volts
8	8 volts
7	7 volts
6	6 volts
5	5 volts
4	4 volts
3	3 volts
2	2 volts
1	1 volt

Figure (2.26) : représente le pas de l'affichage

Dans la colonne du circuit intégré LM3914 on peut noter que la diode 9 s'illuminera avec une tension de 9 volts, la 8 avec une tension de 8 volts, la 7 avec une tension de 7 volts, etc.

A travers la broche 8, il est possible de déterminer la tension de fond d'échelle. Ainsi, nous établirons la valeur de la tension pour laquelle nous voulons allumer la LED 10.

En reliant la broche 8 à la masse, nous pourrions allumer la dernière LED en appliquant, sur la broche d'entrée, une tension de 1,25 volt seulement.

Pour réduire la sensibilité de manière à faire allumer la dernière LED avec une tension continue de 5, 9 ou 10 volts, nous devons relier la résistance **R3** entre la broche 8 et la masse, puis relier la résistance **R2** qui alimentait les broches 6 et 7, sur la broche 8 (voir figure(2.27)).

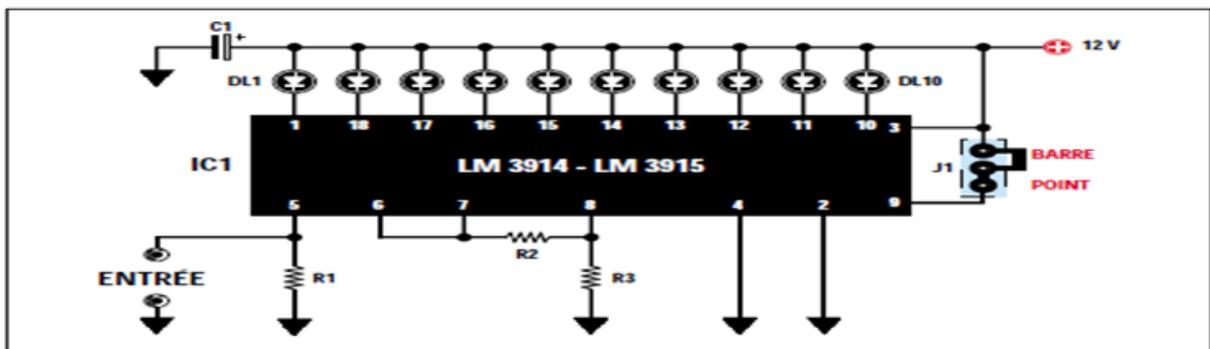


Figure (2.27) : Circuit brochage du LM3914

Disons tout de suite, que la résistance **R2** sert également à déterminer le courant que nous voulons faire passer dans les **LED**, tandis que la résistance **R3** sert à déterminer quelle tension maximale il faut appliquer sur la broche d'entrée 5 pour faire allumer la dernière LED (la 10).

4.2.4 Diodes électroluminescente (DEL ou LED)

Semi-conducteurs utilisés pour réaliser la conversion de l'énergie électrique en énergie lumineuse ; ils sont souvent des composés à base de gallium.

La LED a un comportement électrique sensiblement identique à celui d'une jonction PN. Son seuil de conduction V_{D0} est cependant plus élevé et dépend de la longueur d'onde lumineuse dominante.

- Le courant direct moyen qu'elle peut supporter en permanence. il est compris entre 10 et 50mA pour une LED à usage général.
- La courante directe crête qu'elle peut supporter en régime impulsionnel.
- La tension inverse maximale V_{Rmax} admissible sans dommage. Vis à vis de la tension inverse, la LED est plus fragile qu'une jonction PN et la limite courante de V_{Rmax} est de -5volts.

❖ Caractéristiques optiques :

En pratique, les trois caractéristiques optiques que l'on doit prendre en compte pour choisir une LED sont :

La couleur liée à la longueur d'onde dominante du spectre d'émission lumineuse.

On trouve des LED à usage général dans les teintes bleue, verte, jaune, orange, rouge et proche infrarouge. On construit actuellement des LED à émission ultraviolette ($\lambda = nm$) et à spectre blanc.

❖ Circuit réalisé

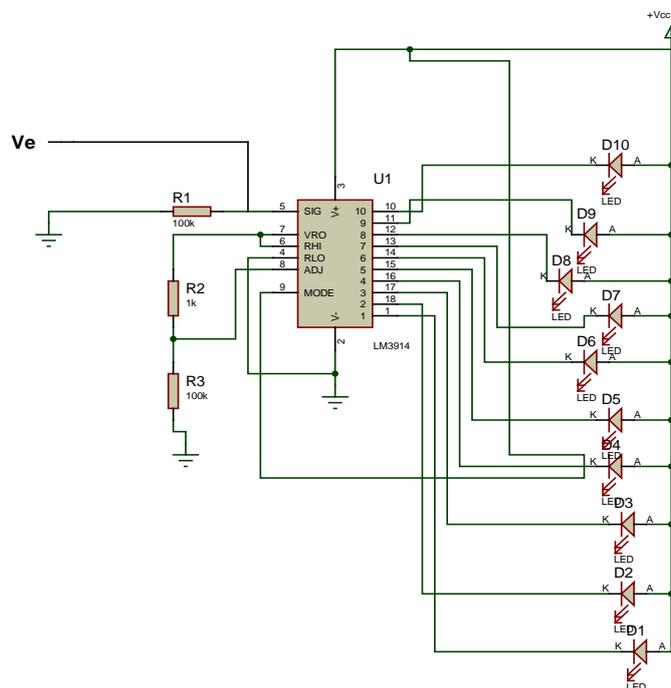


Figure (2.28) : Schéma électronique du montage affichage

5. Alimentation symétrique :

Cette réalisation convient pour alimenter tout montage analogique (domaine audio ou mesure) nécessitant une alimentation symétrique, c'est à dire une alimentation double, avec une branche positive et une branche négative.

Elle fait appel à des régulateurs de tension fixes de type LM7812 et LM7912. Les tensions de sortie sont donc fixées ici à $\pm 12V$.

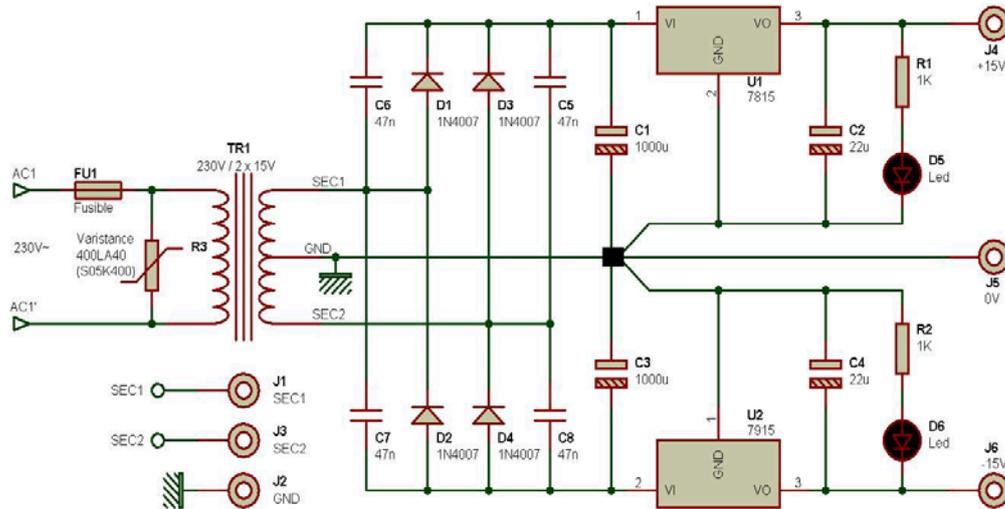


Figure (2.29) : circuit d'une Alimentation en Isis

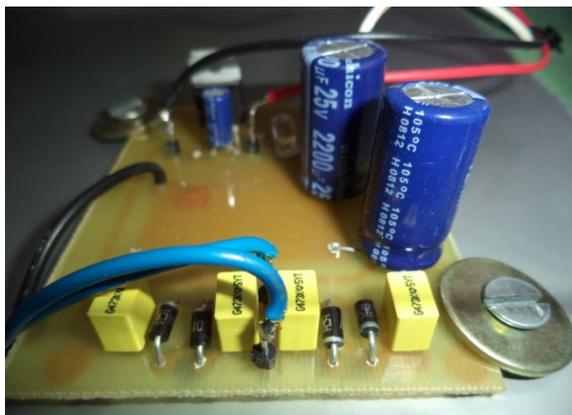


Figure (2. 30) : Alimentation symétrique

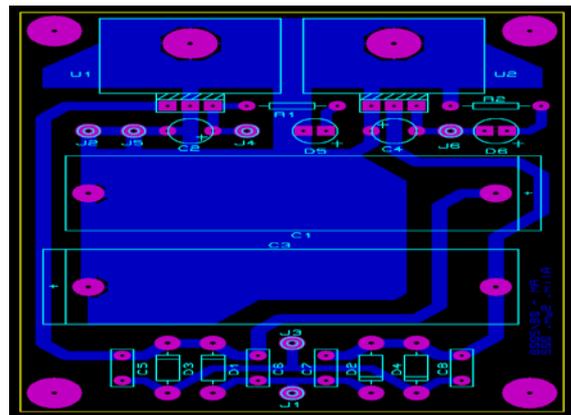


Figure (2.31) : alimentation symétrique par ars

6. Conclusion :

Dans ce chapitre, les différents circuits et montages ont été étudiés, conçus, et souvent illustrés sur des schémas électriques.

En fait, cette étude détaillée nous a permis de faire les meilleurs choix concernant les circuits à développer pour notre réalisation. En particulier, cette étude porte sur le choix des composants étant adéquat et assurant les différentes caractéristiques auxquelles notre dispositif doit répondre. Aussi, la réalisation des différents étages qui sont bien décrits dans ce chapitre, était faite.

Chapitre 3

3.1 Introduction :

Dans ce chapitre une étude pratique détaillé du dispositif que nous avons réalisé est décrite .Cette étude pratique est menée par un ensemble de test sur les différents blocs constituant le dispositif

Avant de présenter les signaux EMG acquis, nous avons envisagé de faire des tests sur notre dispositif par l'injection comme entrée un signal sinusoïdal a l'aide d'un GBF afin de vérifier les calculs théoriques que nous avons établis auparavant, ce signal possède une fréquence de 1KHz et différente amplitude. Alors dans ce qui suit on va présenter ces résultats étage par étage.

3.2 Circuit du préamplificateur et rétroaction négative :

Le signal EMG possède une faible amplitude avec la présence des tensions en mode commun. Pour remédier à ce problème nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentation. Ce dernier est disponible sous forme d'un circuit intégré qui est le INA114 dont le gain est variable en fonction de la valeur de la résistance entre les pattes 1 et 8, et le **CMRR** est très élevé est qui égal à 115dB.

$$\text{On a:} \quad A_d = 1 + \frac{50}{R_g} \quad (3.1)$$

$$R_g = 240\Omega \text{ donc: } A_d = 1 + \frac{50}{240 \times 10^{-3}}$$

$$A_d = 208.33$$

➤ Point de test 1 : La sortie de l'amplificateur d'instrumentation :

Nous avons injecté comme entrée un signal sinusoïdal de 10mV ; Nous avons récupéré à la sortie un signal de 2,08V comme c'est illustré à la figure (3.1)

$$\text{On a :} \quad V_S = V_e * A_d \quad (3.2)$$

$$V_S = 10 * 208,33 = 2,08V$$

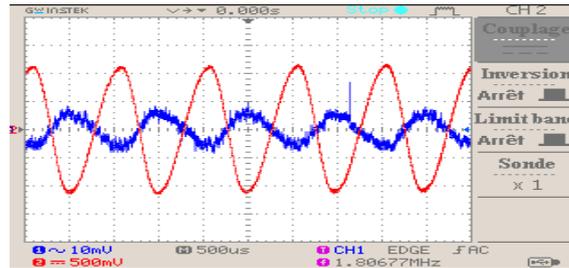


Figure 3.1: Résultat du signal sinusoïdal obtenu par l'INA114

- ❖ Nous avons placé les électrodes sur la peau d'un étudiant, nous avons recueilli le signal EMG à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation INA114 .Ce signal amplifié mais bruité, avec une amplitude crête à crête de 20V. Comme c'est illustré à la figure (3.2)

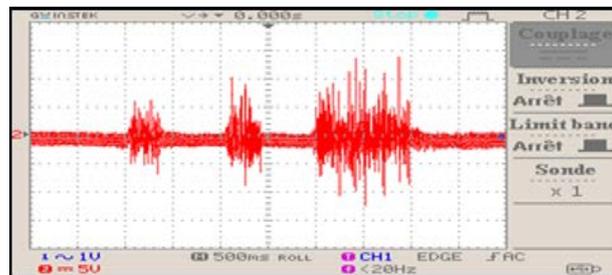


Figure3. 2:Résultat du signal EMG obtenu par l'INA114

- ❖ Le circuit électrique présent sur la figure (2.6) était fonctionnel sur la plaque d'essai, nous l'avons réalisé sur un circuit imprimé en faisant appel au logiciel ARES7 .Annexe(6)



Figure 3.3:Circuit imprimé de la détection du signal EMG

3.3 Le filtrage :

Dans notre dispositif, nous remarquons que le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation est composé d'un signal informatif plus une composante continue qui conduit à une saturation au niveau de la deuxième étage de l'amplification .L'élimination de cette composante continue est effectuée à l'aide d'un filtre passe-haut.

3.3.1 Filtre passe-haut :

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

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.3)$$

Le choix des valeurs des résistances et des condensateurs est fait de façon que la fréquence de coupure soit égale à 0.13Hz. Soit une valeur de 1μF du condensateur et calculons la valeur de R :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ on a } f_c = 0.13\text{Hz et } c = 1\mu\text{F}$$

$$\text{donc } R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi \times 0.13 \times 1 \times 10^{-6}} = 1\text{M}\Omega$$

➤ Point de test 2 : La sortie du filtre passe haut :

A l'aide du GBF, nous avons généré un signal sinusoïdal d'amplitude $1V_{cc}$ et de fréquence 0,13Hz avec une composante continue (offset).Ce signal est injecté comme entrée du circuit filtre passe haut.Le résultat obtenu est représenté dans la figure (3.4) ce qui confirme l'élimination de la composante continue.

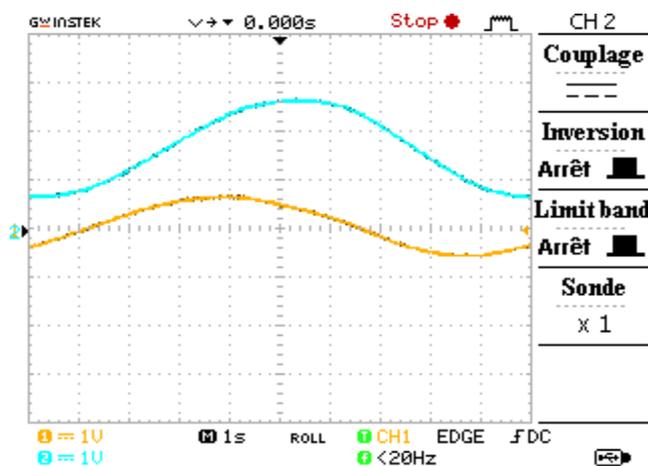


Figure 3.4:Résultat du signal sinusoïdal obtenu à la sortie du filtre passe haut.

- ❖ Le signal EMG délivré par le premier étage est envoyé vers un filtre passe haut de fréquence de coupure $f_c = 0.13\text{Hz}$; On voit dans la figure (3.5) qui à la sortie de cet étage le signal récupéré ne présente pas la composante continue.

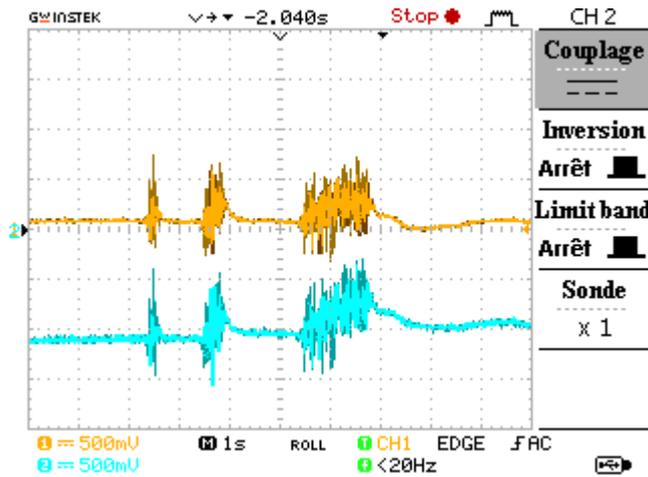


Figure 3.5.: Résultat du signal EMG obtenu à la sortie du filtre passe haut

- Le signal en bleu représente le signal EMG tandis que le tracé en couleur orange représente le signal EMG avec l'élimination du composant continue.

3.3.2 Filtre passe-bas :

➤ Point de test 3 : La sortie du filtre passe bas :

Nous avons injecté comme entrée un signal sinusoïdal d'amplitude $1V_{cc}$ et de fréquence 1kHz. Nous avons récupéré à la sortie un signal atténué selon la loi :

$$V_s = \frac{V_e}{\sqrt{2}} \quad (3.4)$$

On a $V_e = 1V$

$$V_s = \frac{V_e}{\sqrt{2}} = \frac{1000}{\sqrt{2}} = 707.106 \text{ mV}$$



$$V_s = 707.106 \text{ mV}$$

On voit dans la figure (3.6)

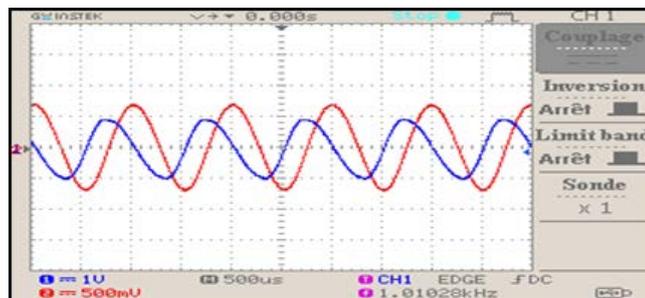


Figure3. 6 : Résultat du signal sinusoïdal obtenu à la sortie du filtre passe bas

- Signal en bleu \Longrightarrow Signal d'entrée
- Signal en rouge \Longrightarrow Signal de sortie

❖ Le signal EMG prélevé par le deuxième étage est envoyé vers un filtre passe bas de fréquence de coupure $f_c=1000\text{Hz}$. A la sortie de cet étage le signal récupéré est filtré, comme c'est illustré à la figure (3.7)

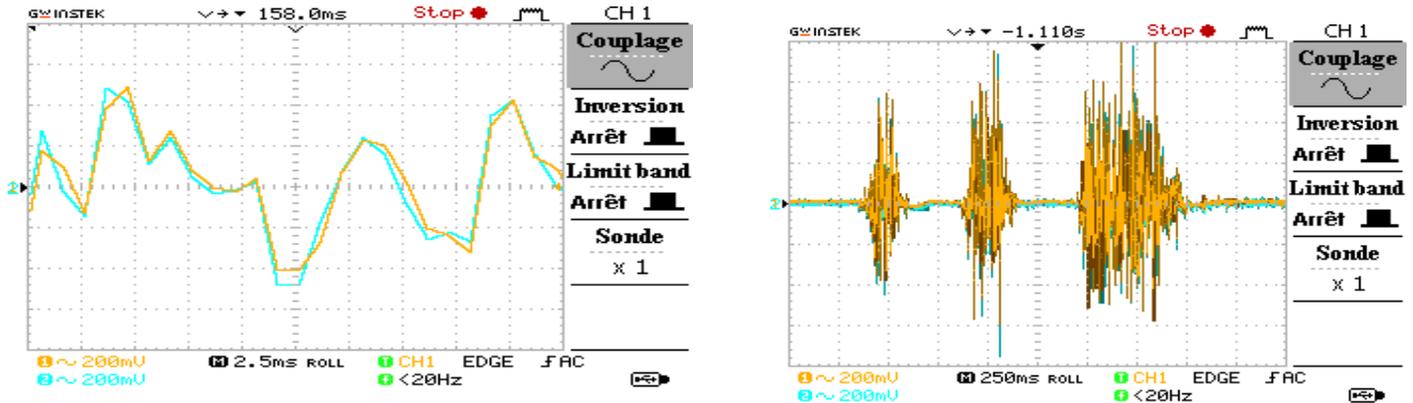


Figure 3.7: Résultat du signal EMG obtenu à la sortie du filtre passe bas.

❖ Nous remarquons qu'à la fréquence $f_c = 130\text{Hz}$ le signal de sortie est identique à l'entrée. Le résultat obtenu est représenté dans la figure (3.8).

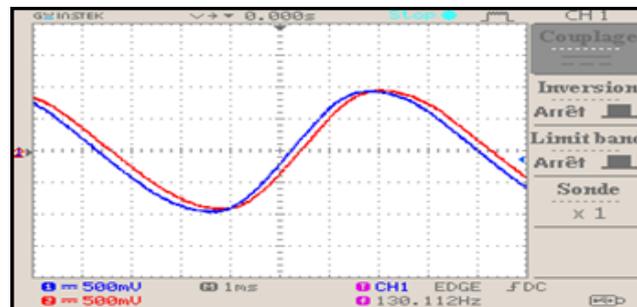


Figure3. 8: Résultat du signal sinusoïdal filtré

❖ Le signal EMG est récupéré en sortie générale (filtre passe bande) filtré et de même amplitude que le signal précédent. Ce signal est montré sur la figure ci-dessous :

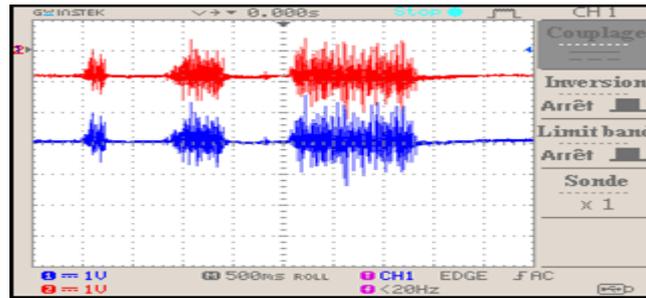


Figure 3.9: Résultat du signal EMG filtré

- Le tracé de couleur rouge représente la variation du signal EMG en aval de l'amplificateur d'instrumentation INA114. Nous remarquons que ce signal est bruité.
- Le tracé en bleu représente le signal EMG à la sortie du filtre passe bande (filtré et amplifié).



Figure 3.10: Circuit imprimé de la détection du signal EMG filtré.

3.4 Détection d'enveloppe :

Nous avons vu que la fréquence de l'EMG peut aller jusqu'au 1KHz. Pour détecter l'enveloppe, notre signal subit a plusieurs opérations :

- rectification qui contient amplification du signal avec gain de « 10 » et multiplication.
- démodulation d'amplitude par le détecteur de crête.

3.4.1 Amplification :

A la sortie du filtre nous avons amplifié EMG. C'est un étage préamplification pour fournir un complément d'amplification pour la multiplication.

➤ Point test 4 :

Il s'agit d'un non inverseur à base d'AOP-op07. Le signal d'entrée signal sinusoïdal d'amplitude $100mV_{cc}$ et de fréquence 1KHz attaque l'entrée non inverseur. On réinjecte à l'entrée inverseuse une fraction de la tension de sortie grâce au pont diviseur constitué par les résistances R1 et R2.

Le gain de l'amplificateur est :

$$G=1+\frac{R_2}{R_1} \quad (3.5)$$

Le choix des valeurs des résistances R_1 et R_2 est fait de façon que le gain soit égal à 10. On fixe une valeur de 10K de R_1 et calculons la valeur de R_2 :

$$R_2 = (G - 1) * R_1$$

$$R_2 = (10 - 1) * 10 = 90K\Omega$$

A la sortie de l'amplificateur non inverseur nous avons prélevé un signal sinusoïdal amplifié (voir la figure (3.11)) avec un gain de 10.

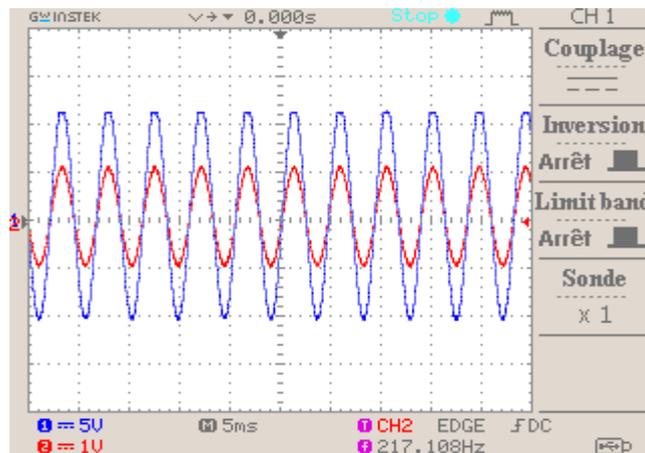


Figure 3.11: Résultat obtenu à la sortie de l'amplificateur non inverseur.

- Signal en bleu \longrightarrow Signal de sortie.
- Signal en rouge \longrightarrow Signal d'entrée.

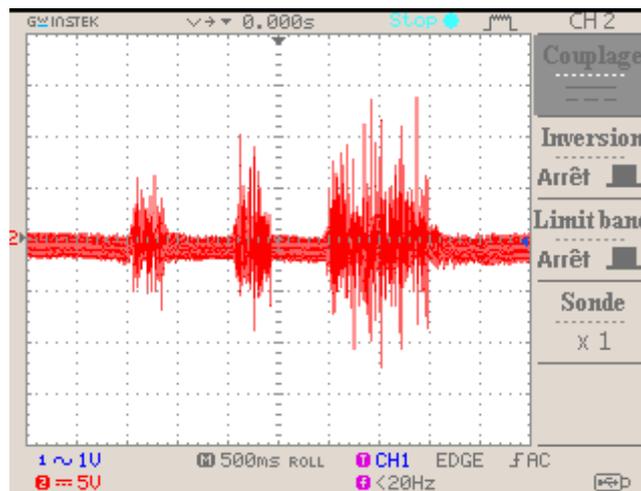


Figure3. 12: Résultat du signal EMG obtenu à la sortie de l'amplificateur non inverseur

3.4.2 Circuit de multiplication :

La rectification du signal EMG correspond à l'énergie totale du signal EMG. Elle permet de restaurer **la partie positive du signal EMG**. Pour cela nous avons utilisé l'AD633 (voir annexe(2)).

➤ **Point test 5 :**

A l'aide du GBF nous avons généré un signal sinusoïdal d'amplitude 200mV et de fréquence 1KHz .Ce signal est injecté comme entrée 1et3 dans les pâtes de l'AD633.

Le résultat obtenu est présenté dans la figure (3.13) et ce confirme la multiplication et la division par 10.

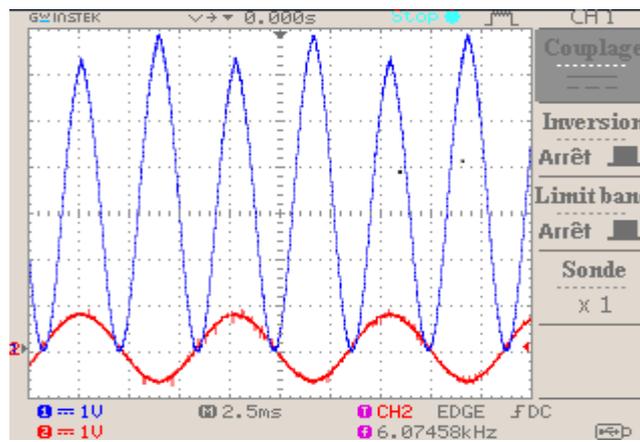


Figure 3.13: Résultat de la multiplication du signal obtenu par l'AD633

- Signal en bleu \Longrightarrow Signal de sortie.
- Signal en rouge \Longrightarrow Signal d'entrée.

D'après les résultats précédant on a : **annexe (2)**

$$\frac{(E \sin \omega t)^2}{10V} = \frac{E^2}{20V} (1 - \cos 2\omega t) \quad (3.6)$$

De notre application avant la multiplication du signal ,nous avons l'amplifié avec gain de 10.

Donc l'amplitude du signal à la sortie du AD633 a une valeur $\frac{(10 \cdot E)^2}{20}$.

$$\frac{(10 \cdot E)^2}{20} = \frac{100 \cdot E^2}{20} = 5E^2.$$

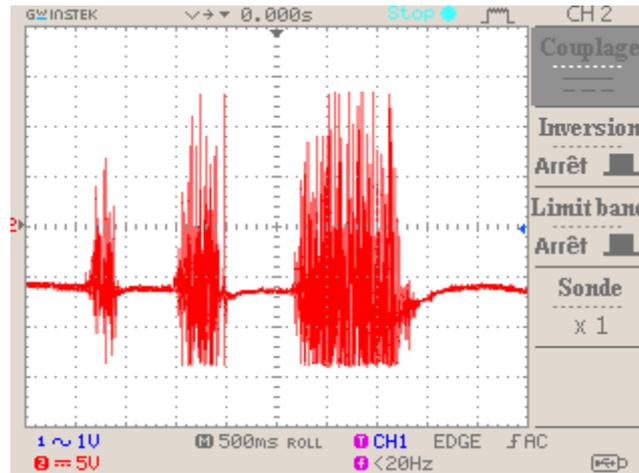


Figure 3.14: Résultat de la multiplication du signal EMG obtenu par AD633



Figure 3.15: Circuit imprimé de la rectification du signal EMG

3.4.3 Montage détecteur de crête

La détection d'enveloppe est assurée par le circuit de la figure (2.20) qui est constitué par une diode active (1N4148+AOP), un condensateur C et une résistance R avec le bon choix de la constante du temps RC.

On a :

$$f \gg f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.7)$$

On a $R=5.6k\Omega$ et $C=1\mu F$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times 5.6 \times 10^3 \times 1 \times 10^{-6}}$$

$\Rightarrow f_c = 28.42Hz$

$f = 1000Hz \gg f_c = 28.42Hz$ donc la relation $f \gg f_c$.

➤ **Point test 6 :**

Il est bien clair dans les figures suivants que le signal de sortie présente une détection de crête.

- Pour $f=1\text{KHz}$
- $V_{max} = 1\text{V}$

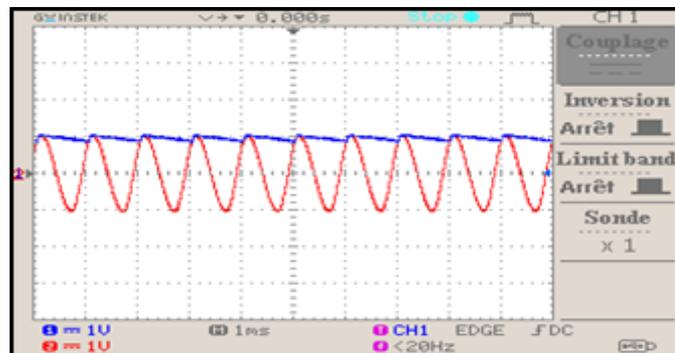


Figure 3.16: Résultat obtenu à la sortie du détecteur de crête

- Pour montrer que notre diode est idéale nous avons choisi une amplitude inférieure à celle de la diode
- On a $V_{max} = 500\text{mV} < 600\text{mV}$. Tension de seuil de la diode à une fréquence de 1KHz

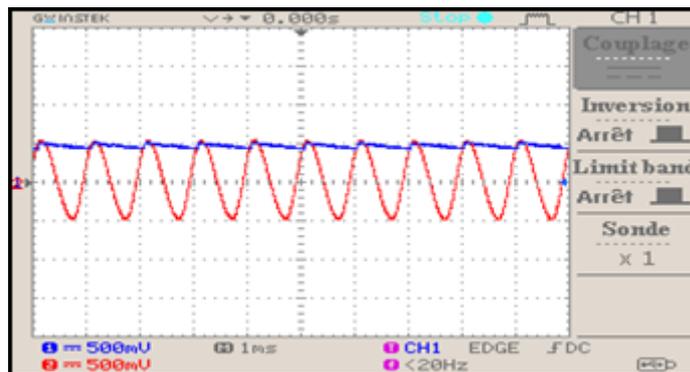


Figure 3.17: Résultat de la détection de crête du signal d'amplitude 500mV

Résultat de la détection de crête à différentes fréquences :

- Pour $f = 2\text{KHz}$
- $V_{max} = 1\text{V}$

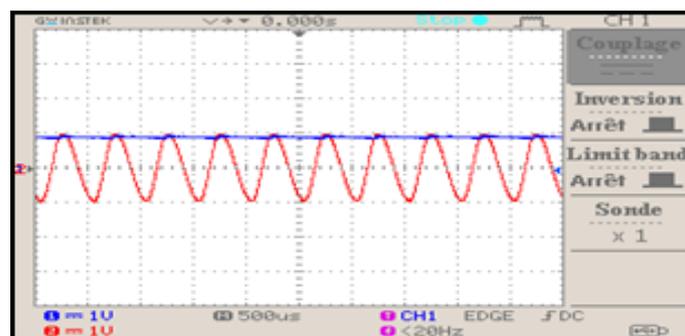


Figure 3.18: Résultat de la détection de crête du signal de fréquence 2KHz

- Pour $f = 10\text{KHz}$
- $V_{max} = 1\text{V}$

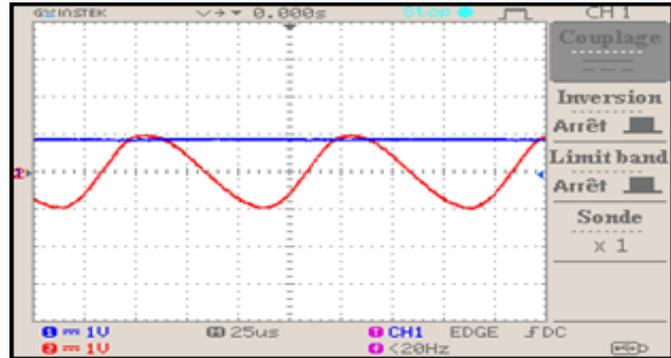


Figure 3.19: Résultat de la détection de crête du signal de fréquence 10KHz

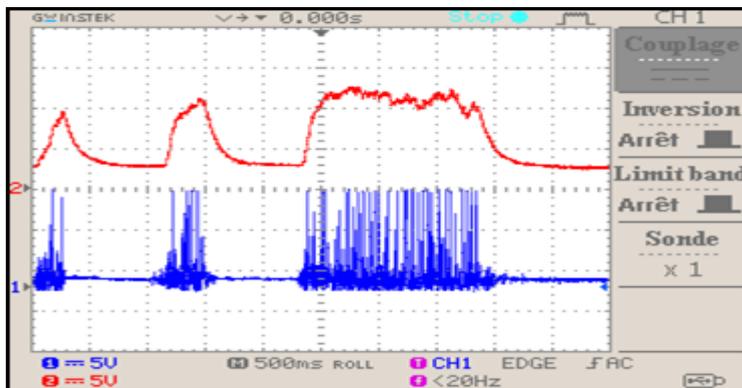


Figure 3.20: Résultat de la détection de crête du signal EMG

3.4.4 Montage suiveur :

- Point de test 7 : la sortie de l'adaptateur d'impédance :

Nous remarquons que les deux signaux sont identiques. Il y'a donc transfert de toute la tension d'entrée vers la sortie ce qui signifie une bonne adaptation, comme c'est illustré dans la figure (3.21).

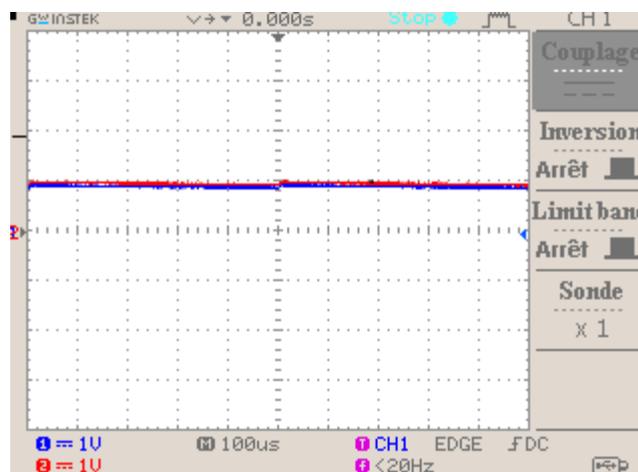


Figure 3.21: Résultat obtenu à la sortie du suiveur.

$$\Rightarrow V_s = V_e .$$

3.5 Partie affichage :

3.5.1 Montage intégrateur :

Une intégration du signal est indispensable pour quantifier le signal EMG, ce qui permet de provoquer l'allumage des LED.

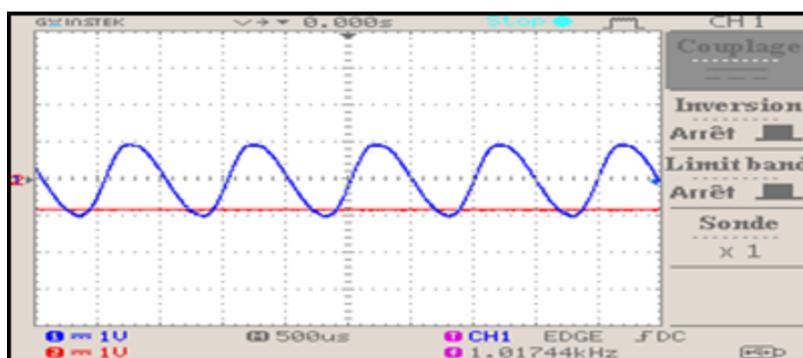


Figure 3.22: Résultat obtenu à la sortie de l'intégrateur.

3.5.2 Montage inverseur :

Notre intégrateur délivre une tension intégrée inverse. Pour remédier à ce problème nous avons utilisé un amplificateur inverseur.

➤ **Point de test 8 : la sortie de l'amplificateur inverseur.**

A la sortie de l'amplificateur inverseur nous avons prélevé un signal sinusoïdal amplifié. Sachant que le gain d'amplification est égal à 20. (Voir la figure (3.23)).

$$\text{On a : } G = \frac{V_s}{V_e} = -\frac{R_2}{R_1} \quad (3.8)$$

$$\Rightarrow G = 20$$

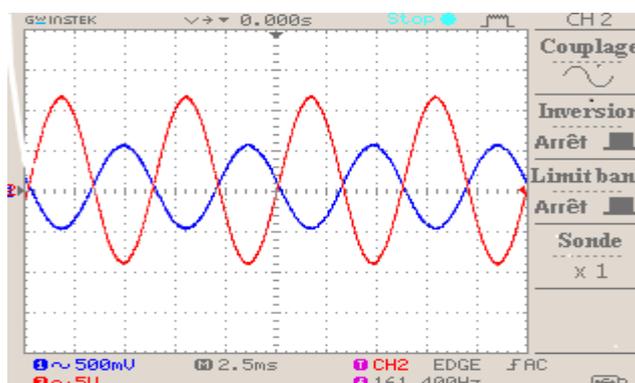


Figure 3.23: Résultat obtenu à la sortie de l'amplificateur inverseur

Les résultats obtenus après le réglage du gain à travers un potentiomètre de 20K.

- Pour $f=1\text{Khz}$
- $V_{max} = 1\text{V}$

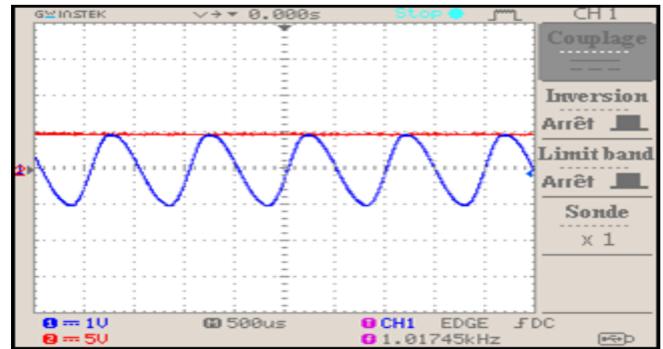
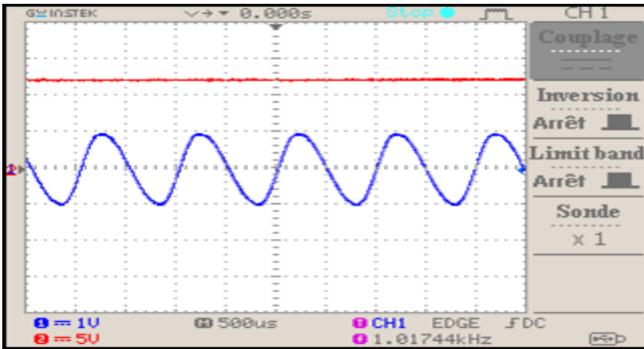


Figure 3.24: Résultat obtenu à la sortie de l'intégrateur+AOP inverseur.

❖ Circuit imprimé :

Dans ce circuit nous avons utilisé le circuit intégré TL084, qui contient 4AOP. Figure (3.25). Le 1^{er} ampli est utilisé comme un détecteur d'enveloppe, le 2^{ème} est un suiveur, le 3^{ème} est intégrateur, et le dernier ampli est utilisé comme un amplificateur inverseur.

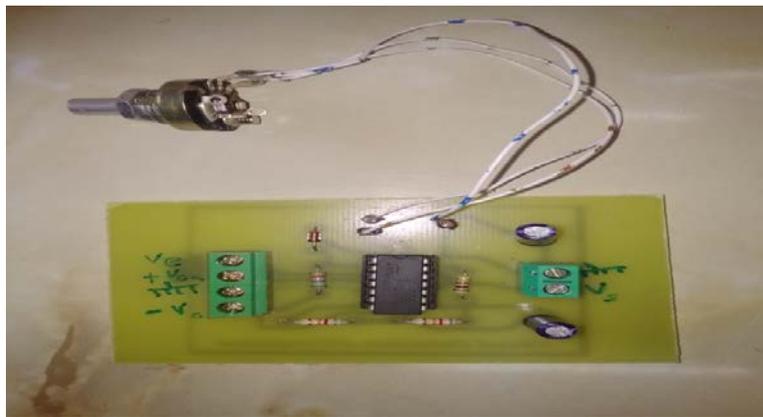


Figure3. 25: Circuit imprimé à base de TL084

3.5.3 Circuit affichage à base de LM3914 :

Dans cette étape il nous reste qu'à convertir notre signal analogique en un signal numérique avec le circuit LM3914 qui est un comparateur à 10 seuils, comme c'est illustré à la figure (3.26), avec un pas de 1V.



Figure3. 26: Circuit imprimé à base de LM3914.

➤ **Point test 9:**

A l'aide de la boîte d'alimentation continue nous avons généré un signal continu de différentes valeurs du 1 à 10V .Ce signal est injecté comme entrée de LM3914.

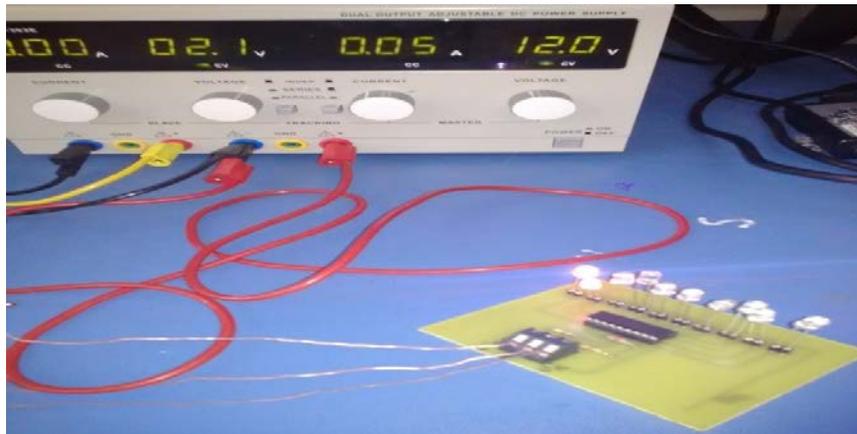
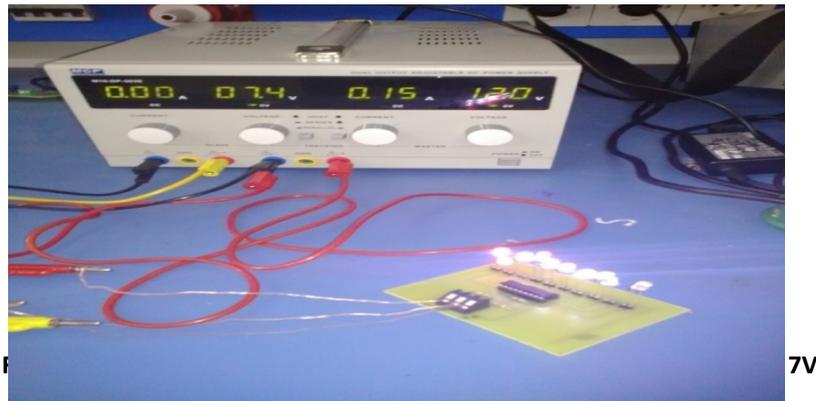


Figure3. 27: représente test du montage affichage a signal d'entrée de 2V

Par exemple pour 2V, nous avons deux LED allumées.



Par exemple pour 7V, nous avons sept LED allumées.

6. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons testé les différents étages du circuit de détection du signal EMGBF du capteur jusqu'au circuit affichage. Nous avons testé par injection du signal sinusoïdal considéré comme étalon. Puis nous avons placé les électrodes pour rendre la contraction musculaire visuelle par animation de colonnes lumineuses.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

Dans ce travail, nous sommes intéressés à l'étude théorique et pratique, d'une technique indispensable dans le domaine du diagnostic médical en rééducation fonctionnelle, le feedback par EMG.

Le biofeedback comme étant une technique grâce à laquelle on utilise des informations relatives à une fonction normalement inconsciente du corps pour en acquérir un contrôle conscient, volontaire, dans le but d'apporter des modifications à cette fonction.

Plusieurs professionnels de la santé, comme les physiothérapeutes, les conseillers d'orientation et les spécialistes en médecine sportive ont intégré cette technique à leur pratique.

L'approche que nous a adoptée pour mener cette étude consiste à le quelle pour la réalisation d'un prototype EMG biofeedback.

En fait, dans l'étude théorique que nous avons présentée, différents aspects de biofeedback et la manière avec laquelle, le signal traduisant l'activité musculaire est généré physiologiquement ou encore détecté à la surface du corps ont été présentés.

L'étape de la conception du dispositif a été accomplie, en faisant une description très détaillée et illustrée par différents circuits électroniques.

Enfin, notre projet nous a permis, d'approfondir nos connaissances sur biofeedback par électromyographie (EMG) particulièrement, les électrodes, l'interface électrode-milieu physiologique, l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage, la multiplication et la détection d'enveloppe. L'amplification et bien d'autres aspects des fonctions électroniques entrant dans la conception de l'instrumentation médicale. 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.

Annexe



INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50 μ V max
- LOW DRIFT: 0.25 μ V/°C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 2nA max
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 115dB min
- INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION: \pm 40V
- WIDE SUPPLY RANGE: \pm 2.25 to \pm 18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 3mA max
- 8-PIN PLASTIC AND SOL-16

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

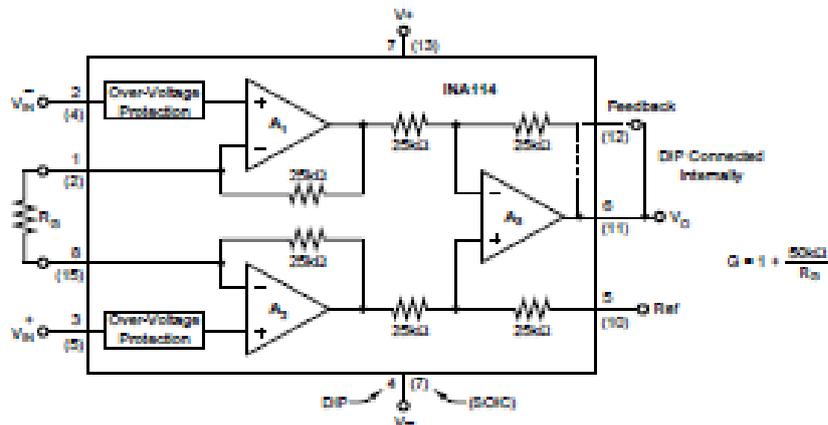
DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

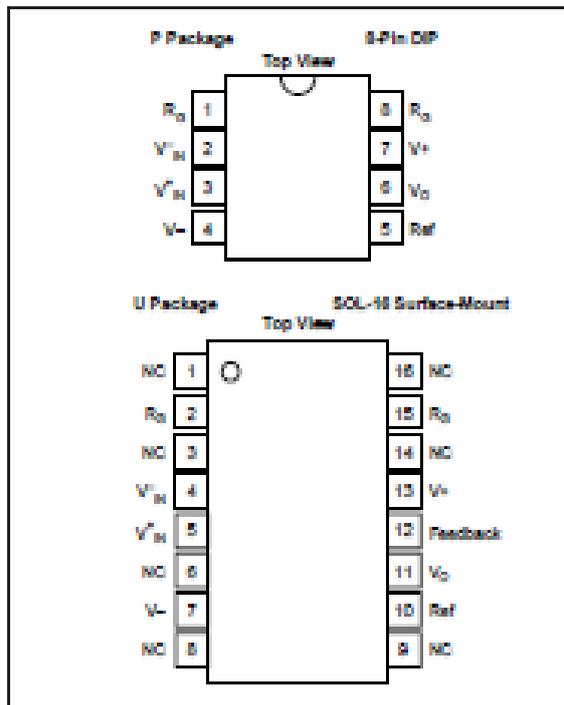
A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to \pm 40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.25 μ V/°C) and high common-mode rejection (115dB at $G = 1000$). It operates with power supplies as low as \pm 2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range.



PIN CONFIGURATIONS

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage	±18V
Input Voltage Range	±40V
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	-40°C to +125°C
Storage Temperature	-40°C to +125°C
Junction Temperature	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown 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

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE
INA114AP	8-Pin Plastic DIP	008	-40°C to +85°C
INA114BP	8-Pin Plastic DIP	008	-40°C to +85°C
INA114AU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to +85°C
INA114BU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to +85°C

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA114. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output reference (Ref) terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance of 5Ω in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR (G = 1).

SETTING THE GAIN

Gain of the INA114 is set by connecting a single external resistor, R_G :

$$G = 1 + \frac{50\text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Commonly used gains and resistor values are shown in Figure 1.

The 50kΩ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute val-

ues. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA114.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater.

NOISE PERFORMANCE

The INA114 provides very low noise in most applications. For differential source impedances less than 1kΩ, the INA103 may provide lower noise. For source impedances greater than 50kΩ, the INA111 FET-input instrumentation amplifier may provide lower noise.

Low frequency noise of the INA114 is approximately 0.4μVp-p measured from 0.1 to 10Hz. This is approximately one-tenth the noise of "low noise" chopper-stabilized amplifiers.

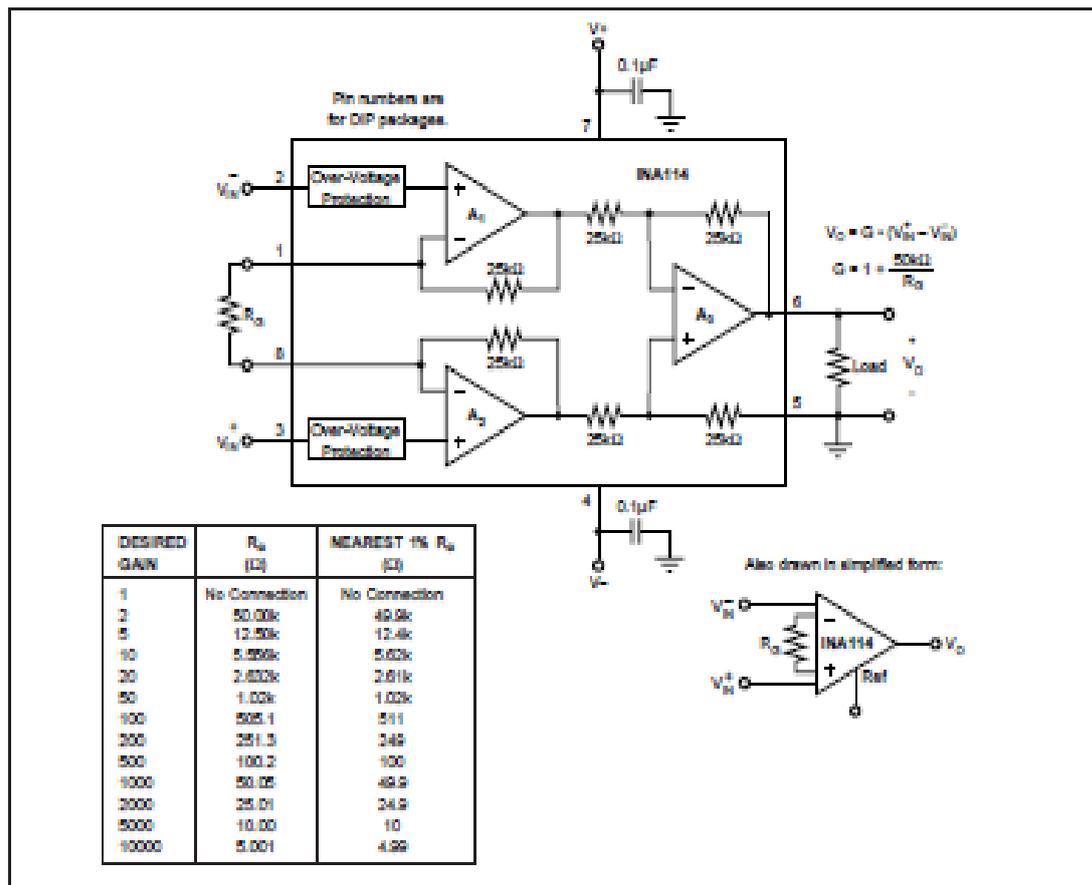


FIGURE 1. Basic Connections.

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

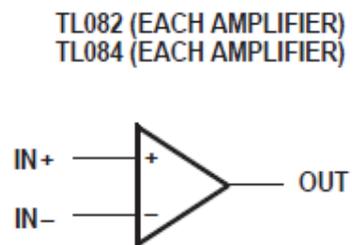
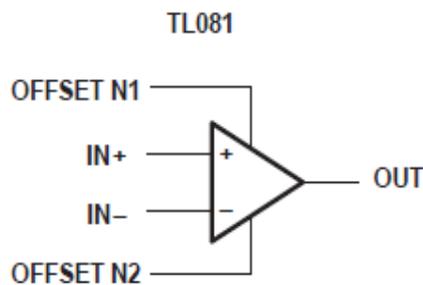
- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

description

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

symbols

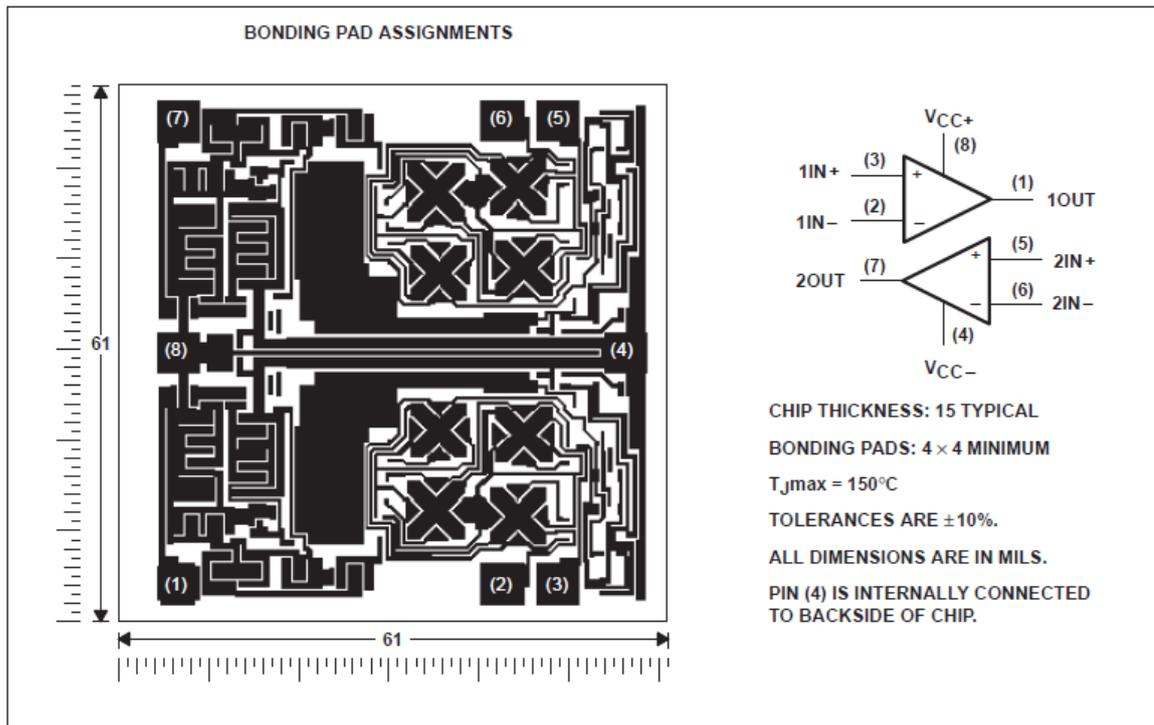


**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y**
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

TL082Y chip information

These chips, when properly assembled, display characteristics similar to the TL082. Thermal compression or ultrasonic bonding may be used on the doped-aluminum bonding pads. Chips may be mounted with conductive epoxy or a gold-silicon preform.



TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
 TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

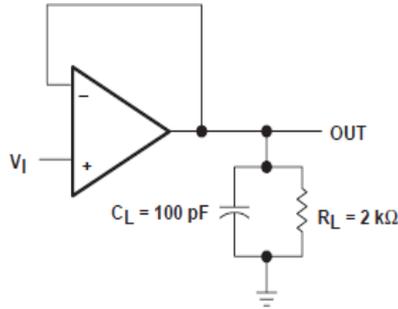


Figure 1

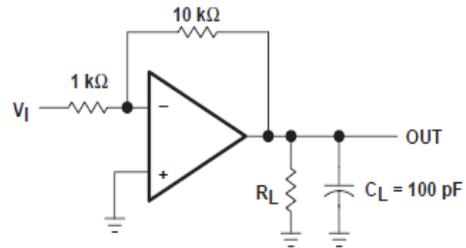


Figure 2

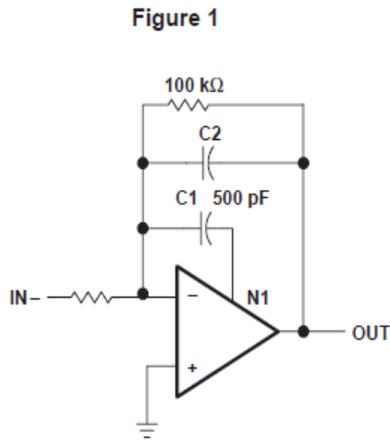


Figure 3

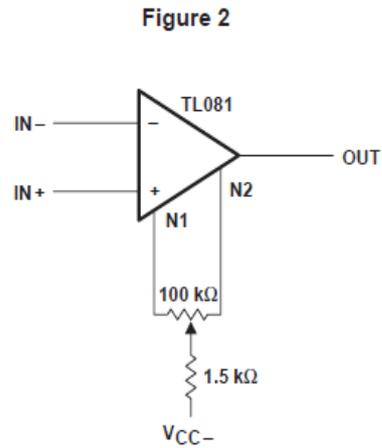


Figure 4

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

TYPICAL CHARACTERISTICS

Table of Graphs

		FIGURE	
V_{OM}	Maximum peak output voltage	vs Frequency	5, 6, 7
		vs Free-air temperature	8
		vs Load resistance	9
		vs Supply voltage	10
A_{VD}	Large-signal differential voltage amplification	vs Free-air temperature	11
		vs Frequency	12
	Differential voltage amplification	vs Frequency with feed-forward compensation	13
P_D	Total power dissipation	vs Free-air temperature	14
I_{CC}	Supply current	vs Free-air temperature	15
		vs Supply voltage	16
I_{IB}	Input bias current	vs Free-air temperature	17
	Large-signal pulse response	vs Time	18
V_O	Output voltage	vs Elapsed time	19
CMRR	Common-mode rejection ratio	vs Free-air temperature	20
V_n	Equivalent input noise voltage	vs Frequency	21
THD	Total harmonic distortion	vs Frequency	22

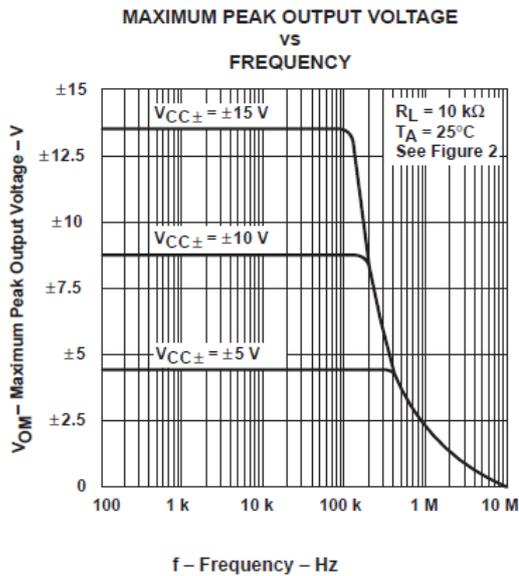


Figure 5

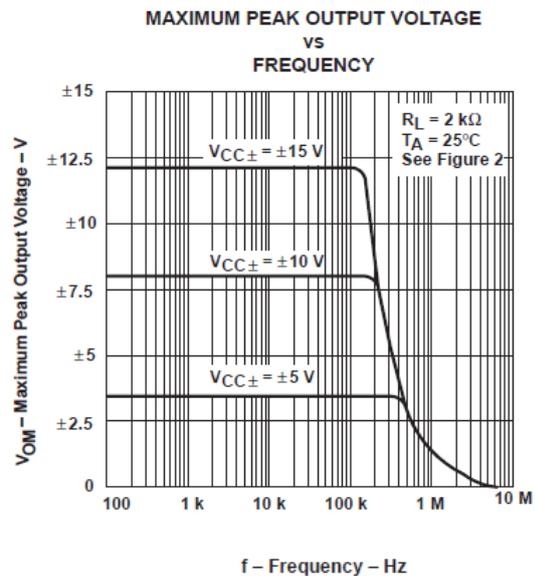
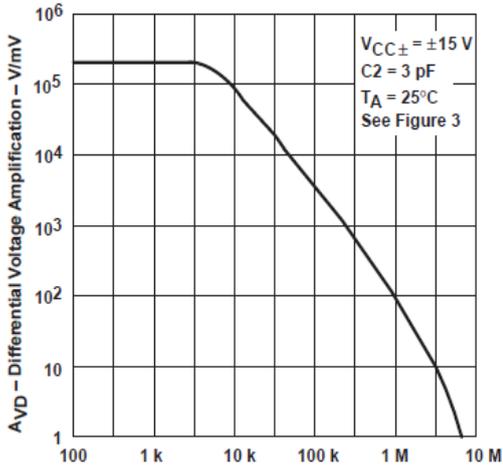


Figure 6

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
 TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
 JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

TYPICAL CHARACTERISTICS†

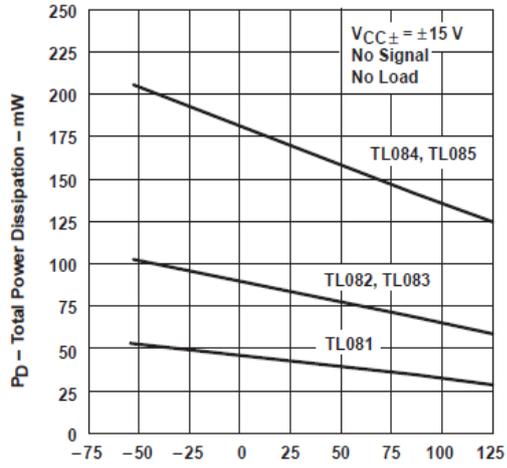
DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
 VS
 FREQUENCY WITH FEED-FORWARD COMPENSATION



f – Frequency With Feed-Forward Compensation – Hz

Figure 13

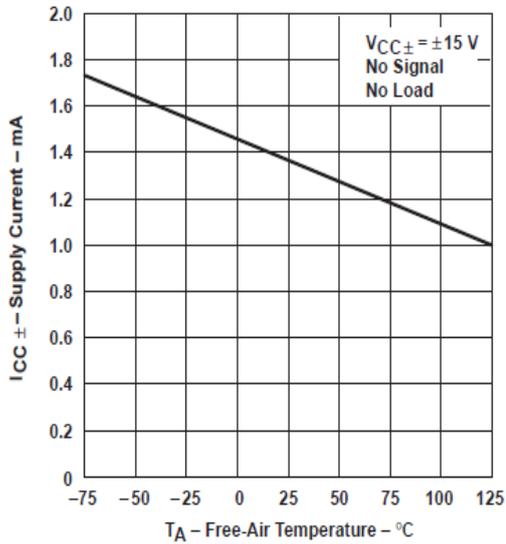
TOTAL POWER DISSIPATION
 VS
 FREE-AIR TEMPERATURE



TA – Free-Air Temperature – °C

Figure 14

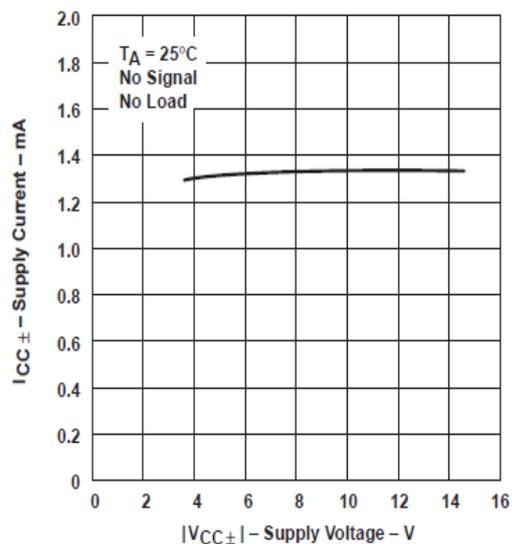
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER
 VS
 FREE-AIR TEMPERATURE



TA – Free-Air Temperature – °C

Figure 15

SUPPLY CURRENT
 VS
 SUPPLY VOLTAGE



|VCC±| – Supply Voltage – V

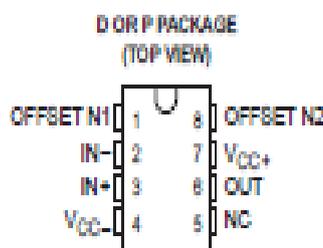
Figure 16

ANNEXE 03

OP07C, OP07D, OP07Y PRECISION OPERATIONAL AMPLIFIERS

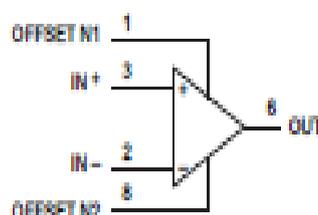
SLO6086D - OCTOBER 1983 - REVISED AUGUST 1995

- Low Noise
- No External Components Required
- Replaces Chopper Amplifiers at a Lower Cost
- Single-Chip Monolithic Fabrication
- Wide Input Voltage Range
0 to ± 14 V Typ
- Wide Supply Voltage Range
 ± 3 V to ± 18 V
- Essentially Equivalent to Fairchild $\mu A714$ Operational Amplifiers
- Direct Replacement for PMI OP07C and OP07D



NC—No internal connection

symbol



description

These devices represent a breakthrough in operational amplifier performance. Low offset and long-term stability are achieved by means of a low-noise, chopperless, bipolar-input-transistor amplifier circuit. For most applications, external components are not required for offset nulling and frequency compensation. The true differential input, with a wide input voltage range and outstanding common-mode rejection, provides maximum flexibility and performance in high-noise environments and in noninverting applications. Low bias currents and extremely high input impedances are maintained over the entire temperature range. The OP07 is unsurpassed for low-noise, high-accuracy amplification of very low-level signals.

These devices are characterized for operation from 0°C to 70°C.

AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{IO} max AT 25°C	PACKAGED DEVICES		CHIP FORM (Y)
		SMALL OUTLINE (D)	PLASTIC DIP (P)	
0°C to 70°C	150 μ V	OP07CD OP07DD	OP07CP OP07DP	OP07Y

The D package is available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (e.g., OP07CDR). The chip form is tested at T_A = 25°C.

ANNEXE 04

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

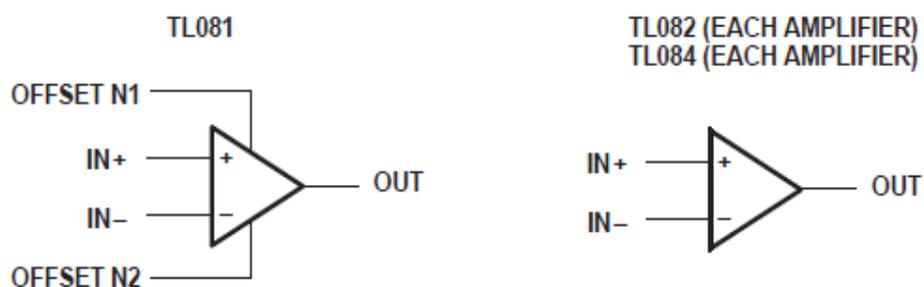
- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

description

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

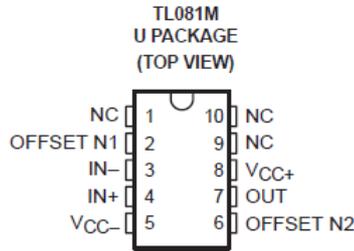
symbols



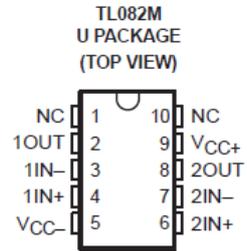
ANNEXE 04

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

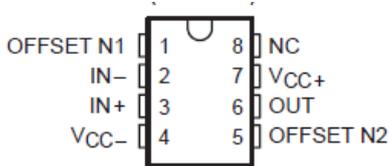
SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999



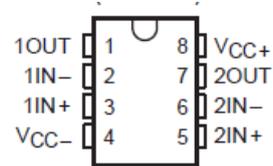
TL081, TL081A, TL081B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



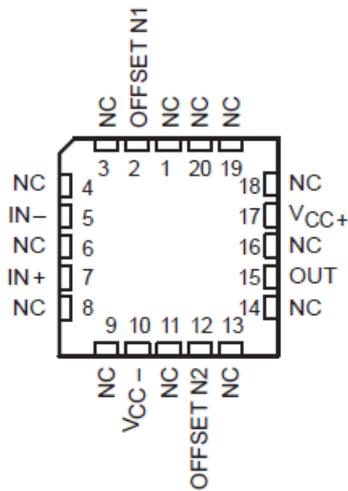
TL082, TL082A, TL082B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



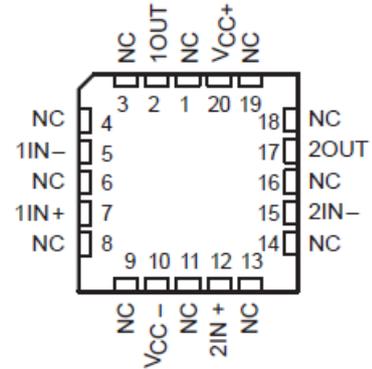
TL081M...FK PACKAGE
(TOP VIEW)



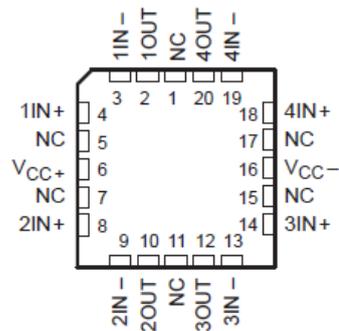
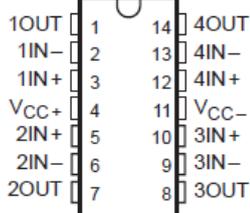
TL082M...FK PACKAGE
(TOP VIEW)



TL084, TL084A, TL084B
D, J, N, PW, OR W PACKAGE
(TOP VIEW)



TL084M...FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

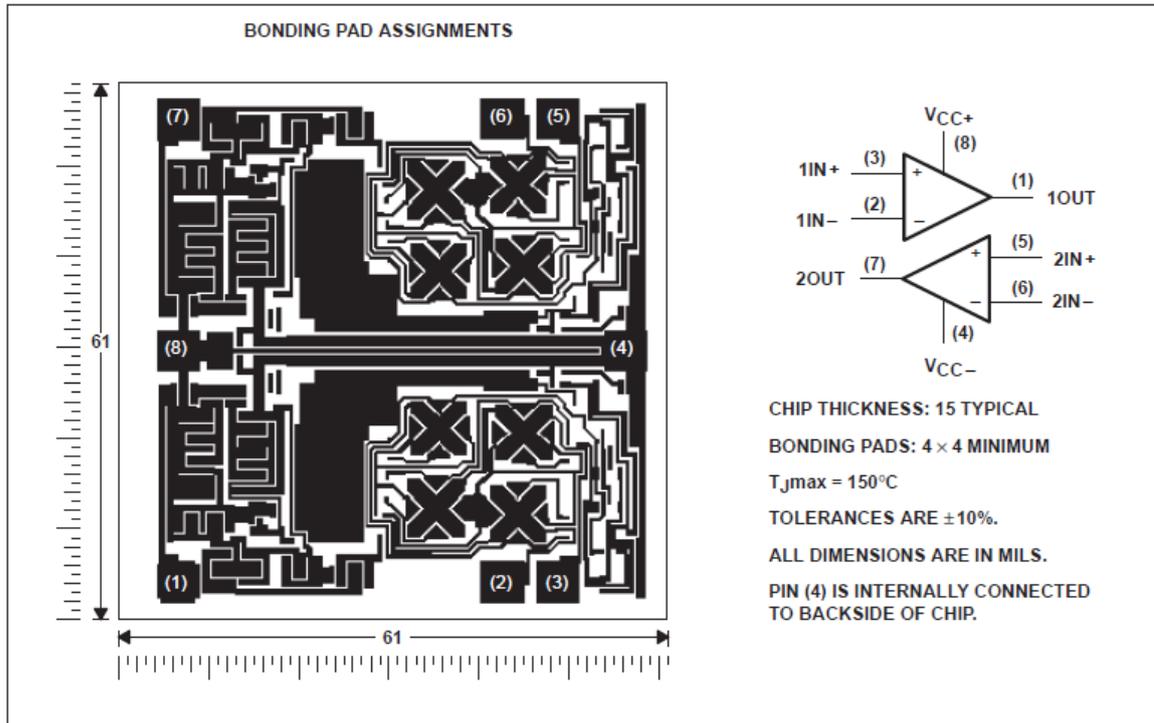
ANNEXE 04

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

TL082Y chip information

These chips, when properly assembled, display characteristics similar to the TL082. Thermal compression or ultrasonic bonding may be used on the doped-aluminum bonding pads. Chips may be mounted with conductive epoxy or a gold-silicon preform.



ANNEXE 04

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

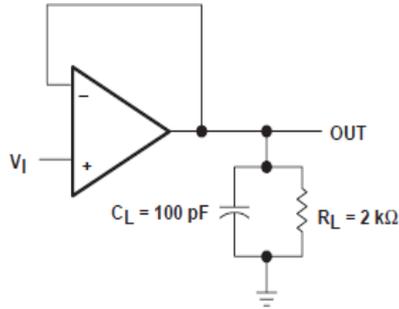


Figure 1

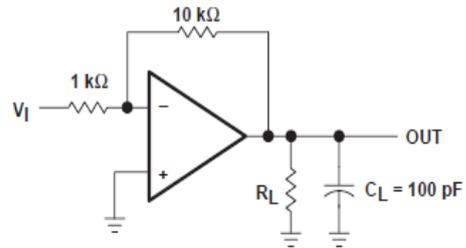


Figure 2

Figure 1

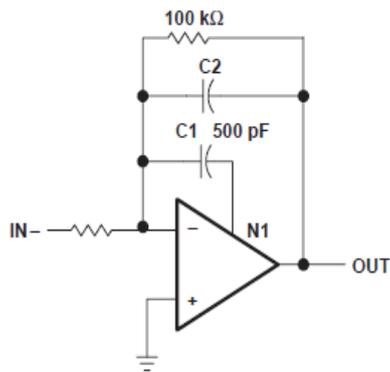


Figure 3

Figure 2

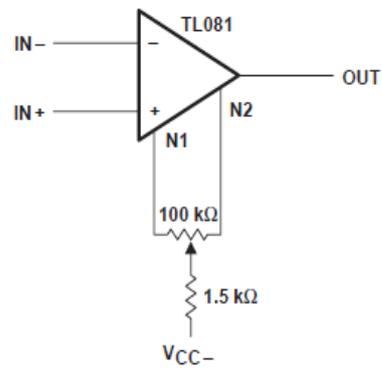


Figure 4

ANNEXE 04

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

TYPICAL CHARACTERISTICS

Table of Graphs

		FIGURE	
V_{OM}	Maximum peak output voltage	vs Frequency	5, 6, 7
		vs Free-air temperature	8
		vs Load resistance	9
		vs Supply voltage	10
A_{VD}	Large-signal differential voltage amplification	vs Free-air temperature	11
		vs Frequency	12
	Differential voltage amplification	vs Frequency with feed-forward compensation	13
P_D	Total power dissipation	vs Free-air temperature	14
I_{CC}	Supply current	vs Free-air temperature	15
		vs Supply voltage	16
I_{IB}	Input bias current	vs Free-air temperature	17
	Large-signal pulse response	vs Time	18
V_O	Output voltage	vs Elapsed time	19
CMRR	Common-mode rejection ratio	vs Free-air temperature	20
V_n	Equivalent input noise voltage	vs Frequency	21
THD	Total harmonic distortion	vs Frequency	22

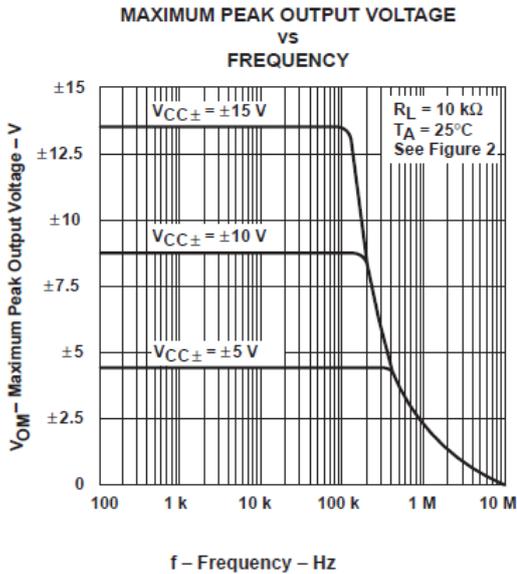


Figure 5

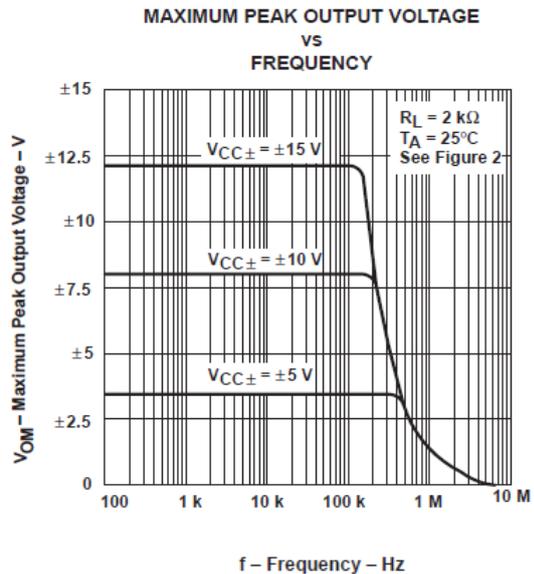


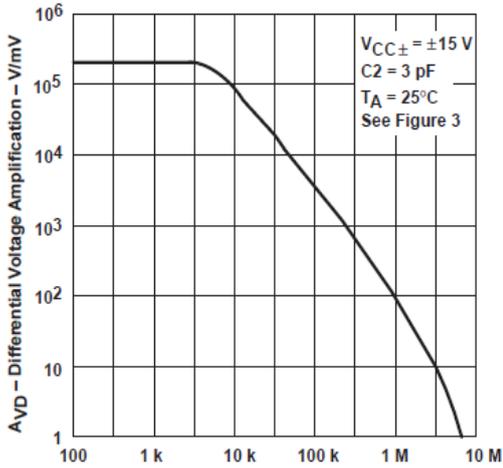
Figure 6

ANNEXE 04

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
 TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
 JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS
 SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

TYPICAL CHARACTERISTICS†

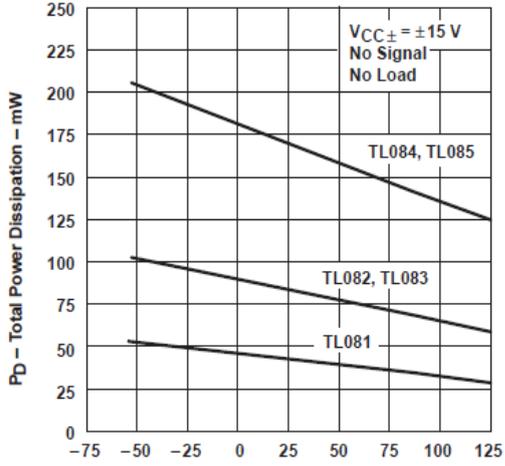
DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION
 VS
 FREQUENCY WITH FEED-FORWARD COMPENSATION



f – Frequency With Feed-Forward Compensation – Hz

Figure 13

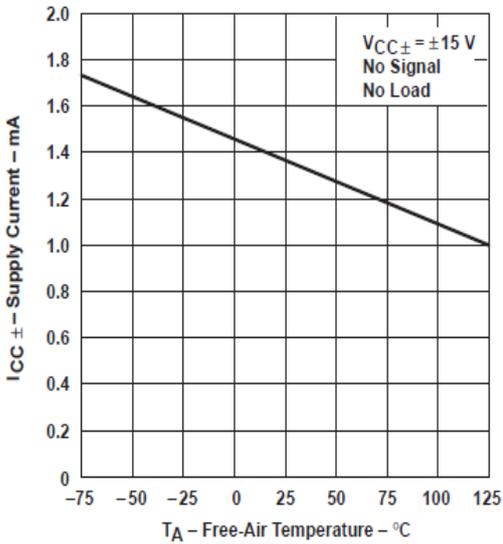
TOTAL POWER DISSIPATION
 VS
 FREE-AIR TEMPERATURE



TA – Free-Air Temperature – °C

Figure 14

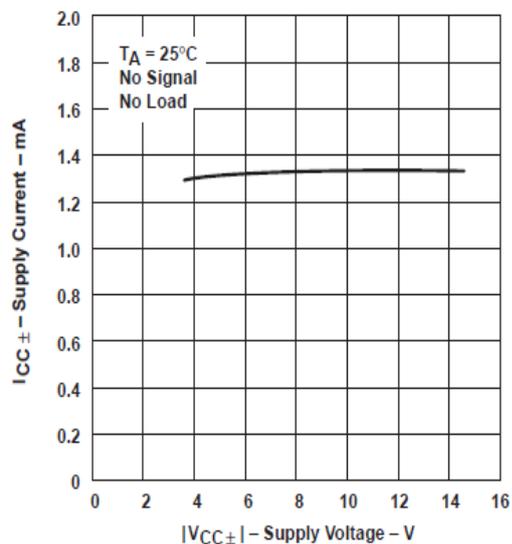
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER
 VS
 FREE-AIR TEMPERATURE



TA – Free-Air Temperature – °C

Figure 15

SUPPLY CURRENT
 VS
 SUPPLY VOLTAGE



|VCC±| – Supply Voltage – V

Figure 16

LM3914 Dot/Bar Display Driver

Check for Samples: [LM3914](#)

FEATURES

- Drives LEDs, LCDs or Vacuum Fluorescents
- Bar or Dot Display Mode Externally Selectable by User
- Expandable to Displays of 100 Steps
- Internal Voltage Reference from 1.2V to 12V
- Operates with Single Supply of Less than 3V
- Inputs Operate Down to Ground
- Output Current Programmable from 2 mA to 30 mA
- No Multiplex Switching or Interaction Between Outputs
- Input Withstands $\pm 35V$ without Damage or False Outputs
- LED Driver Outputs are Current Regulated, Open-collectors
- Outputs can Interface with TTL or CMOS Logic
- The Internal 10-step Divider is Floating and can be Referenced to a Wide Range of Voltages

DESCRIPTION

The LM3914 is a monolithic integrated circuit that senses analog voltage levels and drives 10 LEDs, providing a linear analog display. A single pin changes the display from a moving dot to a bar graph. Current drive to the LEDs is regulated and programmable, eliminating the need for resistors. This feature is one that allows operation of the whole system from less than 3V.

The circuit contains its own adjustable reference and accurate 10-step voltage divider. The low-bias-current input buffer accepts signals down to ground, or V^+ , yet needs no protection against inputs of 35V above or below ground. The buffer drives 10 individual comparators referenced to the precision divider. Indication non-linearity can thus be held typically to 1%, even over a wide temperature range.

Versatility was designed into the LM3914 so that controller, visual alarm, and expanded scale functions are easily added on to the display system. The circuit can drive LEDs of many colors, or low-current incandescent lamps. Many LM3914s can be "chained" to form displays of 20 to over 100 segments. Both ends of the voltage divider are externally available so that 2 drivers can be made into a zero-center meter.

The LM3914 is very easy to apply as an analog meter circuit. A 1.2V full-scale meter requires only 1 resistor and a single 3V to 15V supply in addition to the 10 display LEDs. If the 1 resistor is a pot, it becomes the LED brightness control. The simplified block diagram illustrates this extremely simple external circuitry.

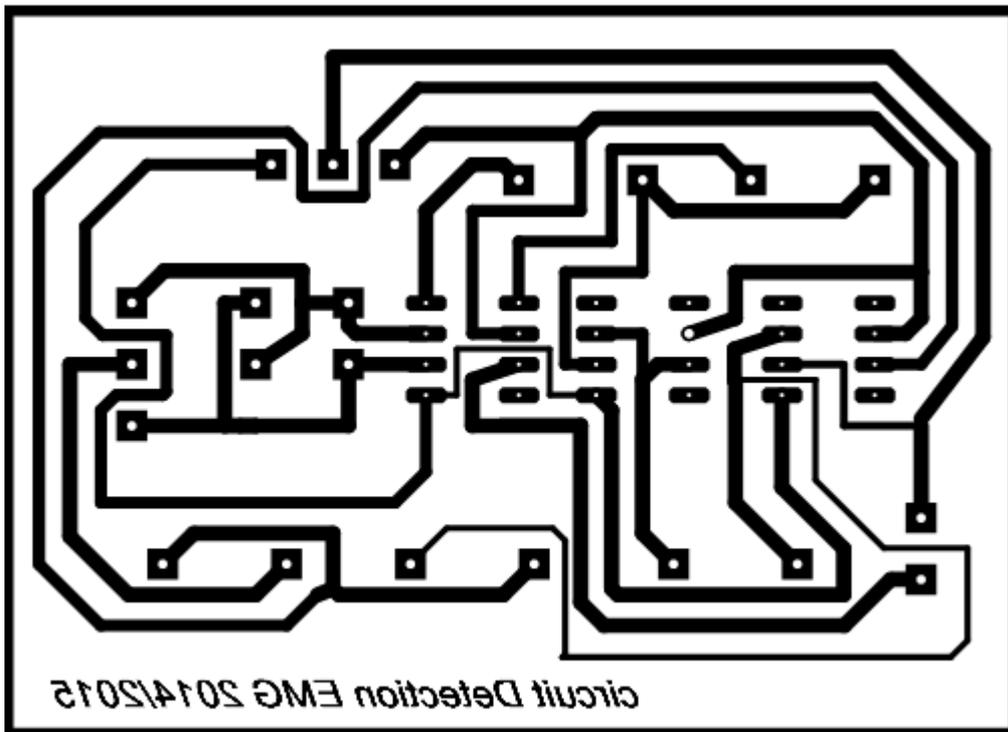
When in the dot mode, there is a small amount of overlap or "fade" (about 1 mV) between segments. This assures that at no time will all LEDs be "OFF", and thus any ambiguous display is avoided. Various novel displays are possible.

Much of the display flexibility derives from the fact that all outputs are individual, DC regulated currents. Various effects can be achieved by modulating these currents. The individual outputs can drive a transistor as well as a LED at the same time, so controller functions including "staging" control can be performed. The LM3914 can also act as a programmer, or sequencer.

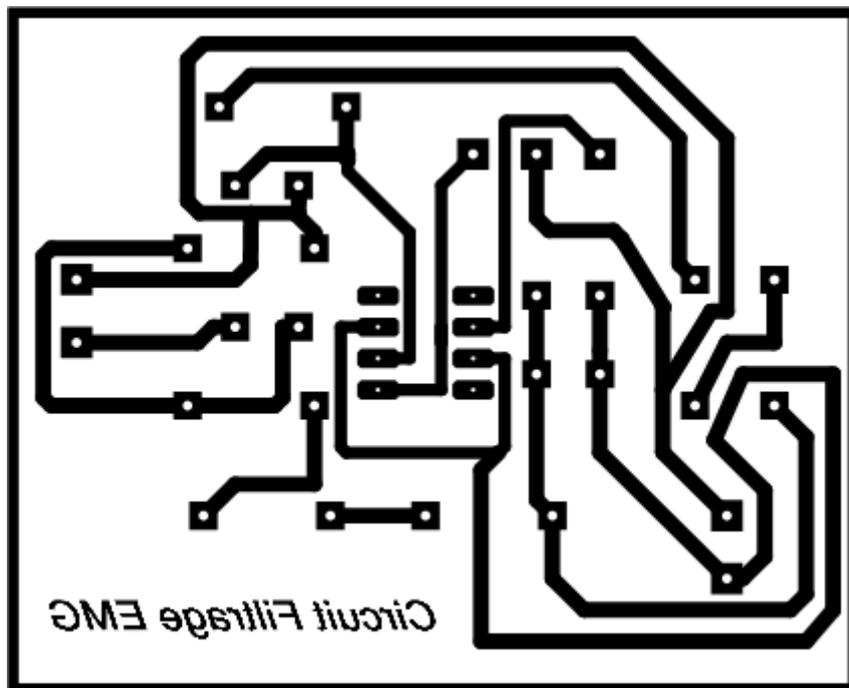
The LM3914 is rated for operation from 0°C to +70°C. The LM3914N-1 is available in an 18-lead PDIP (NFK) package.

The following typical application illustrates adjusting of the reference to a desired value, and proper grounding for accurate operation, and avoiding oscillations.

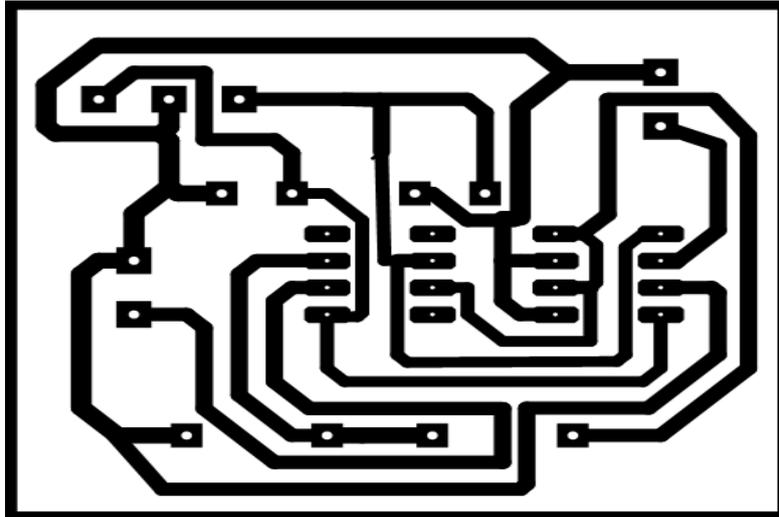
ANNEXE 06



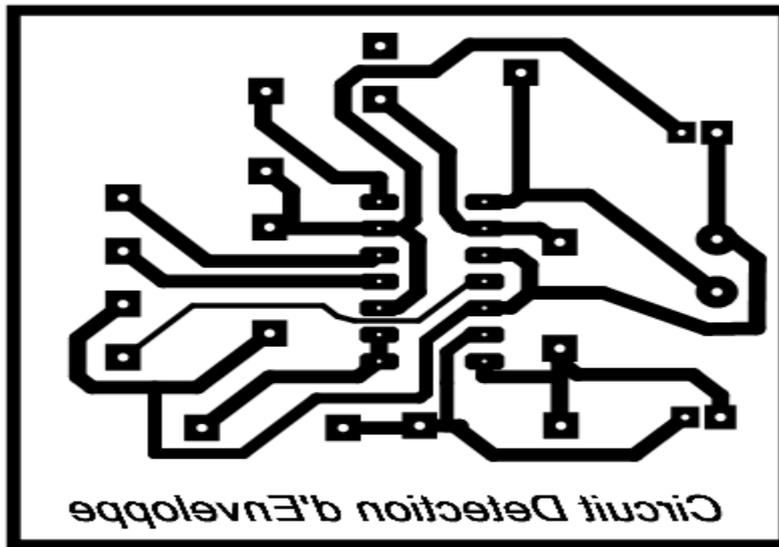
Circuit ARES de la Détection de l'EMG



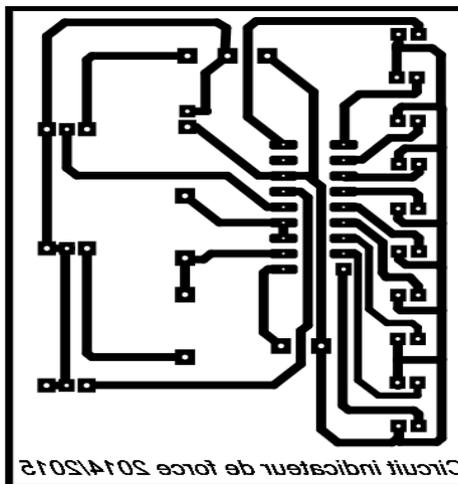
Circuit ARES Du Filtre



Circuit ARES du Multiplication



Circuit ARES De la Détection D'enveloppe



Circuit ARES De l'Affichage.

Bibliographie

[Aja'14] Ajay Kumar Roy, Abhishek Misal, G. R. Sinha "Classification of PCG Signals: A Survey" *International Journal of Computer Applications (0975 – 8887) Recent Advances in Information Technology*, 2014

[Ben'05] R. Benali and K. Bouziani, « *analyse temporelle et spectrale du signal phonocardiogramme* », mémoire magister en électronique biomédicale, université de Tlemcen, Algérie, (2005).

[Ben'08] Benali R "Modèle hybride Neuro-Flou pour la reconnaissance des arythmies cardiaques" Thèse de Magister, Université de Tlemcen, 2008.

[Ben'11] Bentley, P. and Nordehn, G. and Coimbra, M. and Mannor, S. "The PASCAL Classifying Heart Sounds Challenge 2011 (CHSC2011) Results"

[Bou'91] P. BOURRET, J. REGGIA, M. SAMUELIDES Réseaux neuronaux une approche connexionniste de l'intelligence artificielle, Ouvrage de l'édition TEKNEA, 1991

[Bou'12] : Boudghene Stambouli Zineb, « *Classification des Signaux Phono-cardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR* », Université Abou Bekr Belkaid, 2012

[Chi'05] Chikh M.A, "Analyse du signal ECG par les réseaux de neurones et la logique floue : Application à la reconnaissance des battements ventriculaires prématurés", THÈSE Doctorat d'état, Science Mention Electronique, l'Université de Tlemcen. 2 juillet 2005.

[Dam'03] : Damien Garcia, « *Application du concept de perte de charge au diagnostic échocardiographie des sténoses aortiques* », Thèse présentée à la Faculté des études supérieures en vue de l'obtention du grade de doctorat en génie biomédical, 2003.

[Dje'99] Djebbari A. « *Analyse temporelle et fréquentielle des signaux phonocardiogrammes PCG* », Thèse de magistère. Université de Tlemcen 1999.

[Dje'13] Djebbari A. « *Synthesis of time frequency analysis of phonocardiogram signals* », Doctorat Thesis , Tlemcen university 2013.

[Dre'02] G. DREYFUS, & al. Réseaux de neurones méthodologie et application, Ouvrage de l'édition Eyrolles, 2002.

[Ger'12]Guermoui Mouloud, “Analyse spectral du signal phonocardiogramme PCG” Thèse de Magister en Electronique. Université de Batna.2012.

[Gro'88] Grossberg, S. Nonlinear neural networks: principles, mechanisms, and Architectures. Neural Networks, 1:17-61. 1988.

[Gro'91] Grossberg, S. and Somers, D..Synchronized oscillations during cooperative feature linking in a cortical model of visual perception. Neural Networks, 4:453-466. 1991

[Gur'09]Guraksin GE, Ergun U, Deperlioglu O. “Classification of the heart sounds via artificial neural network”. International symposium on innovations in intelligent systems and applications, 507–511. . 2009

[Hop'87] Hopfield J. J. Learning algorithms and probability distributions in feedforward and feedback neural networks, Proceedings of the National Academy of Sciences, 84, p. 8429-433, 1987 [Hom95] Homaifar, A.

[Koh'90] Kohonen. T. The self-organizing map. In Proceedings IEEE, pages 1464-1480, vol 78, no 9. September 1990

[MCC'43]McCULLOCH W. S., PITTS W. A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity, Bulletin of Mathematical Biophysics, 5, p. 115-133, 1943.

[Mek'12] : Mohamed Lamine MEKHALFI, «Analyse des signaux PCG Par l'usage de la CWT et de la DWT», Juillet 2012

[Min'69] MINSKY M., PAPERT S. Perceptrons. MIT Press, 1969

[Par'04] M. Parizeau Réseaux de neurones, Automne 2004 presse de l'université de LAVAL 2004

[Red'14] G Redlarski, D Gradolewski, A Palkowski – “A System for Heart Sounds Classification” PloS one, 2014

[Ros'59] Rosenblatt, F. Principles of Neurodynamics. New York, Spartan Books, 1959

[Rum'86] D. E. RUMELHART “Learning representations by back-propagation errors”, The MIT Press, vol. 1, Cambridge. 1986

Site web :

[En ligne] : *bibliothèque virtuelle*, (page consultée le 15 Avril 2015), [En ligne], adresse URL:<http://bv.alloprof.qc.ca/s1274.aspx>