

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri De Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Électrique et Informatique
DEPARTEMENT ELECTRONIQUE

Mémoire de Fin d'Etudes

En vue de l'obtention du diplôme de Master en Electronique

Option : Electronique Biomédicale

Thème :

**Conception et réalisation d'un électromyogramme
à base de la carte Arduino Uno**

Dirigés par :

M^r : BENNAMANE.K

Présenté par :

M^r : MEBARKI M'heni

M^{elle} : YUCEF OUALI Samia

Promotion 2017

Remerciements

Remerciements

Nous tenons à saisir cette occasion et adresser nos profonds remerciements et nos profondes reconnaissances à :

Dieu le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce Modeste travail.

A notre encadrant de mémoire de fin d'étude Mr BENNAMANE Kamel, pour ses précieux conseils et son orientation ficelée tout au long de notre recherche.

Aux responsables et aux personnels des enseignants suivantes : Madame yeseli, Mr Hamiche qui par leur compréhension et leur aide, on a pu accomplir notre travail de recherche.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail Et de l'enrichir par leurs propositions.

A nos amis (nos collègues du labo) qui par leurs encouragements, on a pu surmonter tous les obstacles, et on a travaillé avec une ambiance enrichissante.

Nous tenons à remercier nos familles et toute personne qui a participé de près ou de loin à l'exécution de ce modeste travail.



Merci

Dédicaces

A mes parents : Pour l'amour et l'affection qu'ils m'ont donné ; pour leurs éducations et leurs conseils fructueux qui m'ont été prodigués. Et pour tout ce qui m'ont donné.

A mon frère et sa femme

A mes deux frères et ma petite sœur

A ma grand-mère que j'aime beaucoup

Qui m'ont toujours encouragé et soutenus.

A ma binôme samia et sa famille.

A Mr.MOULOUDJ.K qui ma toujours guidé

A mes ami(e)s de Génie Biomédicale L2 à TAMDA

A mes camarades de la promo électroniques biomédicale :

*Pour tous les bons moments qu'on a passé ensemble
(Sabrina, Amine, Lydia, Amel ...).*

A mes amis de labo (Ramdane et koceila).

*A tous ce qui ont participé de près ou de loin à la réalisation
de notre travail.*

M'heni

Dédicaces

A mes parents : Pour l'amour et l'affection qu'ils m'ont donné ; pour leurs éducations et leurs conseils fructueux qui m'ont été prodigués. Et pour tout ce qui m'ont donné.

A ma sœur ainé et son mari (Ouerdia et Idir) qui m'ont toujours encouragé et soutenus.

A mes sœurs Nora et Meriem, mon frère et sa femme :

Pour leur soutien et aide.

A mes nièces et mon neuve.

A mon binôme M'heni et sa famille.

A mes camarades de la promo électroniques biomédicale :

*Pour tous les bons moments qu'on a passé ensemble
(Sabrina, Amin, ...).*

A mes amis de labo (Ramdane et koceila).

*A tous ce qui ont participé de près ou de loin à la réalisation
de notre travail.*

Samia

Résumé

La réalisation d'un EMGs, qui est un appareil médical destiné pour l'étude et la détection de l'activité électrique au niveau des muscles.

On réalise cette étude au repos et lors de la contraction. L'activité électrique est recueilli par des électrodes de surface incéré dans le muscle.

Dans notre projet, on a appuyé sur deux éléments importants :

Le traitement de signal, vu que le biomédical est un domaine très sensible. On a veillé d'avoir un signal non bruité en passant par le filtrage. Ensuite, la technologie informatique qui a intervenu, l'étape qui nous a permis de relier l'informatique en utilisant la carte ARDUINO à l'appareil EMGs.

Mots clé :

EMGs, traitement de signal, signal non bruité, filtrage, carte ARDUINO.

Abréviations

Abréviations

EMG : électromyogramme

TTS : Système Périodique Transversale Tubulaire

SNC : Système Nerveux Central

UM : Unité Motrice

PAFS : potentiels d'action des fibres singulières

PAUM : potentiel d'action de l'unité motrice

SNP : Système Nerveux Périphérique

SNS : Systèmes Nerveux Somatiques

SNA : Systèmes Nerveux Autonome

EMGs : EMG de surface

EMGi : EMG intramusculaire

PAUMs : potentiel d'action de l'unité motrice de surface

FM : Fibre Musculaire

PA : potentiel d'action

AOP : Amplificateur opérationnel

Vref : Tension de référence

ZI : Zone d'innervation

Table des figures

Table des figures

Fig.1.1 : structure d'un muscle squelettique	5
Fig.1.2 : le mécanisme de l'unité motrice.....	6
Fig.1.3 : le potentiel d'action	7
Fig.1.4 : Effet des mouvements de sodium et de potassium qui sont à l'origine des différentes phases du potentiel d'action	9
Fig.1.5 : Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) résultant de la somme des potentiels d'action des fibres singulières(PAFS)	10
Fig.1.6 : Le neurone.....	13
Fig.2.1 : électrode gélifiée.....	17
Fig.2.2 : électrode sèche	18
Fig.2.3 : électrode monopolaire.....	20
Fig.2.4 : placement des électrodes.....	24
Fig.2.5 : placement des électrodes de surface	25
Fig.3.1 : Différence de signal EMG entre les électrodes à aiguille et les électrodes de surface. D'après Hogrel(2005)	27

Fig.3.2 : Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires actives sur l'électromyogramme de surface. D'après Farina et al. (2004).....	28
Fig.3.3 : influence du placement de l'électrode sur l'amplitude et la fréquence du signal EMG. D'après de Luca (1997).....	29
Fig.3.4 : les caractéristiques électriques	29
Fig.3.5 : spectre de fréquences du signal du muscle	30
Fig.3.6 : Diagramme de traitement de signal EMG.....	31
Fig.3.7 : Branchement INA118	32
Fig.3.8 : Circuit du décalage.....	33
Fig.3.9 : Filtre passe-bas RC	35
Fig.3.10 : Filtre passe-bande	35
Fig.3.11 : Schéma électronique du circuit EMG.....	37
Fig.4.1 : schéma électrique INA118	40
Fig.4.2 : circuit intégré INA118	41
Fig.4.3 : circuit intégré Diode ZENER programmable	41
Fig.4.4 : électrode de surface	42
Fig.4.5 : Description de la carte ARDUINO UNO	43

Fig.4.6 : Brochage de la carte ARDUINO UNO	49
Fig.4.7 : Circuit EMG	49
Fig.4.8 : Décalage du signal.....	50
Fig.4.9 : Tracé de bode de la fonction de transfert.....	52
Fig.4.10 : Tracé de bode d'un filtre passe-bande	53
Fig.4.11 : Une faible contraction musculaire.....	54
Fig.4.12 : Une forte contraction musculaire	55

Sommaire

Sommaire

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I : Anatomie du muscle

1.1 Introduction	3
1.2 Principe de génération du signal EMG	4
1.2.1 La physiologie de base du contrôle moteur et la contraction musculaire.....	4
1.2.1.1 Les cellules musculaires.....	4
1.2.1.2 Unité motrice.....	6
1.2.1.3 Types des unités motrices	7
a. Contraction rapide, fatigabilité	7
b. Contraction rapide, résistant à la fatigue	7
c. Contraction lente	7
1.2.2 Potentiel d'action.....	7
1.2.3 Potentiel d'action d'unité motrice (PAUM).....	10
1.3 Le système nerveux	11
1.3.1 Structure du système nerveux	11
1.3.2 Division du système nerveux	11
1. Le système nerveux central (SNC)	11
2. Le système nerveux périphérique (SNP)	12
1.3.3 Fonction du système nerveux	12
a. Fonction sensorielle.....	12

b. Fonction intégrative	12
c. Fonction motrice	12
1.3.4 Histologie du tissu nerveux	12
a. Les gliocytes	13
b. Les neurones	13
1.4 Conclusion	14

Chapitre II : Type d'électrode électromyographiques

2.1 Introduction	15
2.2 Description de l'électromyogramme	15
2.3 La mesure des signaux EMG	16
2.3.1 Les électrodes de surface	16
2.3.1.1 Électrode gélifiée	17
2.3.1.2 Les électrodes sèches	17
2.3.1.3 Configuration monopolaire	18
2.3.1.4 Configuration bipolaire	18
2.3.2 Les électrodes à aiguilles	19
2.3.2.1 Configuration monopolaire	19
2.3.2.2 Configuration coaxiale	19
2.3.3 Les caractéristiques des électrodes de surface	19
2.4 Les électrodes de stimulations	20
2.4.1 Les électrodes de stimulations bipolaires	20
2.4.2 Les électrodes de stimulation monopolaire	20
2.5 Forme et taille de l'électrode	20
2.6 Conception de l'électrode	21

2.7	EMG surface_ EMG intramusculaire.....	22
2.7.1	EMG de surface.....	22
2.7.2	EMG à aiguille	22
2.8	Placement des électrodes de surface	22
2.8.1	Stimulation nerveuse	22
2.8.2	Enregistrement	23
2.8.3	Placement des électrodes d'enregistrement	23
2.8.3.1	Principe.....	23
2.8.3.2	En pratique	24
2.9	Quelques figures démonstratives du placement des électrodes	25
2.10	Conclusion.....	25

Chapitre III : Traitement de signal EMG

3.1	Introduction	26
3.2	Détection et enregistrement du signal EMG	26
3.3	Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires	27
3.4	Caractéristiques du signal de l'électromyogramme	29
3.5	Traitement de signal électromyographique.....	31
3.5.1	Pré-amplification.....	32
3.5.2	Le décalage offset de la tension	33
3.5.3	Le filtrage	33
3.5.4	Convertisseur Analogique Numérique (CAN).....	36
3.6	Quantification du niveau d'excitation d'un muscle	37
3.7	Conclusion.....	38

Chapitre IV : Conception et réalisation d'un EMG

4.1	Introduction	39
4.2	Composants utilisés	39
4.2.1	Amplificateur d'instrumentation INA118.....	39
4.2.2	Diode ZENER Programmable.....	41
4.2.3	Les électrodes d'enregistrements	42
4.3	Logiciel Utilisé	42
4.3.1	La carte ARDUINO	42
4.3.1.1	Description de la carte ARDUINO UNO	42
4.3.1.2	Les avantages de la carte ARDUINO	44
4.3.1.3	Synthèse des caractéristiques de la carte ARDUINO	44
4.3.1.4	Alimentation de la carte ARDUINO.....	45
4.3.1.5	Entrées et sorties numériques.....	46
4.3.1.6	Broches analogiques.....	48
4.3.1.7	Autre broches	48
4.4	Conception du signal EMG	49
4.4.1	Montage sur le lab d'essai.....	49
4.4.2	Signal avant et après le décalage.....	50
4.4.3	Filtrage de signal après le décalage.....	50
4.4.3.1	Filtre passe-bas RC	50
4.4.3.2	Filtre passe-bande.....	52

4.4.4 Le signal enregistré avec la carte ARDUINO.....	54
4.5 Conclusion.....	55
Conclusion générale.....	56
Bibliographie.....	57
Annexes.....	59

Introduction Générale

Introduction générale

Dans la vie humaine, la plupart des activités sont effectuées par des éléments importants qui sont les muscles. Les mouvements et la locomotion sont initiés par l'excitation électrophysiologique d'un groupe d'unités motrices en contractant d'une manière volontaire ou involontaire le muscle. L'étude de la fonction musculaire se fait par un signalé généré pendant la contraction. Ce procédé est connu par l'électromyographie.

L'électromyogramme(EMG) est l'un des examens médicaux de référence neurologie, cet appareil a pour fonction d'envoyer des stimulations électrique aux muscles afin d'observer leurs réactions. Le neurologue peut ainsi étudier la capacité du muscle à se contracter, ainsi que la qualité des conductions nerveuses qui envoient les signaux vers le muscle. L'examen peut se dérouler par différentes méthodes, parmi ces dernières il y a la technique invasive, en incérant une aiguille très fine réceptrice d'onde électrique dans un muscle de la main. La durée de l'examen oscille généralement de 30minutes à 1heure selon le nombre de muscles étudiés.

Il existe une deuxième méthode qui est la méthode non invasive appelé aussi électromyogramme de surface. Le neurologue place des électrodes sur la surface de la peau qui envoient des stimulations électriques aux muscles. Les réactions du ou des muscles sont enregistrées sur un écran. Les informations recueillies sous forme de graphiques avec plusieurs ondes.

Ce mémoire est organisé en 4 chapitres.

Le premier, présente la partie anatomique du muscle, et la physiologie de base du contrôle moteur. Le deuxième est consacré à l'électromyogramme

(EMG), les techniques utilisées et le placement des électrodes afin de générer le signal.

Pour le chapitre 3, l'étape la plus importante dans notre travail. On a vu par quel moyen notre signal s'est fait traité et les différents filtres utilisés pour avoir un signal non parasité, et le rôle de l'électrode pour avoir un bon positionnement. Enfin, notre mémoire se finalise par la conception d'un EMG, en utilisant une carte ARDUINO UNO accompagné d'un ensemble de composants d'instrumentation.

Chapitre I
Anatomie du
muscle

1.1 Introduction :

L'histoire de l'électromyographie (EMG) a débuté avec la découverte de l'électricité. Un électromyogramme signifie l'enregistrement de l'activité électrique de la membrane de la cellule musculaire. En 1773, Walsh avait été en mesure de démontrer clairement que le tissu musculaire pourrait générer une étincelle d'électricité. Plus tard en 1790, Galvani a obtenu une preuve directe qu'il existe une relation entre la contraction des muscles et l'électricité au cours d'une série d'études sur les muscles de la grenouille [1]. En 1838, Carlo Matteucci a prouvé que les courants électriques sont générés par les muscles pendant leur contraction. L'étude de la fonction du muscle à l'aide de l'activité électrique qui accompagne la contraction du muscle est devenue une discipline appelée électromyographie.

Au début du 19^{ème} siècle, les études de l'activité électrique des muscles sont devenues fréquentes. Il a été connu par le travail de Piper (1912), que les contenus du signal EMG aussi bien l'amplitude que la fréquence changent durant une contraction musculaire soutenue en cas de fatigue. En 1922, H. Gasser S. et J. Erlanger ont utilisé l'oscilloscope pour observer la morphologie du signal EMG. Ce travail leur a permis de remporter le prix Nobel de la médecine en 1944 [2]. La technologie liée à l'informatique et les nouvelles méthodes utilisées en traitement du signal ont toutes contribué à la progression de l'électromyographie connue de nos jours.

Dans le présent travail, on s'intéresse à l'étude de la physiologie de base de contrôle moteur commençant, de la cellule musculaire, de l'unité motrice et ces types qui amènent à un potentiel d'action qui se propage au long des fibres en créant une activité électrique. En finalisant par le système nerveux qui commande les mouvements de notre corps.

1.2 Principe de génération du signal EMG

1.2.1 La physiologie de base du contrôle moteur et la contraction musculaire.

1.2.1.1 Les cellules musculaires

Dans notre corps, on trouve trois types de muscles : le muscle lisse, le muscle cardiaque et le muscle strié appelé aussi squelettique.

Les muscles lisses sont involontaires. La longueur de la cellule musculaire est variable, elle est aux alentours de 0.1mm. On trouve ce type de muscle dans notre tube digestif, la paroi de la trachée, de l'utérus et même à la vessie. Lors de la contraction le muscle lisse est contrôlé par le cerveau par l'intermédiaire du système nerveux autonome.

Le muscle cardiaque strié est aussi involontaire. A la différence du muscle squelettique, génère une impulsion électrique large lorsqu'il est excité.

En effet, la durée de cette impulsion est de 300ms. En conséquence, la durée de la contraction dure plus longtemps.

Le muscle cardiaque a une propriété particulière : l'activité électrique d'une cellule musculaire se propage à toutes les autres cellules musculaires environnantes, en raison d'un système complexe de jonction intercellulaire.

Le muscle squelettique (strié) est formé d'un grand nombre de fibres musculaires. Chaque fibre forme une cellule et se distingue par la présence d'une alternance de bande sombre et claire. La fibre musculaire correspond à une fibre nerveuse mais qui se distingue par l'électrophysiologie du nerf par la présence d'un système périodique transversale tubulaire (TTS).....

La figure 1.1 montre une représentation schématique de la structure des muscles. Le mécanisme de contraction est un processus métabolique complexe par lequel les Z-lignes du sarcomère des myofibrilles se rapprochent les unes des autres sous l'effet de la traction entre deux protéines (la myosine et l'actine). Cette contraction est contrôlée par le système nerveux central (SNC) par l'intermédiaire d'un influx nerveux qui active les fibres.

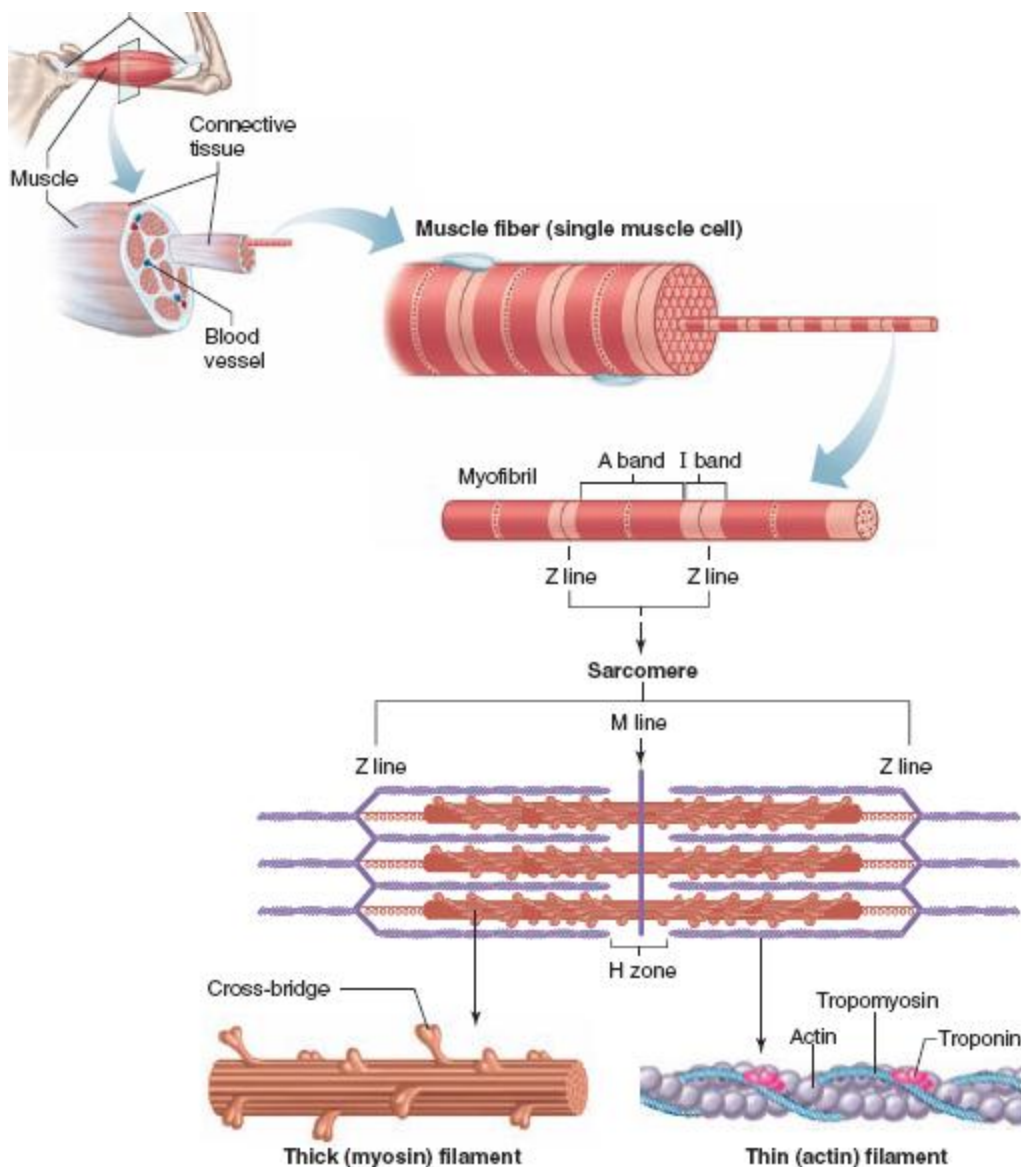


Figure 1.1 : structure d'un muscle squelettique [3].

1.2.1.2 Unité motrice

L'unité motrice (UM) est représentée par un motoneurone alpha et toutes les fibres musculaires qu'elle innerve. Chaque UM tend à être de taille importante [4].

Chez l'homme le nombre d'unités motrices par muscle peut s'étendre, selon la fonction musculaire ; 100 fibres pour un petit muscle de main à 1000 fibres ou plus pour de grand muscle (membre) [5].

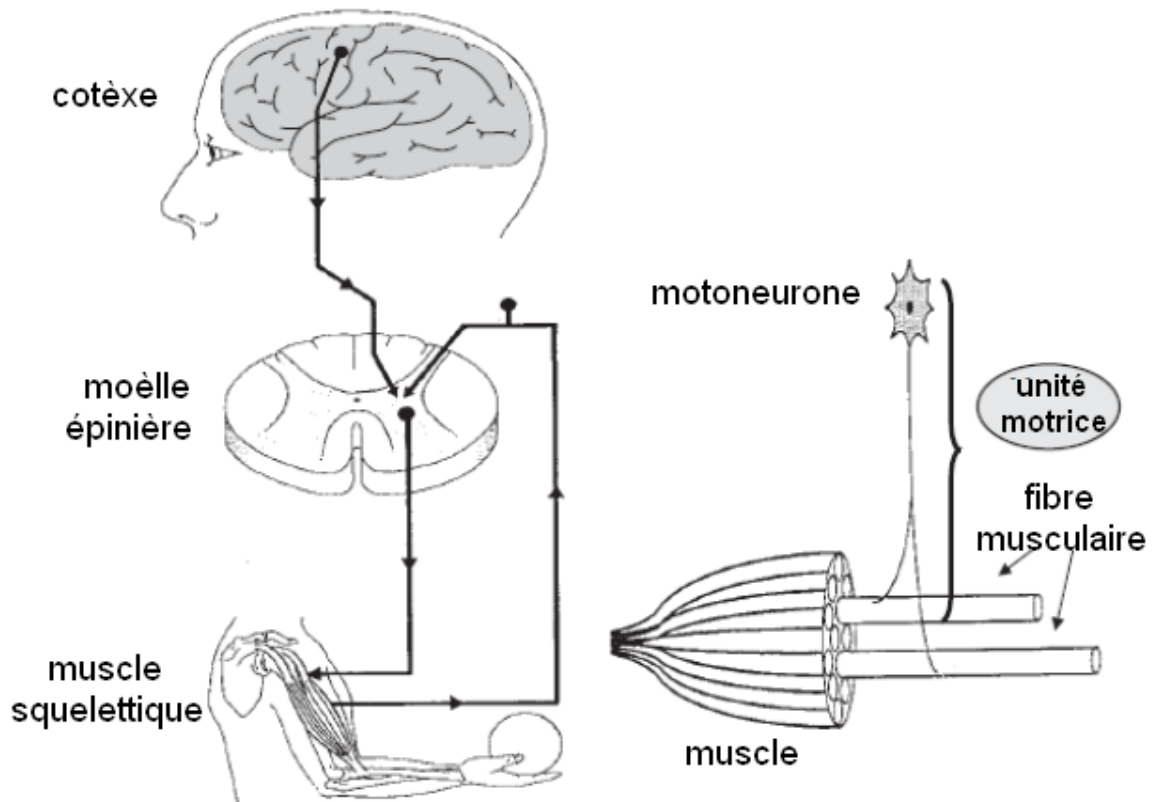


Figure 1.2 : le mécanisme de l'unité motrice

1.2.1.3 Types des unités motrices

Les unités motrices sont classées selon une propriété physiologique (vitesse de contraction et fatigabilité), pour cela on trouve trois types :

- ✓ Contraction rapide, fatigabilité (vitesse de conduction rapide)
- ✓ Contraction rapide, résistant à la fatigue (ATP & glycogène)
- ✓ Contraction lente (très peu de fibre musculaire).

1.2.2 Potentiel d'action

Le potentiel d'action appelé parfois « Influx Nerveux » est un événement court durant lequel le potentiel électrique d'une cellule (notamment les neurones, mais aussi d'autres cellules excitables telles que les cellules musculaires, les cellules endocrines...) augmente puis chute rapidement. Il est provoqué par la dépolarisation membranaire qui change de -60mV à $+40\text{mV}$.

Ce potentiel, qui correspond à une modification temporaire de la polarité membranaire comprend des phases (figure 1.3)

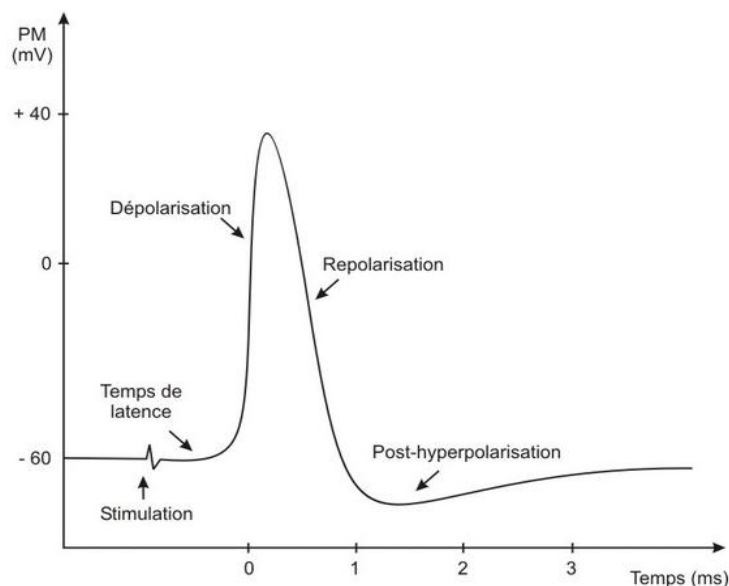


Figure 1.3 : le potentiel d'action

L'apparition du potentiel d'action est liée à l'intensité de la stimulation, une fois le seuil critique atteint, il est immédiatement maximal. Son amplitude et sa durée dépendent du tissu et de l'espèce mais sont, tout comme le potentiel de repos, constantes pour un type cellulaire donné chez une espèce donnée. En effet, Soit l'intensité de stimulation est insuffisante pour atteindre le seuil critique – on dit qu'elle est **infraliminaire** – et le potentiel d'action n'apparaît pas ; soit l'intensité de stimulation est suffisante pour atteindre le seuil critique – on dit qu'elle est **supraliminaire** – et le potentiel d'action est immédiatement maximal. On dit que la fibre obéit à la loi du tout ou rien.

Ce potentiel, qui correspond à une modification temporaire de la polarité membranaire comprend trois phases :

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

Ce sont en effet des mouvements de sodium et de potassium qui sont à l'origine des différentes phases du potentiel d'action.

Au repos, la perméabilité membranaire au sodium (P_{Na}) est très faible car la plupart des canaux au sodium sont fermés. Or, ces canaux étant sensibles au potentiel de membrane (on dit qu'ils sont électro-dépendants ou voltage-dépendants), une légère dépolarisation suffit à provoquer leur ouverture. Les ions sodium rentrent alors massivement dans la cellule en raison de leur

gradient de concentration et de leur gradient électrique ce qui augmente la dépolarisation et finit par inverser le potentiel de membrane qui atteint une valeur d'environ + 40 mV.

Cette forte dépolarisation finit par inactiver les canaux au sodium mais induit l'ouverture de canaux au potassium, également électro-dépendants, ce qui a pour effet d'augmenter la perméabilité au potassium (P_K). Les ions potassium, beaucoup plus nombreux à l'intérieur qu'à l'extérieur, quittent alors la cellule en masse et permettent au potentiel de membrane de retrouver sa valeur initiale.

Toutefois les canaux au potassium n'étant pas immédiatement inactivés au moment où la fibre retrouve son potentiel de repos, les ions potassium continuent à quitter la cellule et provoquent ainsi une légère hyperpolarisation, le temps que la perméabilité au potassium retrouve sa valeur de repos. En parallèle, la pompe Na-K s'active et expulse le sodium entré pendant la phase de dépolarisation [6]. (Figure 1.4)

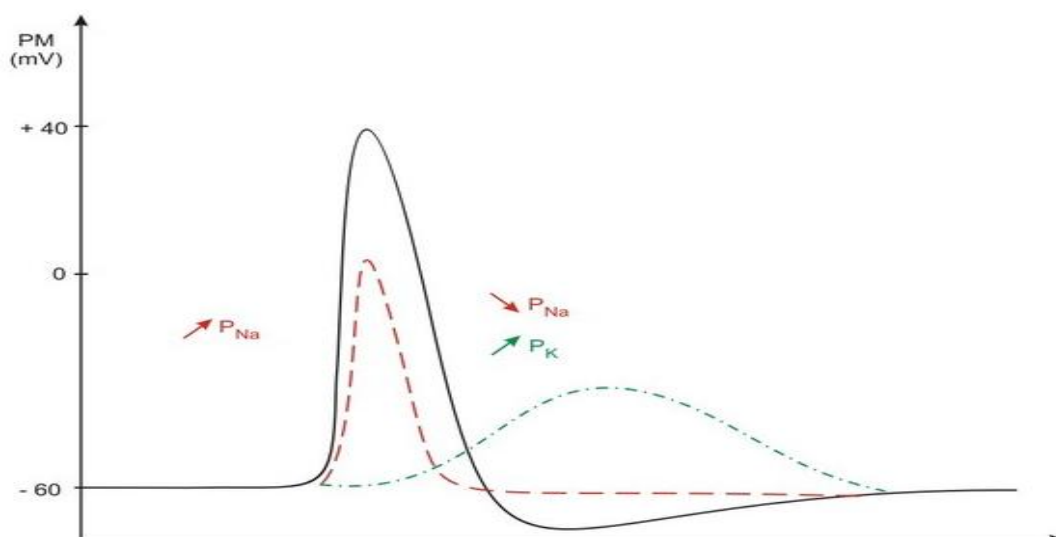


Figure 1.4 : Effet des mouvements de sodium et de potassium qui sont à l'origine des différentes phases du potentiel d'action.

1.2.3 Potentiel d'action d'unité motrice (PAUM)

Quand une unité motrice est activée via le α -motoneurone à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire, les fibres appartenant à cette UM sont toutes excitées ensemble et contractées. Les potentiels d'action se propageant le long des fibres créent une activité électrique qui peut être détectée aussi bien par les techniques invasives que non invasives. Le potentiel détecté reflétant les activités de toutes les fibres est une combinaison de tous les potentiels d'action des fibres singulières (PAFS) appartenant à une même unité motrice et fournissant ainsi le potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [7].

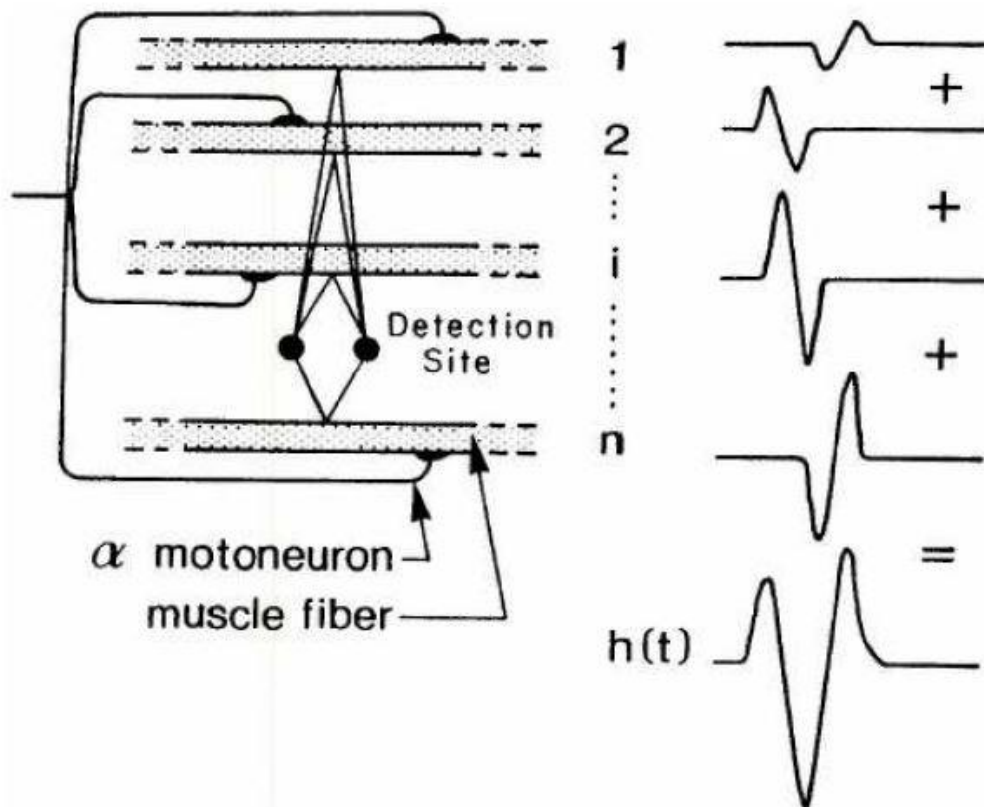


Figure 1.5 : Potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) résultant de la somme des potentiels d'action des fibres singulières(PAFS)

1.3 Le système nerveux

1.3.1 Structure du système nerveux

Le système nerveux est un système biologique responsable à la coordination des actions avec l'environnement extérieur et de la communication rapide entre les différentes parties de notre corps. On distingue deux sortes de cellules : les cellules gliales et les cellules nerveuses (neurones). Les cellules gliales interviennent dans le soutien mécanique et la régulation de la composition du milieu extracellulaire interstitiel. Les cellules nerveuses, appelées aussi unités fondamentales du système nerveux, sont électriquement excitables et ont une fonction de transmettre et propager l'influx nerveux sous forme d'impulsion électrique sur une longue distance, sans perte d'amplitude.

Le système nerveux accompagne le système endocrinien pour veiller au maintien de l'homéostasie dans le corps (état d'équilibre physiologique dynamique de l'organisme). Ces deux systèmes agissent différemment pour atteindre cet objectif : le système nerveux réagit rapidement au stimulus en transmettant des influx nerveux (potentiels d'action), tandis que le système endocrinien, réagissant plus lentement mais très efficacement, libère des hormones. Qui constitue par les deux grands types de cellules que sont les axones et les gliocytes (cellules gliales) [8].

1.3.2 Division du système nerveux

Le système nerveux est divisé en deux grandes parties :

1. Le système nerveux central (SNC) : il est nommé ainsi car il est le centre du contrôle du corps puisqu'il reçoit, enregistre et interprète toute l'information envoyée par les neurones et même il donne des ordres aux muscles, aux organes et aux glandes.

Il est composé de l'Encéphale et la moelle épinière.

2. Le système nerveux périphérique (**SNP**) : il est composé des nerfs sensitifs (responsables des sensations) et moteur (responsable des actions). C'est lui qui transmet au cerveau, en passant par la moelle épinière, l'information sensorielle qu'elle soit interne ou externe [9].

Il est subdivisé en deux autres systèmes : les systèmes nerveux somatiques (SNS), autonome (SNA).

1.3.3 Fonction du système nerveux

Le SNC et SNP assurent trois principales fonctions :

- a. Fonction sensorielle** : permet de détecter et faire la modification interne et externe par des neurones sensitifs qui transportent les influx nerveux vers la moelle épinière et l'encéphale.
- b. Fonction intégrative** : interprète des changements, ces derniers sont réalisés par les inters neurones qui analysent et emmagasinent une partie d'information sensorielle pour décider des réponses appropriées à transmettre à la fonction motrice.
- c. Fonction motrice** : réaction vis-à-vis de l'interprétation. A cette fin, les neurones moteurs transmettent les informations provenant de l'encéphale et de la moelle épinière vers les cellules et organes effecteurs tels que les fibres musculaires ou les cellules glandulaires.

1.3.4 Histologie du tissu nerveux

Le tissu nerveux est composé de deux grands types de cellules, les neurones et les gliocytes.

Les neurones sont des cellules excitables qui produisent et transmettent les signaux électriques tandis que les gliocytes, nourrissent et protègent les

neurones tout en maintenant l'homéostasie dans le liquide interstitiel dans le quel ils baignent.

a- Les gliocytes

On désigne par gliocytes toutes les cellules qui ont pour rôle de supporter le SNC. Elles enveloppent, soutiennent et nourrissent neurones.

b- Les neurones

Les neurones sont les principales cellules du système nerveux dont le rôle est d'acheminer et traiter les informations dans l'organisme. Ils sont composé d'un noyau entouré de structure qui partent en étoile, appelées **les dendrites**, et un long prolongement pouvant mesurer plusieurs dizaines de centimètres appelé l'**axone**. Parmi les neurones, certains ont un rôle dans les mouvements, d'autres dans la perception des sensations d'autres encore appartiennent au système nerveux végétatif, responsables des fonctions automatiques.

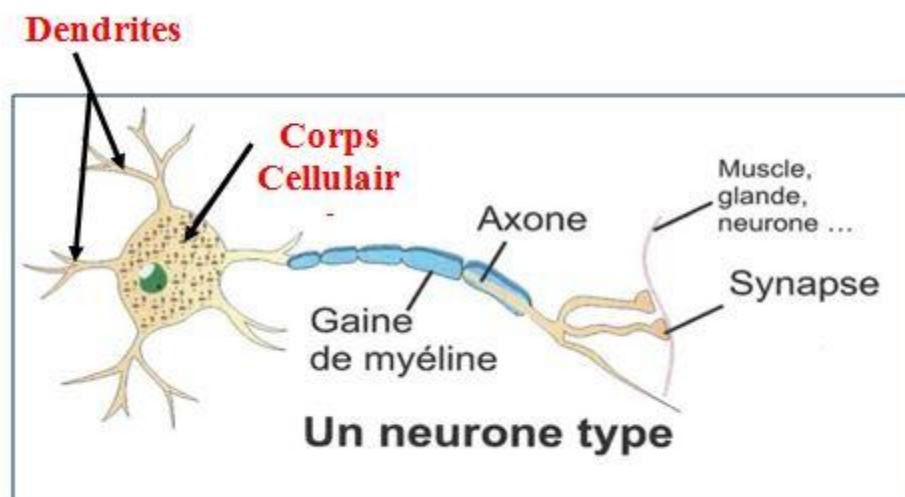


Figure 1.6 : Le neurone

1.4 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de connaître mieux notre système locomoteur en passant par ces principes de bases et la physiologie du système nerveux, ce qui nous oriente à l'étude des signaux électromyographies et aux techniques d'enregistrements et de traitement de ce type de signal. Cette étude fera l'objet du 2^{ème} et du 3^{ème} chapitre.

Chapitre II
Type d'électrode
électromyographique

2.1 Introduction

L'enregistrement de l'activité électrique de la structure nerveuse ou musculaire se fait par des signaux, et la mesure de ces derniers s'effectue par un ensemble de capteurs, soit d'une manière invasive (avec les électrodes à aiguilles) ou non invasive (placement des électrodes à la surface de la peau).

Dans toutes les études de la conduction nerveuse, les électrodes de stimulation et les électrodes de recueil sont des électrodes de surface qu'on colle sur la peau.

Pour cela, on va bien d'écrire les deux techniques et on va expliquer le concept du placement et l'enregistrement des électrodes.

2.2 Description de l'électromyogramme

Electromyogramme est un examen non invasif, a pour but d'analyser le fonctionnement des nerfs périphérique (de la moelle épinière jusqu'au muscle et la peau). Cet examen consiste en une exploration des nerfs et des muscles, parfois appelé **électroneuromyogramme** : neuro pour les nerfs et myo pour les muscles. Plusieurs paramètres sont étudiés, en ce sens que pour le nerf, c'est l'activité électrique qui a comme fonction de conduire l'influx nerveux. Cette fonction peut être faite à l'aide d'un stimulus électrique, qui déclenchera la propagation d'influx nerveux. Celui-ci sera enregistré à distance et sa propagation, le long du nerf, nous renseigne sur la pathologie de ce nerf.

Pour explorer les nerfs : les nerfs sont explorés en les stimulants électriquement dans plusieurs points. Ce qui nous permet de calculer la vitesse de conduction de l'influx nerveux et d'apprécier la qualité des réponses des nerfs moteurs (nerf qui énerve le muscle ou nerf sensitif).

Pour explorer les muscles : Cette partie sert à étudier les muscles au repos et à l'effort. La plupart du temps, on utilise une petite électrode (une aiguille très fine) qui va enregistrer l'activité au repos et ensuite à l'effort progressif puis maximal [10].

Cet appareil est utilisé lors des maladies neuropathique et myopathique.

2.3 La mesure des signaux EMG

Un EMG est un potentiel électrique généré au niveau des fibres musculaire quand les muscles sont contractés. Il permet d'obtenir des informations sur l'état des muscles. Pour détecter ces signaux, il existe deux grandes catégories d'électrode pour cet appareil.

2.3.1 Les électrodes de surface

Electrode de surface est un élément essentiel du système de mesure. C'est une électrode auto adhésive conçue pour délivrer un signal. Afin de mesurer la différence de potentiel à partir d'un champ de courants générés biologiquement, il est nécessaire de fournir une interface entre le corps et l'équipement de mesure électronique. Le courant électronique est porté par des ions, tandis que les électrons sont les porteurs dans les électrodes et les fils conducteur.

Les électrodes servent d'un transducteur pour modifier un courant ionique en un courant électronique.

Pour cela, on trouve deux types électrodes de surface, une appliqué avec un gel appelé **électrode gélifiée** et l'autre sans gel appelé **électrode sèche**, et deux configurations électrode surface pour enregistrer le signal sEMG.

2.3.1.1 Électrode gélifiée

Les électrodes gélifiées utilisent un gel liquide en tant qu'interface chimique entre la peau et la partie métallique. La couche (Ag- AgCl) permet au courant de passer librement du muscle à travers la jonction entre l'électrolyte et électrode. Ces électrodes ont une durée de vie limitée et un usage unique.

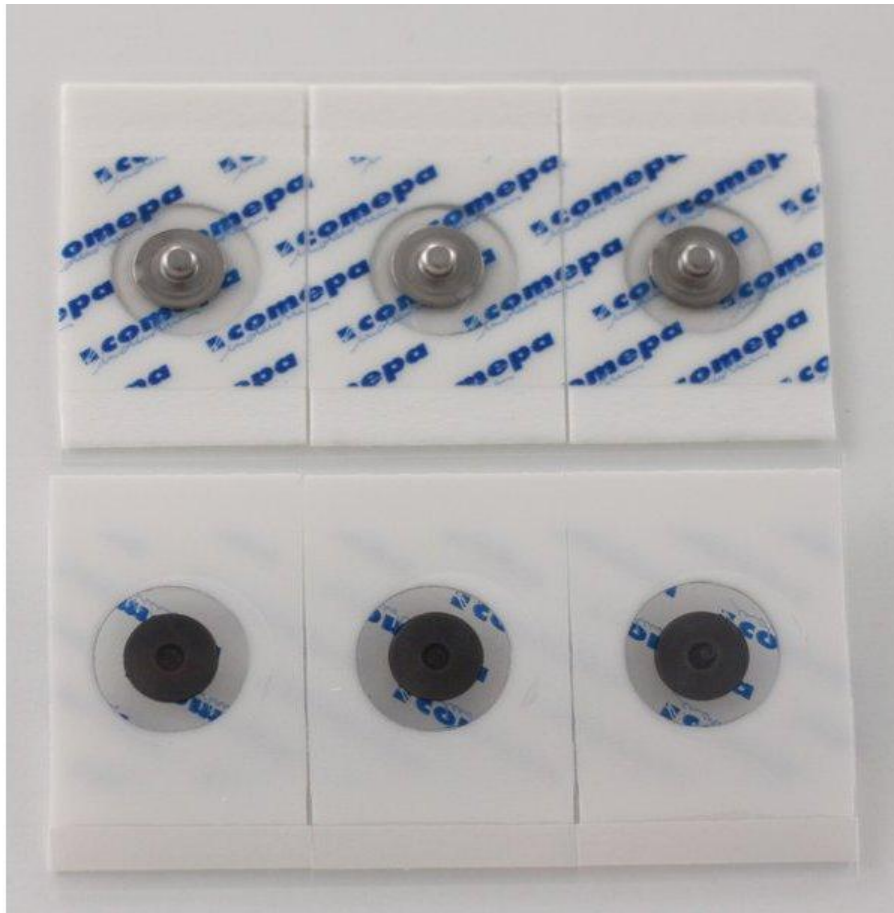


Figure 2.1 : électrode gélifiée

2.3.1.2 Les électrodes sèches

Ce type d'électrodes généralement utilisées dans des applications où la taille d'électrode ne permet pas l'utilisation du gel.

Avec des électrodes sèches, il est courant d'avoir des circuits préamplificateur à l'emplacement de l'électrode. [11]. Les électrodes sèches réutilisables à plus

grande durée de vie. Leur impédance électrique est haute et la transpiration déforme légèrement le signal [12].



Figure 2.2 : électrode sèche

2.3.1.3 Configuration monopolaire

Cette configuration est utilisée lors d'un enregistrement avec une seule électrode placée sur la peau au dessus du muscle par rapport à une électrode de référence. L'électrode de référence doit être située sur un tissu électriquement neutre à une distance de l'électrode active. Elles sont indispensables pour l'étude de la conduction motrice et même pour l'enregistrement de potentiels proximaux sensitifs. Les électrodes monopolaires peuvent être à usage unique ou même réutilisable.

2.3.1.4 Configuration bipolaire

Dans ce type de configuration y a deux électrodes typiquement espacées de 10 à 20 mm, sont utilisées pour détecter les deux potentiels sur la peau au dessus du muscle. Les électrodes bipolaires utilisent un amplificateur différentiel, qui permet de supprimer les signaux en commun des deux électrodes.

2.3.2 Les électrodes à aiguilles

Les électrodes aiguilles sont en acier massif affront un contact élevé et une faible impédance. Elles touchent directement la fibre musculaire, elles permettent d'obtenir le signal émis par une seule fibre mais présentent l'inconvénient d'abîmer la peau et le tissu musculaire [11].

Il existe une grande variété de modèle avec différents longueur d'aiguille et de câble.

2.3.2.1 Configuration monopolaire

L'électrode aiguille monopolaire a un usage unique, son affûtages performants et grâce au téflon y a une bonne fluidité et un enregistrement du signal clair. Un code de couleur permet de distinguer l'aiguille appropriée en fonction du type muscle. Ces aiguilles sont fournies avec un cordon de 76 cm terminé par un connecteur 1.5 mm.

Ce type d'électrode utilisé par exemple pour les muscles oculomoteur ...

2.3.2.2 Configuration coaxiale

Ces électrodes ne sont utilisées que de façon exceptionnelle, aujourd'hui, pour l'étude des conduction nerveuses motrices. Cependant, l'enregistrement avec des électrodes de surface n'est pas toujours possible [12].

2.3.3 Les caractéristiques des électrodes de surface

- Gel liquide – impédance faible pour une meilleur qualité de signal ;
- Adhésivité forte mais non agressive pour la peau ;
- Petites dimensions ;
- Support mousse pour un positionnement facile;
- Disponible en versions précâblée ou bouton de pression [13].

2.4 Les électrodes de stimulations

2.4.1 Les électrodes de stimulations bipolaires

Les électrodes de stimulation sont entièrement moulées et résistent à l'eau. Elles comportent un renforcement qui protège le câble, réduisant ainsi les risques de rupture au niveau du point de connexion entre le câble et l'électrode. Certaines électrodes possèdent des feutres qui servent comme interface entre la peau et l'électrode métallique ce qui permet d'éviter des brûlures électriques dans le cas d'absence du gel. Ces feutres résistent à l'eau pour éviter les déformations et garantir une bonne conduction à long terme.

2.4.2 Les électrodes de stimulation monopolaire

L'électrode monopolaire est constituée d'un brin droit de 0.5mm de diamètre, et d'une électrode de référence devant être collée sur la peau du patient avant la pose des draps stériles.

L'électrode monopolaire sera utilisée pour localiser un nerf à travers d'un volume de tissu (os, tumeur) sans accès direct à ce nerf.



Figure 2.3 : électrode monopolaire

2.5 Forme et taille de l'électrode

La taille et la forme de l'électrode influence sur tout signal électrophysiologique.

Le signal EMG provient un enregistrement des PAUMs sous l'électrode.

Bien que les électrodes circulaires semblent être les plus utilisées, il n'existe pas en réalité de critères clairs et objectifs pour le choix de la forme de l'électrode. En effet, la forme seule de l'électrode n'influencerait pas le signal EMGs. A l'inverse, l'augmentation de la taille de l'électrode, perpendiculaires aux fibres musculaires(FM), entraînerait une diminution de l'impédance et une augmentation de la surface de détection des électrodes. De plus, cette augmentation de taille aurait également un effet de filtre passe-bas en diminuant le contenu du signal en haute fréquence. La taille de l'électrode doit être assez importante pour enregistrer un nombre satisfaisant d'UM, mais pas excessive pour éviter de mesurer l'activité d'autres muscles non souhaitée.

2.6 Conception de l'électrode

Le mouvement des électrodes et des câbles lors de l'enregistrement entraîne un risque potentiel d'artéfact de mouvement, du fait de la traction des câbles ou de l'inertie de l'ensemble. De plus, les câbles reliant les électrodes à l'amplificateur possèdent une résistance intrinsèque. Par conséquent, leur déplacement dans un champ électrique entraîne la production d'un courant. Dans la mesure où l'amplitude de ce courant peut être de la même grandeur que celle du signal EMGs, les mesures peuvent se retrouver parasitées. Ce risque est d'autant plus important que cet artéfact peut être difficilement filtré, car sa fréquence se situe entre 1 et 50 Hz. La solution pour limiter ce type de bruit est d'amplifier le signal EMG au niveau des électrodes. Par ailleurs, il est recommandé d'utiliser du matériel léger et de fixer les câbles avec du ruban adhésif.

2.7 EMG surface_ EMG intramusculaire

2.7.1 EMG de surface

- Electrodes à gel auto-adhésives :
 - _ Technique conventionnelle.
 - _ utilisent un gel électrolytique pour améliorer la conduction.
- Non invasive ;
- Utilisation recherche appliquée ;
- Muscles superficiels ;
- Préparation de la peau.

2.7.2 EMG à aiguille

- Invasive (aiguilles ou fils fins implantés dans le muscle 0.25µm) ;
- Précision (recueil de l'activité de quelques UMs) ;
- Utilisation clinique ;
- Muscles profonds ;
- Douloureux.

2.8 Placement des électrodes de surface

2.8.1 Stimulation nerveuse

Ce qu'on appelle l'électrode de stimulation est un ensemble formé de deux électrodes qu'on dispose en regard du trajet nerveux (S). L'excitation naît sous la cathode négative (-), qui dépolarise les fibres nerveuses. Au contraire, l'anode positive (+), hyper polarise les fibres nerveuses.

La règle est de tourner la cathode, qui est l'électrode physiologiquement active, du côté de l'endroit où l'on veut faire aller l'impulsion nerveuse, c'est-à-dire vers les électrodes d'enregistrement (exception pour les études de la conduction proximale ou l'on tourne cathode vers la moelle). Si le sens des électrodes est inversé, l'anode étant la plus proche des électrodes

d'enregistrement et la cathode à distance, on enregistre une réponse de latence plus large (car la distance entre l'électrode active et l'électrode d'enregistrement est plus grande) et l'amplitude plus faible (car l'interposition de l'anode entre la cathode et les électrodes d'enregistrement bloque la conduction de certains fibres)

La stimulation distale (S1) peut être déplacée en un point plus proximal (S2). La distance entre les points de stimulations(d) se mesure entre les positions successives de la cathode. Elle permet de calculer la vitesse de conduction du segment nerveux compris entre les deux points.

2.8.2 Enregistrement

Les appareils d'enregistrement mesurent la différence de potentiel entre deux électrodes :

A : électrode d'enregistrement active appelé ainsi car elle est placée à proximité du nerf ou du muscle à enregistrer. Elle est branchée à l'entrée négative de l'appareil.

B : électrode dite référence, placé à distance de l'active, et du côté opposé aux électrodes de stimulation, on la connecte à l'entrée positive de l'appareil.

- Il est indispensable que le patient soit mis à la terre par une électrode de terre (électrode de référence).

2.8.3 Placement des électrodes d'enregistrement

2.8.3.1 Principe

Les propriétés résistives et capacitives des tissus conducteurs induisent une atténuation des signaux électrique enregistrés à distance, qui affecte particulièrement les composantes rapides de ces signaux : par conséquent, enregistrer un potentiel de petite amplitude, émoussé commençant en pente

douce, témoignage d'une atténuation des activités électriques par leur propagation et signale un mauvais déplacement électrodes, à distance de la source de ces activités. Au contraire une réponse ample et aigu indique que les électrodes sont placées à proximité immédiate de la source de ces activités [14].

2.8.3.2 En pratique

Les schémas indiquent où placer les électrodes, en première intention, les électrodes d'enregistrement active(A) et de référence (B). On déplace ensuite l'électrode active de proche en proche (1à8 sur le schéma), en surveillant la forme de l'amplitude de la réponse électrophysiologique enregistrée.

La meilleure position c'est celle qui engendre une activité d'amplitude maximale, débutant par la pente montée la plus abrupte (point et trace 5 sur la figure). Elle indique où se trouve la source des activités électriques enregistrés [14].

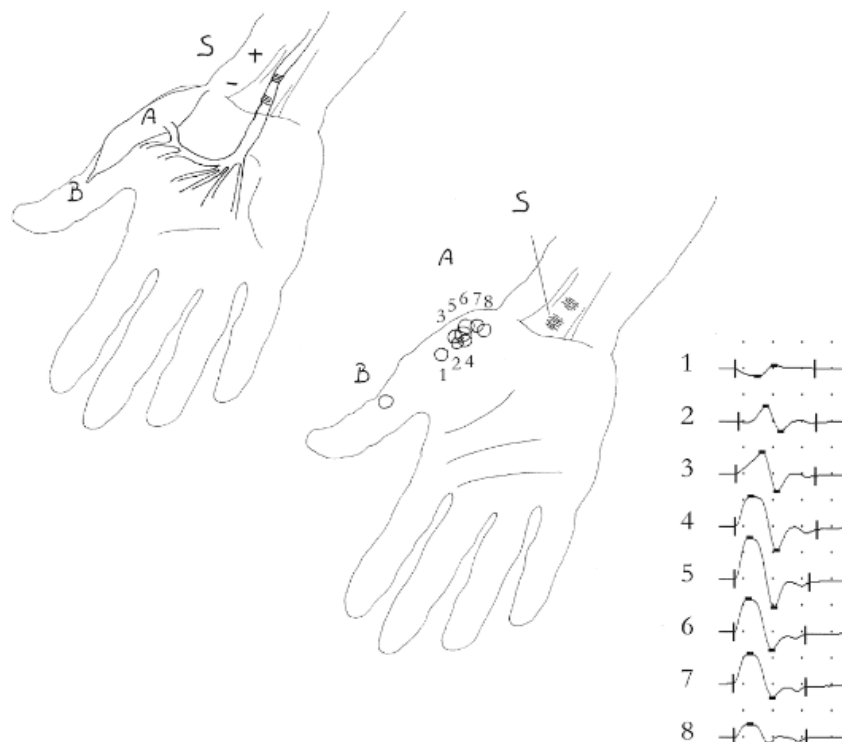
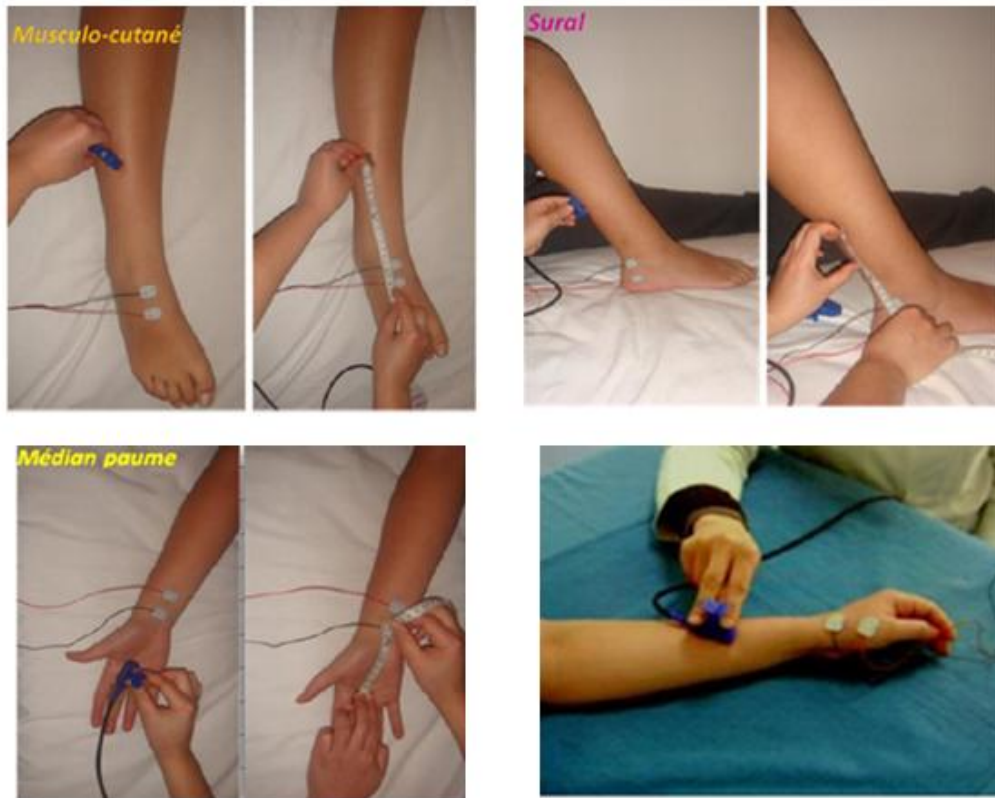


Figure 2.4 placement d'électrode

2.9 Quelques figures démonstratives du placement des électrodes



2.10 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de connaître l'EMG, et les différentes électrodes qui autorisent le passage de l'activité électrique musculaire. Pour cela dans le chapitre suivant, on va détailler la mesure de signal EMG et les caractéristiques du signal capté.

Chapitre III
Traitement de signal
EMG

3.1 Introduction

Tout signal biomédical signifie un signal électrique acquis à partir d'un organe. Ce signal se décrit par un ensemble de caractères comme l'amplitude, la fréquence et la phase qui se déroule en fonction du temps.

Le signal EMG est utilisé beaucoup plus en application biomédicale et diagnostic, pour cela la détection de ce signal a besoin de méthode avancée et puissante.

Le signal EMG qui est un signal biomédical permet de mesurer l'activité électrique générée par les muscles pendant la contraction. La forme et la fréquence de l'impulsion électrique issue de potentiel d'action de l'unité motrice donne des informations importantes pour le diagnostic des anomalies neuromusculaires.

3.2 Détection et enregistrement du signal EMG

Le signal EMG, se détecte par le biais des électrodes. Pour cela, on trouve deux grandes familles d'électrode intramusculaire et de surface.

La réalisation de l'examen EMG se fait par deux méthodes soit invasive ou non invasive (Bien détailler dans le chapitre précédent).

La figure 3.1 résume la différence entre les deux méthodes. En observant le nombre de PAUM élevés avec les électrodes de surface.



Figure 3.1 : Différence de signal EMG entre les électrodes à aiguille et les électrodes de surface. D'après Hogrel(2005)

A : signal EMG détecté par les électrodes à aiguilles.

B : Signal EMG détecté par les électrodes de surface.

3.3 Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaire

Le signal EMG est influencé par le bon placement de l'électrode par rapport aux zones d'innervation (ZI) et aux tendons, Ce qui induisent un ensemble de caractéristiques pour le signal enregistré.

La position de l'électrode joue un rôle important c'est un outil où on détermine la forme de PA et la contribution des PAUMs. (Figure 3.2)

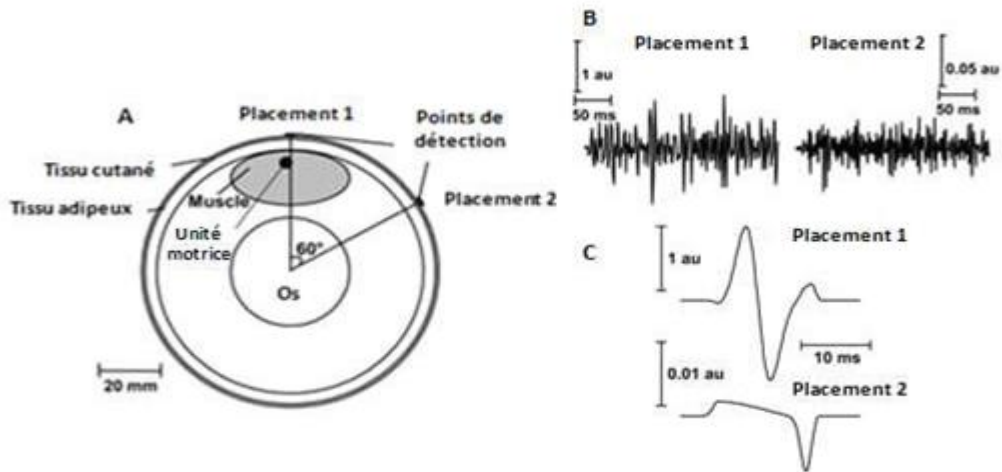


Figure 3.2 : Influence de la distance entre les électrodes et les fibres musculaires actives sur L'électromyogramme de surface. D'après Farina et al. (2004).

- A:** section d'un volume conducteur composé d'os, de muscle, de tissus adipeux et cutané, avec une paire d'électrodes placées sur la peau à deux endroits.
- B:** signaux EMG de surface filtrés détectés au dessus (placement 1) et éloigné (placement 2) du muscle actif.
- C :** potentiels d'action d'une simple unité motrice à deux lieux de détection.

On trouve aussi d'autres paramètres qui sont affecté par le placement de l'électrode en citant l'amplitude, la fréquence et le spectre de signal EMG par rapport à la ZI (électrode du haut), la jonction myo-tendineuse (électrode du bas) et les bords latéraux du muscle (électrode au milieu à droite) . Le lieu optimal se situe sur la ligne médiale du ventre musculaire entre la ZI la plus proche et la jonction myo-tendineuse. A cet endroit, le signal EMG présente la plus grande amplitude. (Figure 3.3)

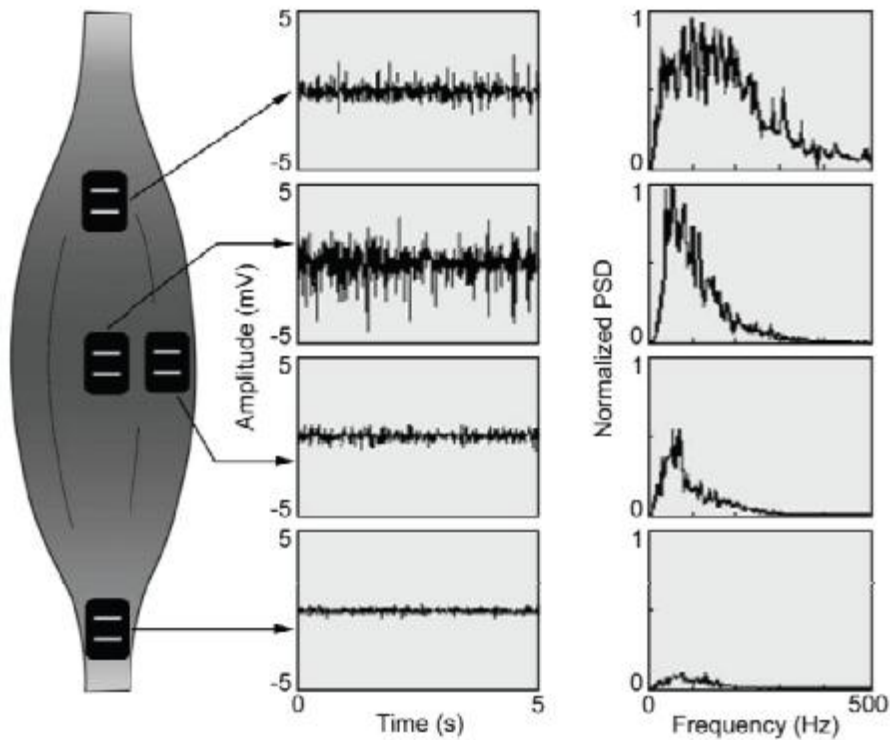


Figure 3.3 : influence du placement de l'électrode sur l'amplitude et la fréquence du signal EMG. D'après de Luca (1997)

3.4 Caractéristiques du signal de l'électromyogramme

Pour présenter les caractéristiques du signal obtenu avec un électromyogramme (EMG), on s'intéresse à la tension et la fréquence

Type	Tension	Fréquence basse(Hz)	Fréquence haute (Hz)
EMG	10 μ V à 3 mV	20	3000

Figure 3.4 : les caractéristiques électriques

D'après ce tableau, on voit que le signal EMG possède ces propres caractéristiques ce qui permet de déterminer qu'elles sont les critères qu'on doit avoir pour filtrer le signal. Si l'on observe le signal EMG, son amplitude varie d'une valeur allant de 10 μV à 3 mV. Une aussi grande plage de valeur s'explique par le fait que plusieurs paramètres sont à prendre en considération soit : le positionnement de l'électrode, la préparation préalable de la peau et aussi la grosseur du muscle étudié.

Du côté de la fréquence, on peut voir que la bande de fréquence qui est présentée dans le signal obtenu par les muscles et les nerfs est très large (environ 3KHz). Il est très difficile d'obtenir une valeur exacte concernant la fréquence haute du signal.

Dans certains volumes, ils affirment que la fréquence haute peut atteindre des fréquences de 3KHz alors que dans d'autres, ils prétendent que la fréquence haute est de 1KHz maximum. Une explication que l'on peut donner est que cela change beaucoup en fonction du muscle que l'on veut étudier, un muscle petit ne possèdera pas nécessairement le même spectre de fréquences qu'un muscle de plus grandes dimensions. Une recherche plus arrondie a permis de découvrir que l'ensemble des muscles respecte le spectre en fréquence suivant (figure 3.5)

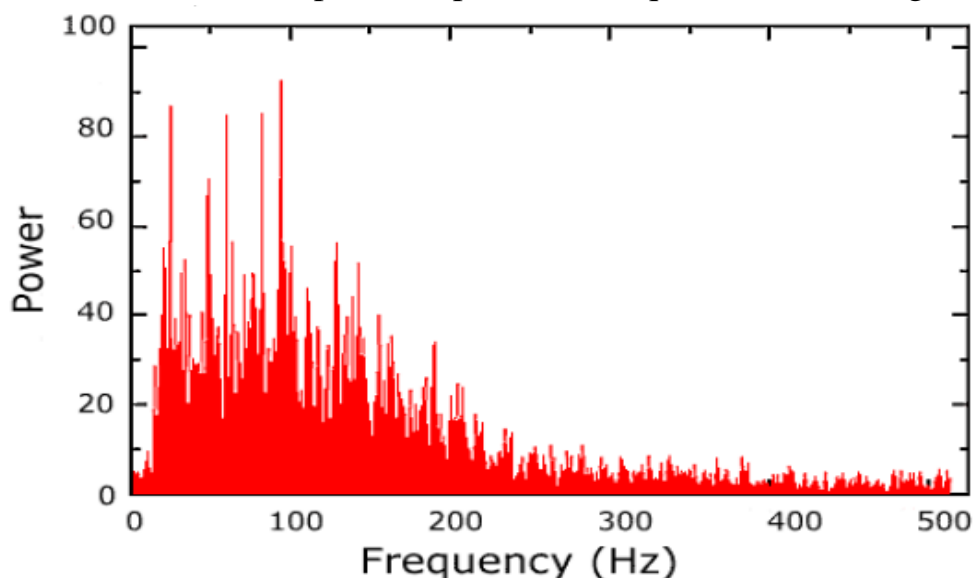


Figure 3.5 : spectre de fréquences du signal du muscle

Comme le présente le graphique, les fréquences importantes à conserver dans le signal du muscle vont de 20 à 500 Hz. La meilleure façon d'obtenir un signal de l'électromyogramme fiable est un filtre passe-bande allant de 20 à 500 Hz. Comme le montre le graphique (figure 3.5), plus la fréquence augmente, plus la puissance du signal devient négligeable, donc il n'est pas nécessaire d'avoir un filtre dont la fréquence haute va jusqu'à 3 kHz. Il y a aussi les fréquences dans la gamme de 50 à 150 Hz qui possèdent l'énergie la plus importante. Étant donné que l'électromyogramme créé dans ce projet sera utilisé pour tous les muscles en général, il sera important de conserver les fréquences de 50 à 150 HZ [15].

3.5 Traitement de signal électromyographique

Pour traiter un signal, en passant de l'analogique vers le numérique ou vis versa y a un enchainement d'étapes à prendre en considération qu'on général on le traduit sous forme d'un schéma. (Figure 3.6)

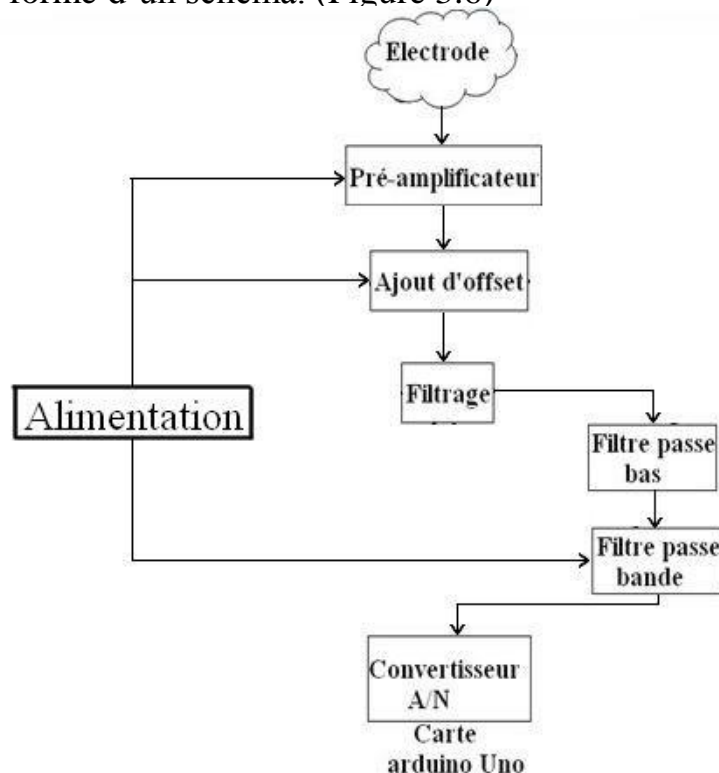


Figure 3.6 : Schéma synoptique de traitement de signal EMG

Dans cette section, on présente les recherches effectuées pour déterminer de quelle manière notre signal EMG est traité.

3.5.1 Pré-amplification

Etant donné que le signal obtenu par les muscles avec l'électrode donne des signaux d'amplitude extrêmement faible environ $10\mu\text{V}$ à 3mV , il sera nécessaire d'utiliser des amplificateurs qui possèdent de bonnes caractéristiques.

Afin d'éviter les erreurs de mesure, le préamplificateur doit être très précis et possède un bon taux de réjection du mode commun. Le taux de réjection du mode commun assure que l'étage différentiel est de haute qualité. Le gain aussi est un critère pour la sélection du préamplificateur, il est important qu'il possède un bon gain.

$$\mathbf{G} = \frac{V_s}{V_e} = \mathbf{1} + \frac{50\text{K}\Omega}{R_g}$$

Dans notre projet on a utilisé deux amplificateurs d'instrumentations INA118 (ces caractéristiques bien expliqués dans le chapitre 4).

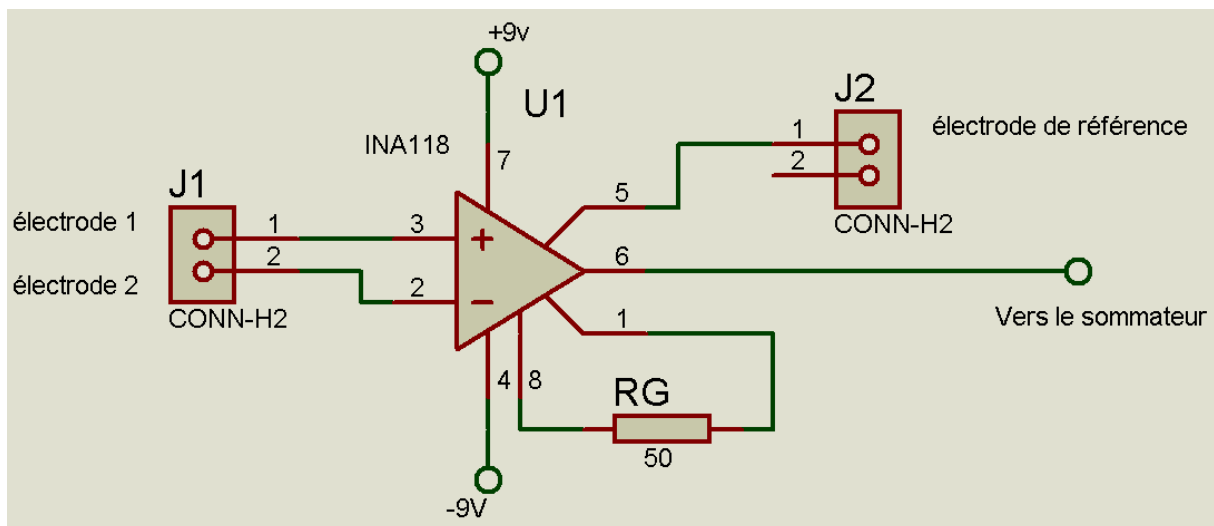


Figure 3.7 : Branchement INA118

3.5.2 Le décalage offset de la tension

La diode ZENER programmable TL431 est utilisée pour décaler le signal vers le haut de 2V pour que les alternances négatives du signal seront supérieur à 0V, afin qu'il soit possible de faire la conversion analogique numérique par le convertisseur d'Arduino vu la carte Arduino est limitée par une tension de fonction entre 0 à 5V. (Figure 3.8)

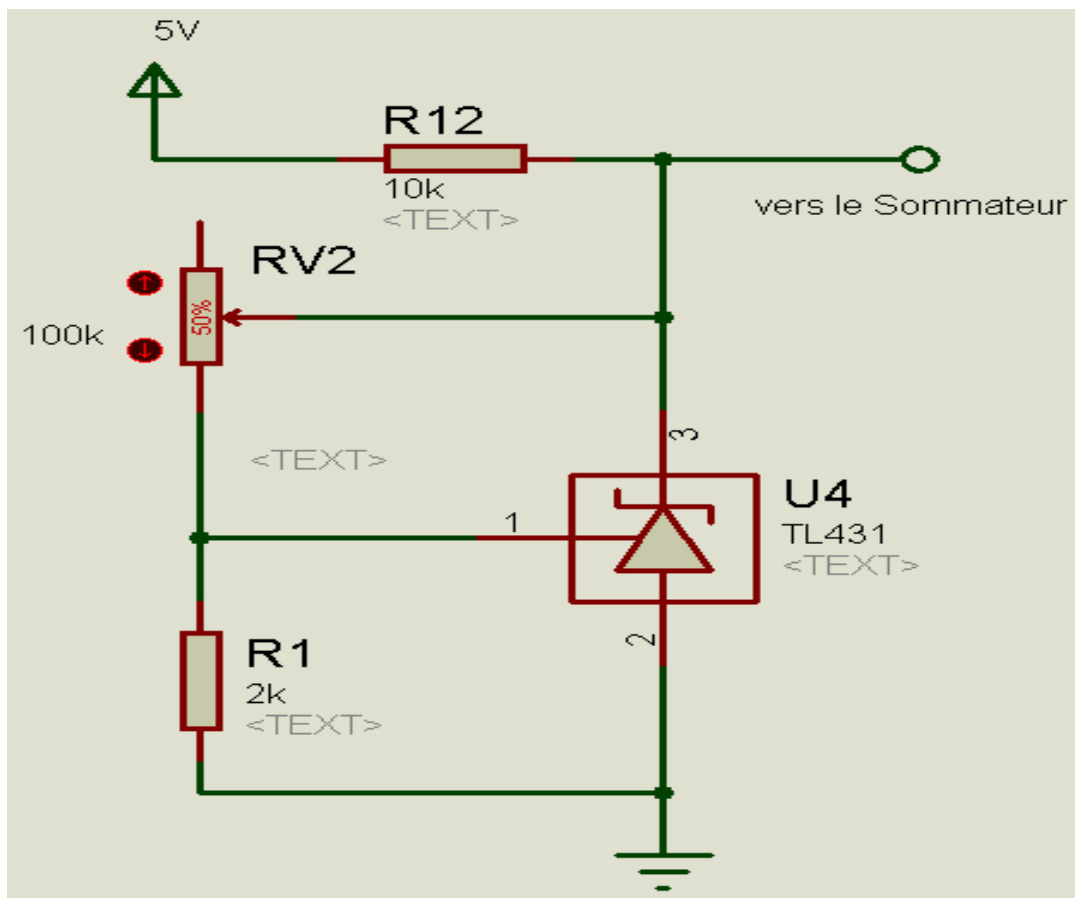


Figure 3.8 : Circuit du décalage

3.5.3 Le filtrage

Au niveau de cette partie on entame deux sortes de filtre
En premier lieu, on utilise un filtre passif qui est un filtre passe-bas RC de premier ordre qui sert à faire l'échantillonnage.

L'utilisation de ce filtre va accomplir parfaitement l'enchaînement de notre travail.

Le théorème de Nyquist sera utilisé pour sélectionner la fréquence de coupure. La fréquence d'échantillonnage F_e d'un signal doit être égale ou supérieur au double de la fréquence max. En résumant par cette loi

$$F_e \geq 2F_{\max}$$

La relation qui permet de donner la valeur pour la résistance et le condensateur est l'équation qui détermine la fréquence de coupure.

- ✓ Sachant que la fréquence d'échantillonnage pour le convertisseur AN d'Arduino est sélectionnée par 8KHZ.

Calcul de RC :

$$f_e \geq 2f_c$$

$$\text{On a: } f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$\frac{f_e}{2} = f_c \rightarrow \frac{f_e}{2} = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow f_e = \frac{1}{\pi RC} \rightarrow RC = \frac{1}{\pi f_e}$$

$$\text{AN : } RC = 1/3.14 * 8 * 10^3$$

$$RC = 4 * 10^{-5} \text{ s}$$

On a pris la valeur de condensateur est $47\text{nF} = 47 * 10^{-9}\text{F}$.

Pour trouver la valeur de la résistance R on fait ce simple calcul :

$$RC = 4 * 10^{-5} \rightarrow R = \frac{4 * 10^{-5}}{C}$$

$$\text{AN: } R = \frac{4 * 10^{-5}}{47 * 10^{-9}} = 851.06 \Omega$$

$R = 851.06 \Omega$ mais on prend $R = 1000 \Omega = 1\text{K} \Omega$

Les valeurs des composants :

$C = 47\text{nF}$; $R = 1\text{k}\Omega$ (851.06Ω).

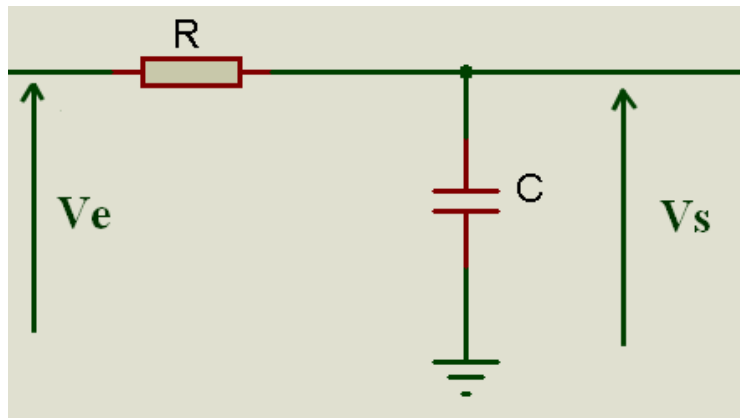


Figure 3.9 : Filtre passe-bas RC

En deuxième lieu, on va utiliser un filtre actif qui est un filtre passe-bande de second ordre avec un AOP LM741.

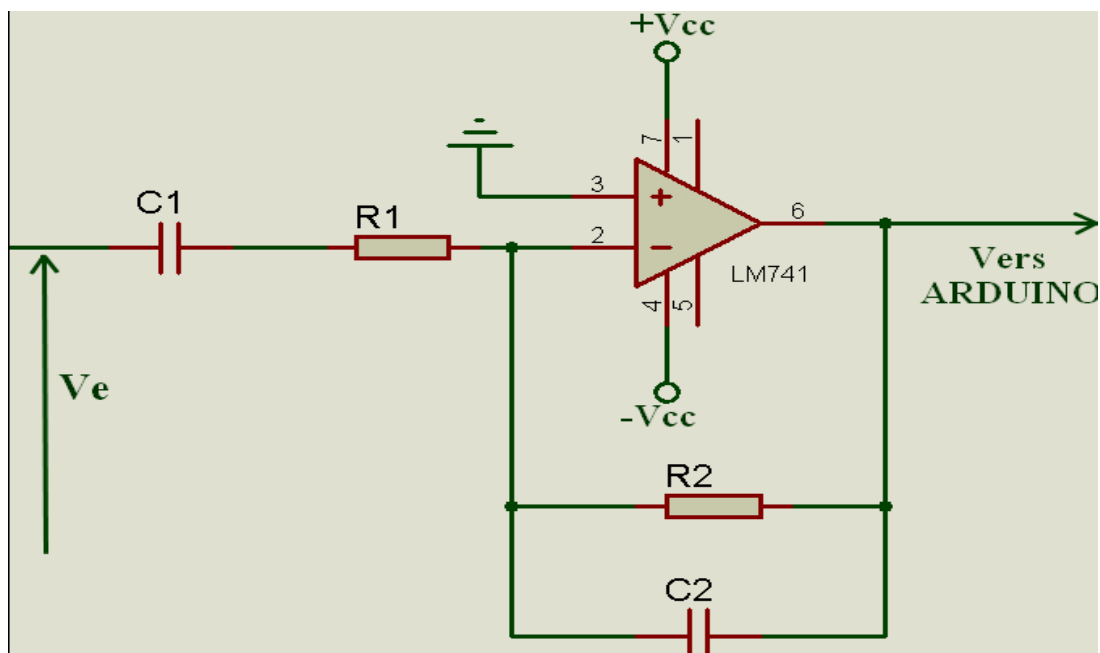


Figure 3.10 : Filtre passe-bande

Le rôle de ce filtre actif au niveau de cette branche sert à sélectionner la bande passante voulue entre 50HZ à 500HZ.

Pour cela on fait ce calcul :

La valeur du condensateur et les fréquences sont fixés comme tels :

$$C1=C2= 220 * 10^{-9} \text{ F}$$

$$F_{c1} = 50 \text{ Hz et } F_{c2} = 500 \text{ Hz}$$

Calcul de R1 et R2 :

$$F_{c1} = \frac{1}{2 * \pi * R1 * C1} \Rightarrow R1 = \frac{1}{2 * \pi * F_{c1} * C1}$$

$$\text{AN: } R1 = \frac{1}{2 * 3.14 * 50 * 220 * 10^{-9}}$$

$$R1 = 1.4475 * 10^4 \Omega$$

Mais on prend : R1=15000 Ω

$$F_{c2} = \frac{1}{2 * \pi * R2 * C2} \Rightarrow R2 = \frac{1}{2 * \pi * F_{c2} * C1}$$

$$\text{AN: } R2 = \frac{1}{2 * 3.14 * 500 * 220 * 10^{-9}}$$

$$R2 = 1447.95 \Omega$$

Aussi on prend : R2=1500 Ω

3.5.4 Convertisseur Analogique Numérique (CAN)

Dans notre travail, on va utiliser le CAN de la carte Arduino. La sortie du filtre passe-bande est branchée à l'entrée de la pte A0 qui est connectée à un convertisseur analogique-numérique 10 bits de résolution.

Une conversion analogique-numérique dure environ 100 μs (100 microsecondes soit 0.0001 seconde) pour convertir l'entrée analogique, et donc la fréquence maximale de conversion est environ de 10 000 fois par seconde.

La commande `analogRead()`, qui intervient pour obtenir notre signal de sortie en numérique.

Le schéma électrique global du circuit EMG :

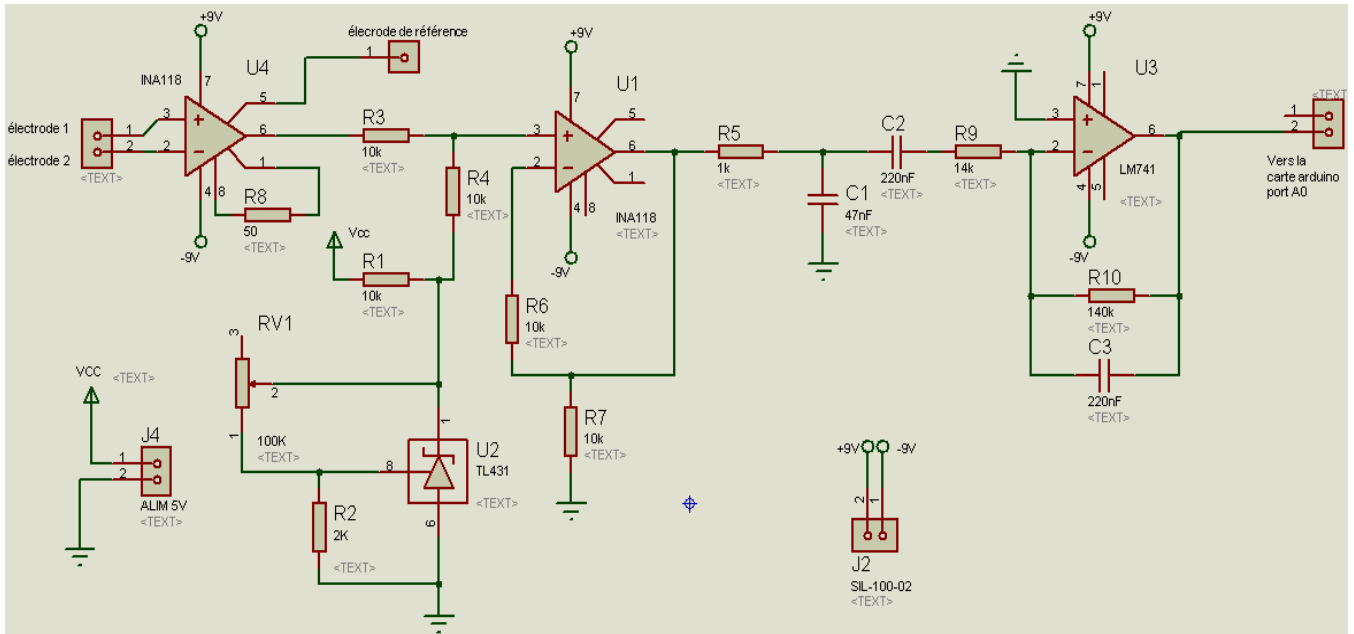


Figure 3.11 : Schéma électrique du circuit EMG

3.6 Quantification du niveau d'excitation d'un muscle

Le tracé électromyographique de surface dépend à chaque instant du nombre d'unités motrices actives, de leur fréquence de décharge, de leur degré de synchronisation et des formes des potentiels d'action. Il est quantifié à partir de différents paramètres caractérisant le signal direct, son intégration ou pour l'analyse fréquentielle sa transformée de Fourier.

La fréquence médiane du spectre de Fourier est reliée à la vitesse de conduction du signal.

L'EMG intégré et l'EMG moyen représentent l'intensité du signal d'entrée du muscle, c'est-à-dire son niveau d'excitation. Ces différents paramètres donnent

des résultats similaires lorsqu'on les met en relation avec les grandeurs biomécaniques de la contraction.

La notion de niveau d'excitation peut se rapporter à des valeurs instantanées comme l'amplitude de l'enveloppe à un instant donnée ou à des valeurs globales comme la valeur moyenne de l'EMG intégré pendant toute la durée de la contraction. L'unité de mesure est alors le mV.s (millivolt. Seconde)

On peut néanmoins se demander si la quantification du niveau d'excitation ne dépend pas de la disposition des électrodes sur le muscle, de l'impédance des tissus situés entre les fibres musculaires et les électrodes, etc.... L'intensité électrique du signal peut donc ne pas être comparable d'un examen à un autre et ne l'est pas plus d'un muscle à un autre. Pour pallier cette difficulté, on cherche à exprimer l'EMG en pourcentage d'une valeur de référence, par exemple en pourcentage de la valeur maximale volontaire (on demande au sujet de fournir un effort maximum volontaire) [16].

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé les différentes étapes qui nous ont permis d'obtenir un signal EMG. Nous avons vu aussi les différents positionnements des électrodes sur le muscle qui jouent un rôle très important dans l'enregistrement du signal.

Le signal EMG a une amplitude très faible de ce fait on est amené à utiliser un amplificateur d'instrumentation INA118. Ensuite, le signal va être sommé avec la tension de la diode ZENER programmable TL431 qui sera branchée sur l'entrée non-inverseur de l'INA118, afin de décaler le signal vers le haut de 2V. A la fin, le signal va être filtré pour éliminer le bruit et les hautes fréquences, puis faire la conversion analogique numérique avec la carte Arduino.

Chapitre IV
Conception et
réalisation d'un EMG

4.1 Introduction

Dans cette partie de notre projet, on va s'intéresser à la réalisation de notre appareil EMGs. Le placement et l'enregistrement du signal avec les électrodes de surfaces lors de la contraction déterminent le bon fonctionnement du muscle et du circuit. Ce dernier est réalisé à base des composants électroniques, ensuite le signal va être converti avec le CAN de la carte Arduino.

Avec le logiciel ARES du PROTEUS, on a réalisé le typon de notre circuit et on va le concevoir sur la maquette.

Le signal obtenu après la conversion est l'enveloppe du signal EMG.

4.2 Composants utilisés

4.2.1 Amplificateur d'instrumentation INA118

INA 118 est un amplificateur d'instrumentation faible puissance à plusieurs façon d'application dans notre projet on s'intéresse à l'instrumentation médicale. Cet amplificateur offre une excellente précision et une efficacité.

INA118 compose de 3 AOP, et un ensemble de résistances on peut même le diviser en deux blocs :

- Deux non inverseurs ;
- Un différentiel.

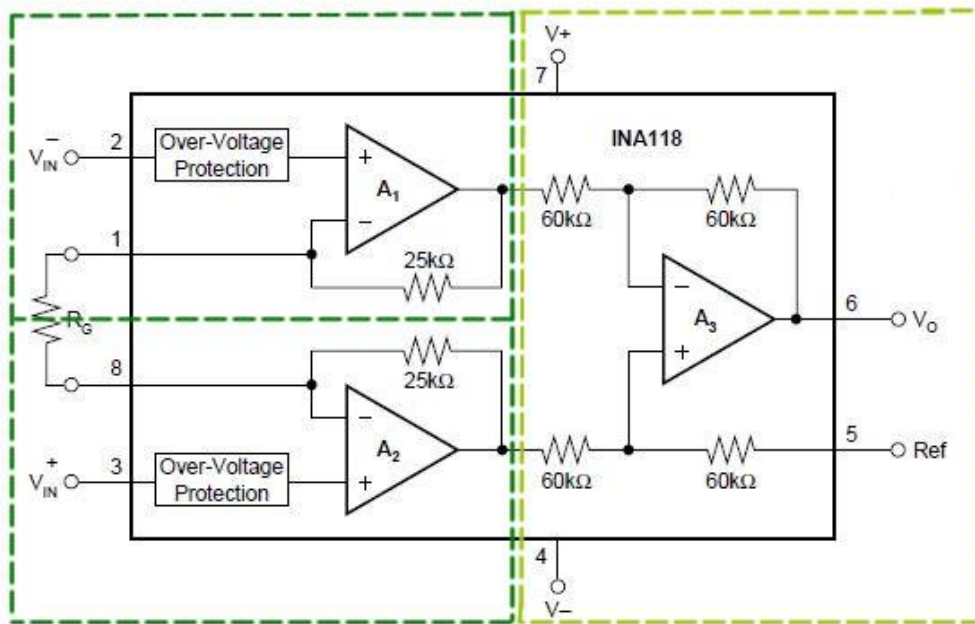


Figure 4.1 schéma électrique INA118

➤ Les caractéristiques

- ✚ INA118 utilise des résistances à base d'une technologie Laser Timer ;
- ✚ La résistance R_G peut donner un gain de 1 à 1000 ;
- ✚ Les résistances du circuit ont une protection qui peut supporter jusqu'à $\pm 40V$ sans dommages ;
- ✚ Large gamme d'alimentation : ± 1.35 à ± 18 ;
- ✚ INA118 a un offset de 50 et une dérivé de $0.5 \mu v/^\circ c$ et un taux de rejection élevé en mode commun ;
- ✚ INA118 compose de 8 pattes(PIN).

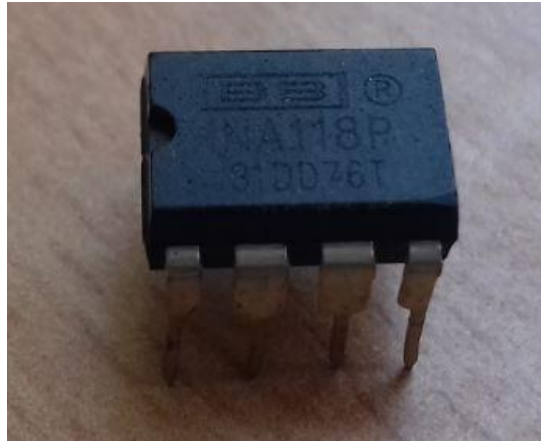


Figure 4.2 Circuit intégré INA118

Dans notre projet, on a exploité deux INA118. Le premier est utilisé dans le bloc d'amplification et le deuxième on l'a appliqué pour la fonction d'un sommateur non-inverseur.

4.2.2 Diode ZENER Programmable

La diode ZENER programmable TL431 est un régulateur de dérivation réglable à trois bornes (anode, cathode, référence), avec une stabilité thermique spécifiée.

La tension de sortie peut être réglée sur n'importe quelle valeur.

La tension de référence V_{ref} varie entre 2.5V et 36V, avec deux résistances externes. Cette Diode a une impédance de sortie typique de 0.2Ω

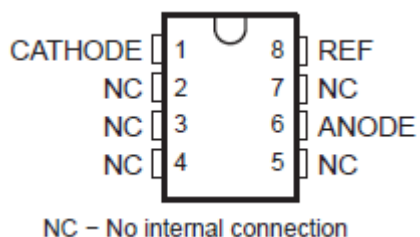


Figure 4.3 circuit intégré Diode ZENER Programmable

4.2.3 Les électrodes d'enregistrements

L'électrode est le moyen utilisé pour capter un signal. Pendant la contraction musculaire, y a un déplacement d'ions qui se traduit par la suite à un déplacement électronique. On trouve plusieurs types d'électrodes mais dans notre projet celle appliquée est électrode de surface.



Figure 4.4 électrode de surface

4.3 Logiciel Utilisé

4.3.1 La carte ARDUINO

4.3.1.1 Description de la carte ARDUINO UNO

Le modèle UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dont le noyau est un microcontrôleur **ATMEL** de référence **ATMega328** est un microcontrôleur 8bits de la famille **AVR** dont la programmation peut être réalisée en langage C. Cette carte possède 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent être utilisées comme étant des sorties **PWM** (Pulse Width Modulation), 6 entrées analogiques avec un convertisseur Analogique/Numérique de 10 bits de résolution, un résonateur céramique (quartz) de 16 MHZ, un connecteur **ICSP** (In Circuit Serial Programming) qui permet

Chapitre IV. Conception et réalisation d'un EMG

d'injecter le bootloader à l'intérieur du microcontrôleur, un connecteur jack pour une alimentation extérieur, un bouton de reset pour mettre le processus à zéro.

L'avantage de cette carte c'est qu'elle n'a pas besoin de pilote pour faire la conversion **FTDI USB / série**, elle a juste un petit microcontrôleur **ATMega8** (pour la version 2) programmé comme convertisseur **USB/série**.

Elle contient tout ce que le microcontrôleur a besoin pour fonctionner, il faut seulement la connecter avec un câble USB à un ordinateur ou avec une alimentation externe pour connecter. (figure 4.5)

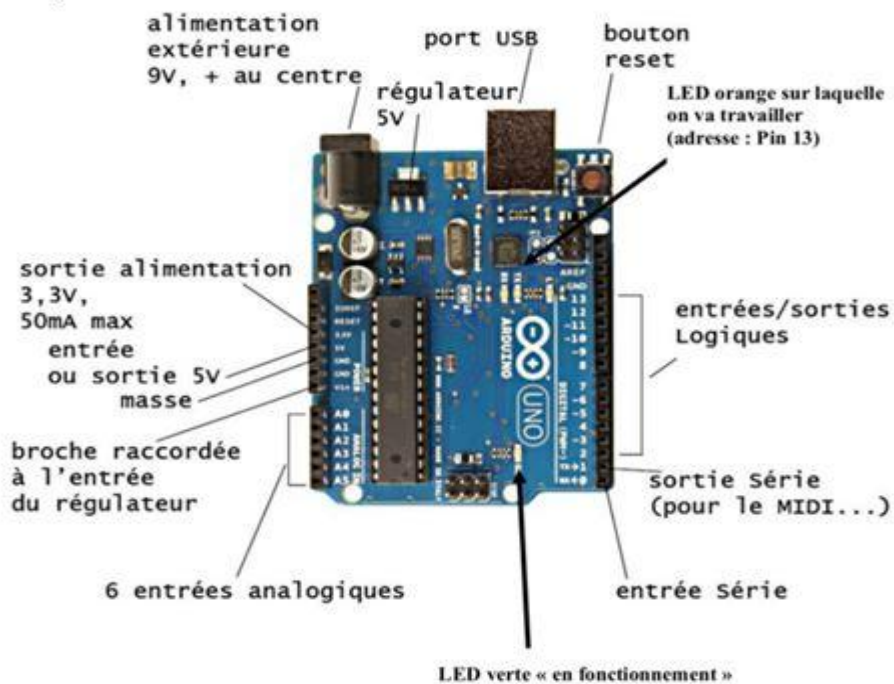


Figure 4.5 : Description de la carte ARDUINO UNO

4.3.1.2 Les avantages de la carte ARDUINO

L'intérêt principale des cartes ARDUINO se résume par :

- a. La facilité de la mise en œuvre ;
- b. ARDUINO fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open-source ;
- c. Le changement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB ;
- d. Des bibliothèques de fonction clé en main sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes : gestion des E/S, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux **PWM**, exploitation de bus **I2C**, exploitation de servomoteurs, émission/réception série...

4.3.1.3 Synthèse des caractéristiques de la carte ARDUINO

Microcontrôleur	ATmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	14 (dont 6 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	6 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA (ATTENTION : 200mA cumulé pour l'ensemble des broches E/S)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	32 KB (ATmega328) dont 0.5 KB sont utilisés par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2 KB (ATmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1 KB (ATmega328)
Vitesse d'horloge	16 MHz



4.3.1.4 Alimentation de la carte ARDUINO

La carte Arduino Uno peut-être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V jusqu'à 500mA) ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

L'alimentation externe (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur (pouvant fournir typiquement de 3V à 12V sous 500mA) ou des piles (ou des accus). L'adaptateur secteur peut être connecté en branchant une prise 2.1mm positif au centre dans le connecteur jack de la carte. Les fils en provenance d'un bloc de piles ou d'accus peuvent être insérés dans les connecteurs des broches de la carte appelées Gnd (masse ou 0V) et Vin (Tension positive en entrée) du connecteur d'alimentation.

La carte peut fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable. Si on utilise plus de 12V, le régulateur de tension de la carte pourrait chauffer et endommager la carte. [Aussi, la plage idéale recommandée pour alimenter la carte Uno est entre 7V et 12V.](#)

Les broches d'alimentation sont les suivantes :

-  **VIN.** La tension d'entrée positive lorsque la carte Arduino est utilisée avec une source de tension externe (à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre source 5V régulée). Vous pouvez alimenter la carte à l'aide de cette broche, ou, si l'alimentation est fournie par le jack d'alimentation, accéder à la tension d'alimentation sur cette broche.
-  **5V.** La tension régulée utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres composants de la carte (pour info : les circuits électroniques numériques nécessitent une tension d'alimentation parfaitement stable dite "tension régulée" obtenue à l'aide d'un composant appelé un régulateur et

qui est intégré à la carte Arduino). Le 5V régulé fourni par cette broche peut donc provenir soit de la tension d'alimentation VIN via le régulateur de la carte, ou bien de la connexion USB (qui fournit du 5V régulé) ou de tout autre source d'alimentation régulée.

✚ **3V3.** Une alimentation de 3.3V fournie par le circuit intégré FTDI (circuit intégré faisant l'adaptation du signal entre le port USB de votre ordinateur et le port série de l'ATmega) de la carte est disponible : ceci est intéressant pour certains circuits externes nécessitant cette tension au lieu du 5V). L'intensité maximale disponible sur cette broche est de 50mA

✚ **GND.** Broche de masse (ou 0V).

Pour info :

Le bootloader est un programme préprogrammé une fois pour toute dans l'ATméga et qui permet la communication entre l'ATmega et le logiciel Arduino via le port USB, notamment lors de chaque programmation de la carte.

4.3.1.5 Entrées et sorties numériques

Chacune des 14 broches numériques de la carte UNO (numérotées des 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique, en utilisant les instructions **pinMode()**, **digitalWrite()** et **digitalRead()** du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V. Chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité et dispose d'une résistance interne de "rappel au plus" (pull-up) (déconnectée par défaut) de 20-50 KOhms. Cette résistance interne s'active sur une broche en entrée à l'aide de l'instruction **digitalWrite** (broche, HIGH).

De plus, certaines broches disposent des fonctions spécialisées :

- ✚ **Communication Serie:** Broches 0 (RX) et 1 (TX). Utilisées pour recevoir (RX) et transmettre (TX) les données séries de niveau TTL. Ces broches sont connectées aux broches correspondantes du circuit intégré ATmega8U2 programmé en convertisseur USB-vers-série de la carte, composant qui assure l'interface entre les niveaux TTL et le port USB de l'ordinateur.
- ✚ **Interruptions Externes:** Broches 2 et 3. Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement de valeur. Voir l'instruction `attachInterrupt ()` pour plus de détails.
- ✚ **Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée):** Broches 3, 5, 6, 9, 10, et 11. Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction `analogWrite ()`.
- ✚ **SPI (Interface Série Périphérique):** Broches 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Ces broches supportent la communication SPI (Interface Série Périphérique) disponible avec la librairie pour communication SPI. Les broches SPI sont également connectées sur le connecteur ICSP qui est mécaniquement compatible avec les cartes Mega.
- ✚ **I2C:** Broches 4 (SDA) et 5 (SCL). Supportent les communications de protocole I2C (ou interface TWI (Two Wire Interface - Interface "2 fils"), disponible en utilisant la librairie `Wire/I2C` (ou TWI - Two-Wire interface - interface "2 fils").
- ✚ **LED :** Broche 13. Il y a une LED incluse dans la carte connectée à la broche 13. Lorsque la broche est au niveau HAUT, la LED est allumée, lorsque la broche est au niveau BAS, la LED est éteinte.

4.3.1.6 Broches analogiques

La carte Uno dispose de 6 entrées analogiques (numérotées de A0 à A5), chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (càd sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023) à l'aide de la très utile fonction `analogRead ()` du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre le 0V (valeur 0) et le 5V (valeur 1023), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisant la broche **AREF** et l'instruction `analogReference ()` du langage Arduino.

Note :

Les broches analogiques peuvent être utilisées en tant que broches numériques : elles sont numérotées en tant que broches numériques de 14 à 19.

4.3.1.7 Autre broches

Il y a deux autres broches disponibles sur la carte :

- **AREF** : Tension de référence pour les entrées analogiques (si différent du 5V). Utilisée avec l'instruction `analogReference()`.
- **Reset** : Mettre cette broche au niveau BAS entraîne la réinitialisation (= le redémarrage) du microcontrôleur. Typiquement, cette broche est utilisée pour ajouter un bouton de réinitialisation sur le circuit qui bloque celui présent sur la carte.

La figure suivante montre les différentes broches de la carte et leurs fonctions

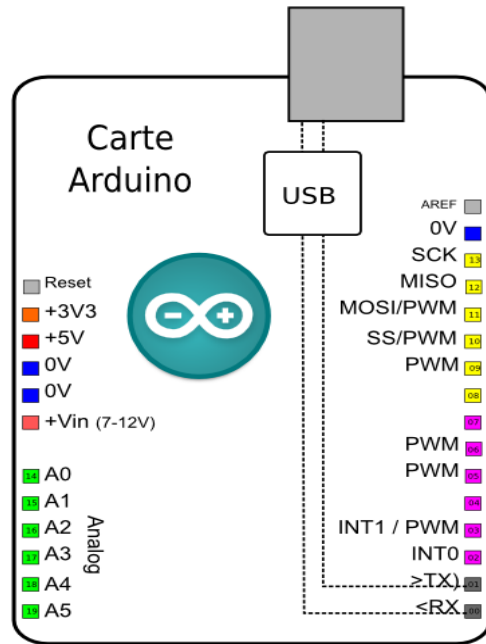


Figure 4.6 : Brochage de la carte ARDUINO UNO

4.4 Conception du circuit EMG

4.4.1 Montage sur le lab d'essai

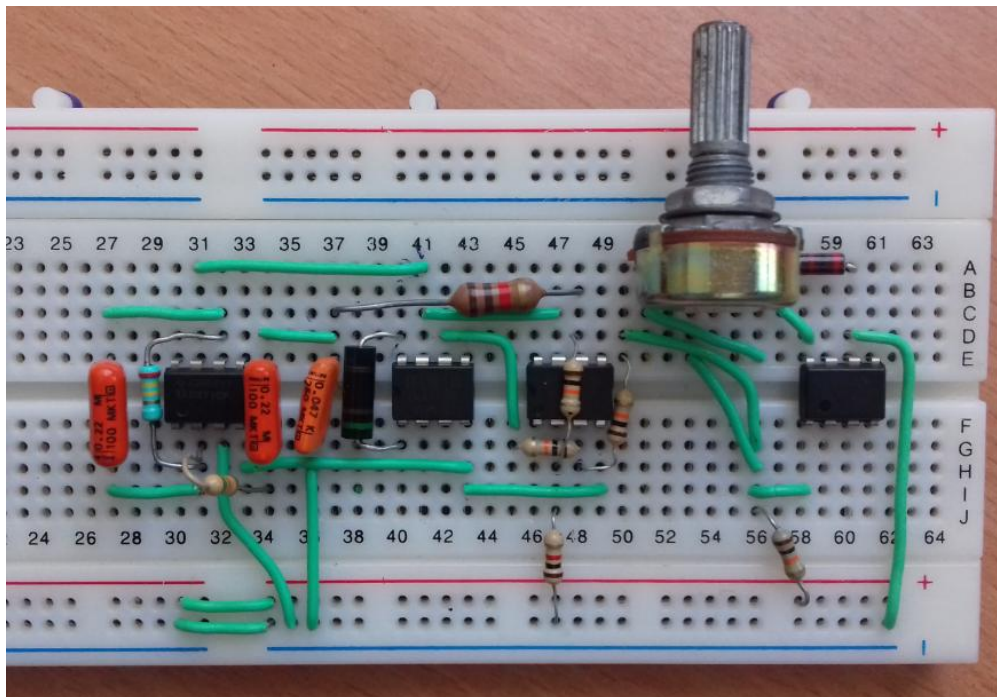


Figure 4.7 : Circuit EMG

4.4.2 Signal avant et après le décalage

L'objectif principal de cette partie est d'amener un signal qui varie de $-1.4V$ à $1.4V$ vers une plage de valeur de 0 à $2V$.

L'ajout de décalage DC de $2V$ se fait par la diode ZENER programmable, c'est cet élément qui ajoutera un décalage offset de la tension.

Le rôle principal de la diode ZENER programmable se résume par le montage suivant (Figure 4.5) :

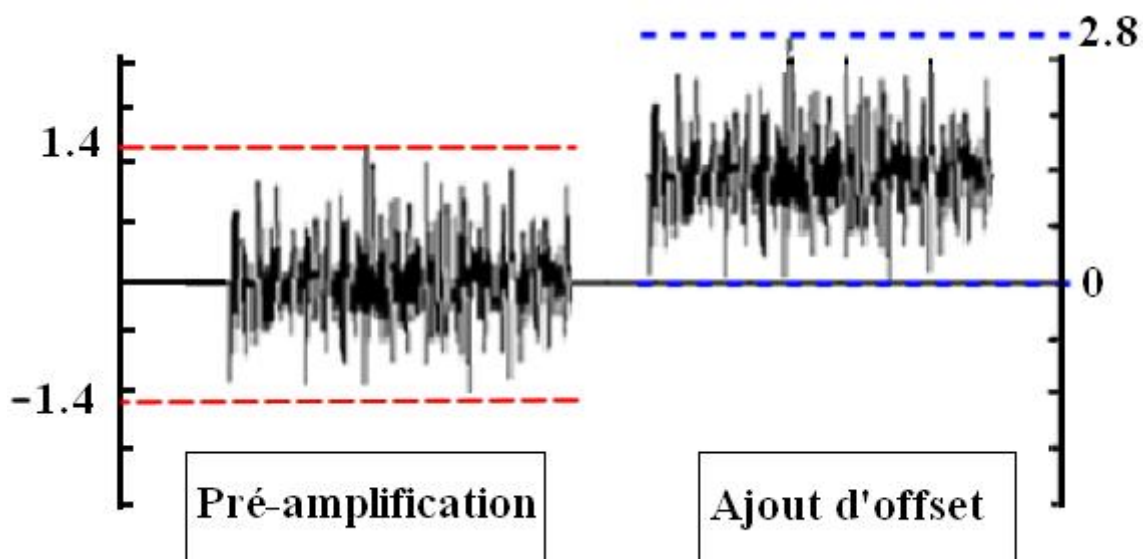


Figure 4.8 : Décalage du signal

4.4.3 Filtrage de signal après le décalage

Cette partie, est consacrée à traduire les filtres utilisés (le passe-bas et le passe-bande) sous forme de tracé \longrightarrow Diagramme de bode.

4.4.3.1 Filtre passe-bas RC

Pour tracer le diagramme de bode du circuit RC on passe d'abord par la fonction de transfert quand on a calculé puis tracé sous MATLAB.

La fonction de transfert :

$$F(s) = \frac{V_s(s)}{V_e(s)} = \frac{1}{R \cdot C \cdot s + 1} = \frac{K}{T \cdot s + 1}$$

Avec T la composante de temps $T = RC$

$K=1$ le gain statique

Le programme fait sous MATLAB :

```
close all;
clear all;
clc;
R=851.06;
C=47e-09;
% Example Transfer Function: G(s)

% Numerator
num = [1];
% Denominator
den = [R*C 1];

% Transfer Function
G = tf(num, den)

% Plot Frequency Response
bode(G), grid
```

Le diagramme de bode obtenu :

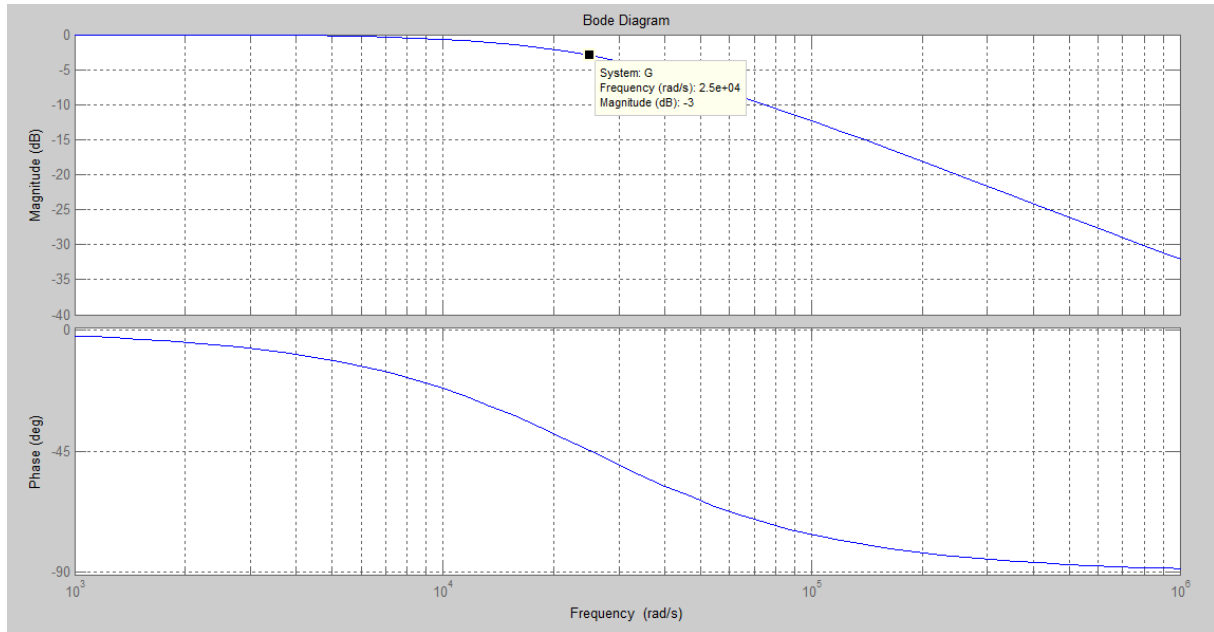


Figure 4.9 : Tracé de bode de la fonction de transfert

Calcul de la fréquence de coupure :

D'après le diagramme à -3dB la fréquence $\omega_c = 2.5 \cdot 10^4$ (rad/s)

Avec $\omega_c = 2\pi f_c$

$$\rightarrow f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{2.5 \cdot 10^4}{2 \cdot 3.14} = 3.980 \cdot 10^3 \text{ hz} \approx 4 \text{ Khz}$$

4.4.3.2 Filtre passe-bande

Pour tracer le diagramme de bode du circuit actif (filtre passe-bande) on passe d'abord par la fonction de transfert quand on a calculé puis tracé sous MATLAB. La fonction de transfert :

$$H(s) = \frac{V_s(s)}{V_e(s)} = \frac{-C1 * R2 * S}{(C1 * R1 * C2 * R2) S^2 + (C2 * R2 + C1 * R1) S + 1}$$

Le programme obtenu sous MATLAB :

```
close all;
clear all;
clc;
R1=15000;
R2=1500;
C1=220e-09;
C2=220e-09;
% Example Transfer Function:F(s)

% Numerator
num = [C1*R2 0];
% Denominator
den = [R1*C1*C2*R2 (R2*C2)+(C1*R1) 1];

% Transfer Function
G = tf(num, den)

% Plot Frequency Response
bode(G), grid
```

Le diagramme obtenu :

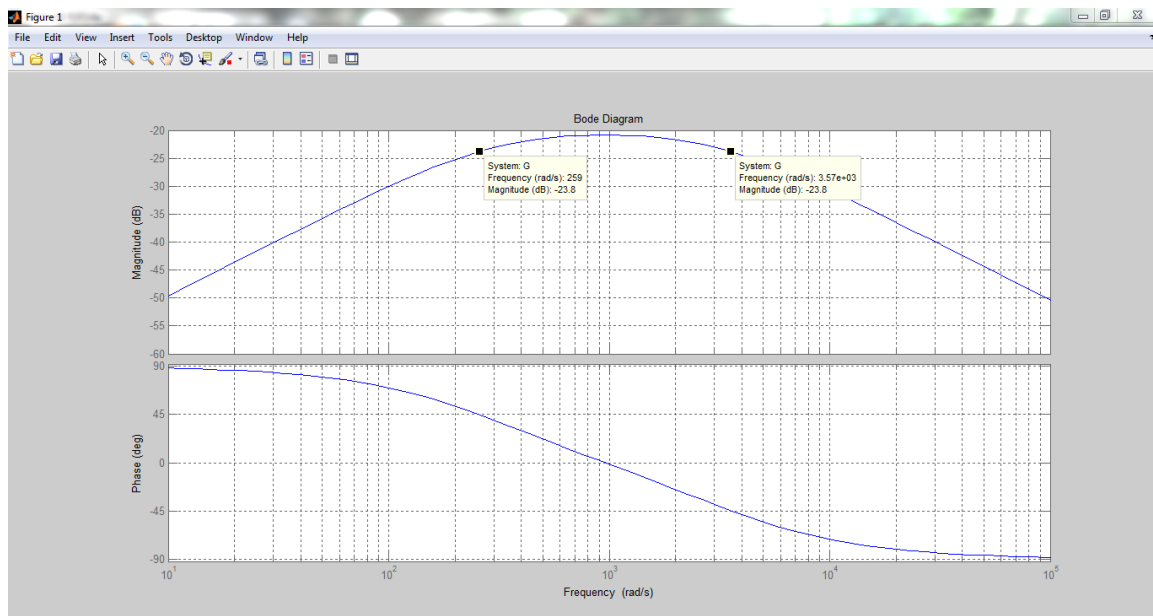


Figure 4.10 : Tracé de bode d'un filtre passe-bande

Calcul des fréquences de coupures :

D'après le diagramme de bode :

$$1 / \quad \omega_{c1} = 259 \text{ (rad/s)}$$

$$\text{Avec } \omega_{c1} = 2\pi f_{c1}$$

$$\rightarrow f_{c1} = \frac{\omega_{c1}}{2\pi} = \frac{259}{2 \times 3.14} = 41.24 \text{ Hz}$$

$$2 / \quad \omega_{c2} = 3.57 \times 10^3 \text{ (rad/s)}$$

$$\rightarrow f_{c2} = \frac{\omega_{c2}}{2\pi} = \frac{3.57 \times 10^3}{2 \times 3.14} = 568 \text{ Hz}$$

4.4.4 Le signal enregistré avec la carte ARDUINO

Avant et après contraction :

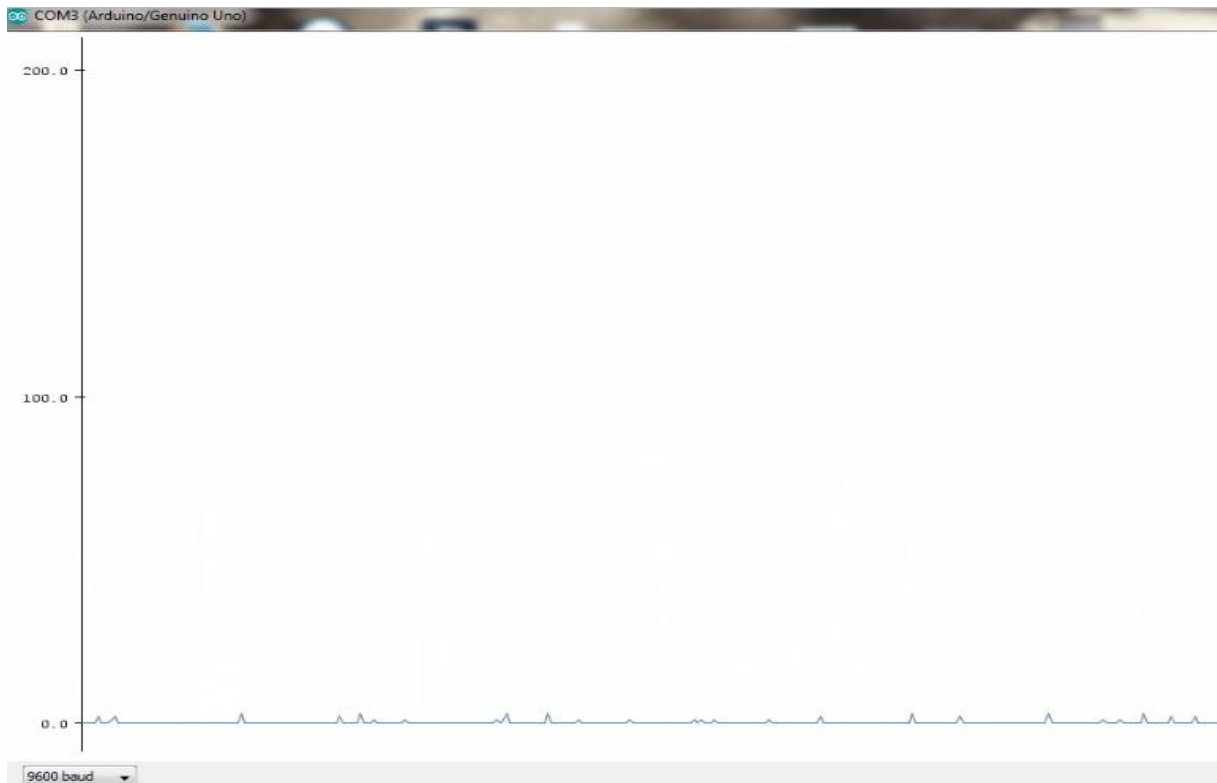


Figure 4.11 : Pas de contraction musculaire

Après la contraction :

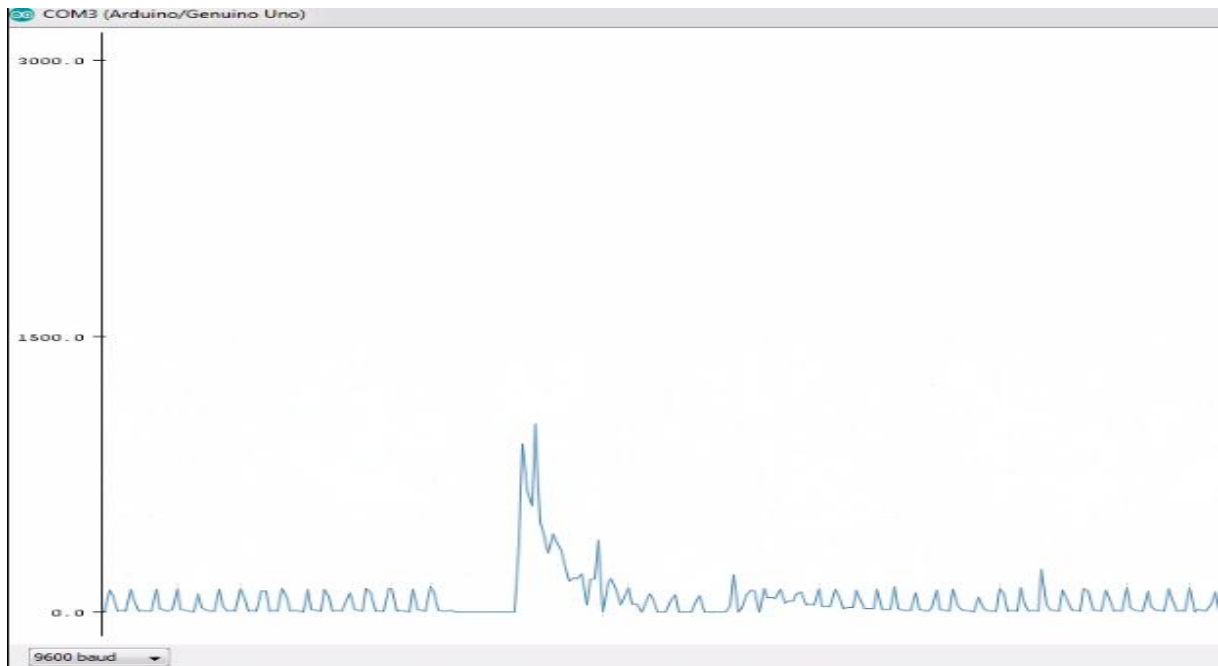


Figure 4.12 : Une forte contraction musculaire

4.5 Conclusion

Au niveau de ce dernier chapitre, on a pu atteindre l'objectif de notre mémoire, la réalisation de l'EMGs. Avec des composants électroniques, on a pu réaliser l'appareil avec un faible coût que tout le monde peut le concevoir. Le signal obtenu après la CAN de la carte Arduino est l'enveloppe du signal EMG.

Conclusion Générale

Conclusion

L'objectif de ce mémoire est de réaliser un EMG à base des électrodes de surface appelé examen d'EMG non invasif.

L'électrode est un capteur prenant une partie importante au niveau de cet examen, c'est l'outil principal qui fait la détection du signal EMG.

La position de l'électrode joue un rôle important, c'est l'élément qui détermine la forme du potentiel d'action et la contribution des PAUMs.

Notre EMG a été réalisé par les composants de base : un ensemble d'amplificateurs (les amplificateurs d'instrumentations INA118, et les amplificateurs opérationnel LM741) et une diode ZENER programmable.

Le choix de ces composants revient à leur performance, et les amplificateurs d'instrumentation ont donnée une bonne précision pour notre projet. L'AOP est intervenu dans la partie du filtrage de notre signal. Pour la diode ZENER programmable, elle nous a servie pour faire facilement le décalage. Et revient aussi sur la disponibilité du produit sur le marché.

Pour réussir à obtenir notre signal d'EMG on a passé par plusieurs étapes, l'étape la plus marquante est celle du filtrage où deux sortes de filtres (l'actif et le passif) ont été utilisés. Cette partie du projet nous a permis d'avoir un signal non bruité.

Enfin, ce projet a été énormément enrichissant il a combiné une réalisation à base de traitement signal avec la technologie de la carte ARDUINO. On a pu acquérir le signal d'EMG avant et après la contraction avec la carte ARDUINO.

Bibliographie

- [1] Robert Montraville Green MD. Commentary on the Effect of Electricity on Muscular Motion. Cambridge, MA., 1953.
- [2] Basmajian, J. V., and C. J. De Luca. Muscles Alive. Baltimore, Williams & Wilkins fifth edition., 1985.
- [3] Widmaier E.P, Raff H, Strang K.T. Vander's human physiology: The mechanism of body function. McGraw-Hill., 2008.
- [4] Françoise Jauzein, Les motoneurones alpha, 2010, http://accs.ens-lyon.fr/accs/ressources/neurosciences/neurone_therapie/differentiation_motoneurones/rappelstructurmoton/?searchterm=le%20motoneurone
- [5] Merletti, R, et Parker A. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. John Wiley & Sons., 2004.
- [6] PHYSIOLOGIE DU NEURONE, Le potentiel d'action, http://passeport.univ-lille1.fr/site/biologie/scbio/Neurone/Neurone_web.publi/web/co/03%205%20Potentiel%20d%27action.html
- [7] Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement, MEBARKIA KAMEL, Thèse, Novembre 2014.
- [8] Conception et réalisation d'un électromyogramme, BEKRI Hamida, mémoire, 2016.
- [9] <http://lapsychologie.weebly.com/le-systegraveme-nerveux-central-et-peacuteripheacuterique.html>
- [10] Examen EMG-dialymotion... centre d'électroneumyographie Hôpital des paupliers Paris
- [11] Paramétrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectés non-invasivement, MEBARKIA KAMEL, Thèse, Novembre 2014.
- [12] Conception et réalisation d'un électromyogramme, BEKRI Hamida, Mémoire 2016
- [13] Electrode de surface Ambu Neuroline 720

[14] Livre **ATLAS d'électromyographie**, Coll. Électromyographie, Vol. 3

Auteur : FOURNIER Emmanuel, Date de parution : 04-2013, vu 01/06/2017 à 10h

<https://www.lavoisier.fr/livre/medecine/atlas-d-electromyographie/fournier/descriptif-9782257205506>

[15] Conception d'un électromyogramme, Université du Québec à Chicoutimi
30 avril 2010. RapFinal_2009_109.pdf

[16] Muséum Moodle.

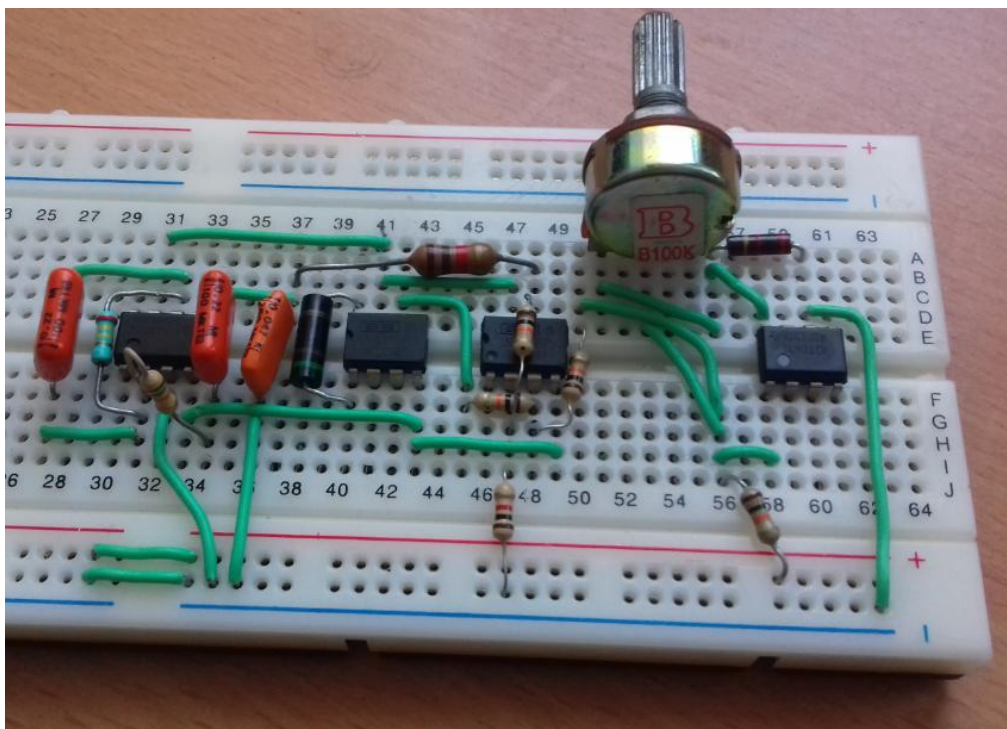
Edu.mnhn.fr/mod/Page/View/PnP?id=2683

Annexes

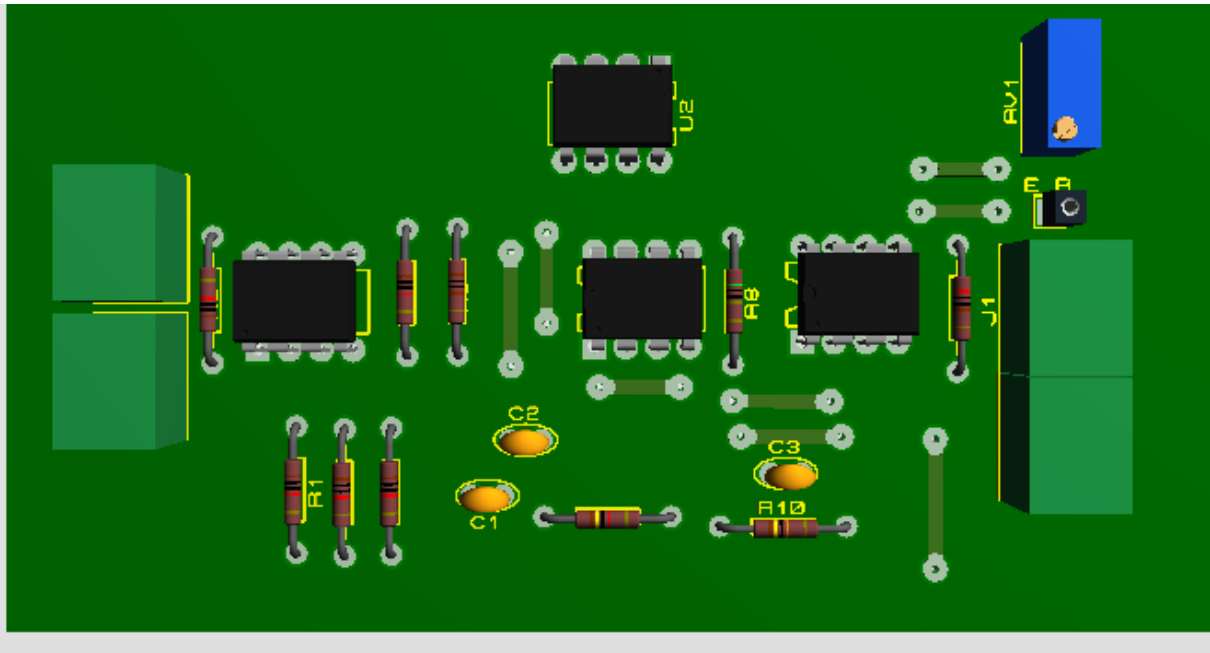
Annexe 1



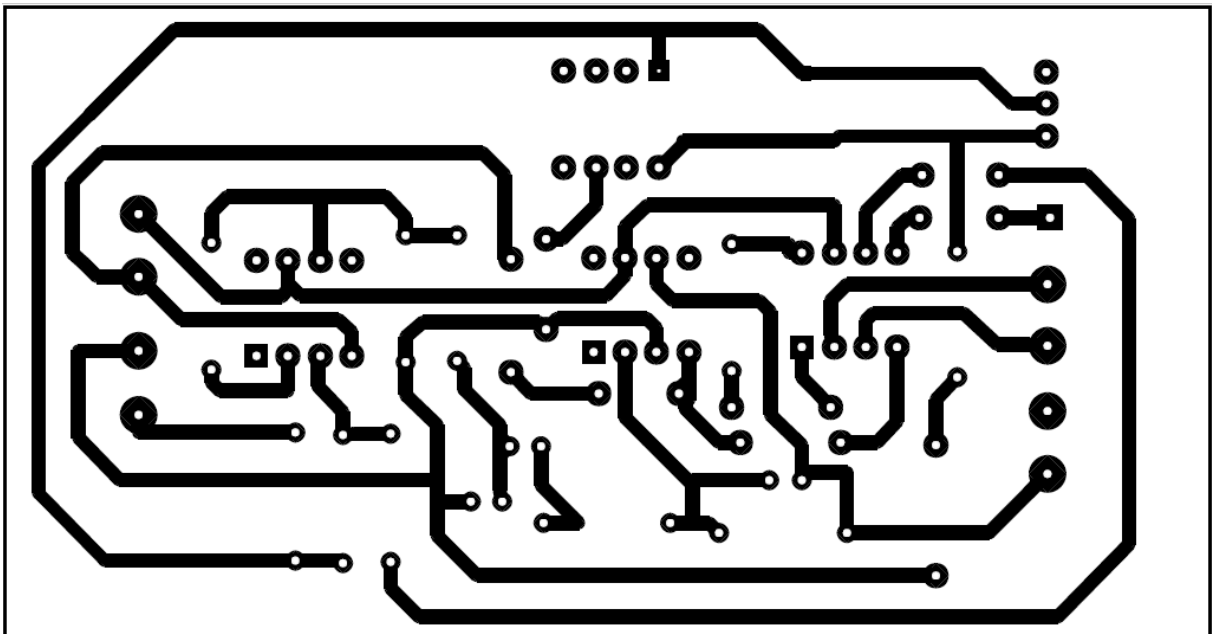
Alimentation symétrique de 9 volts



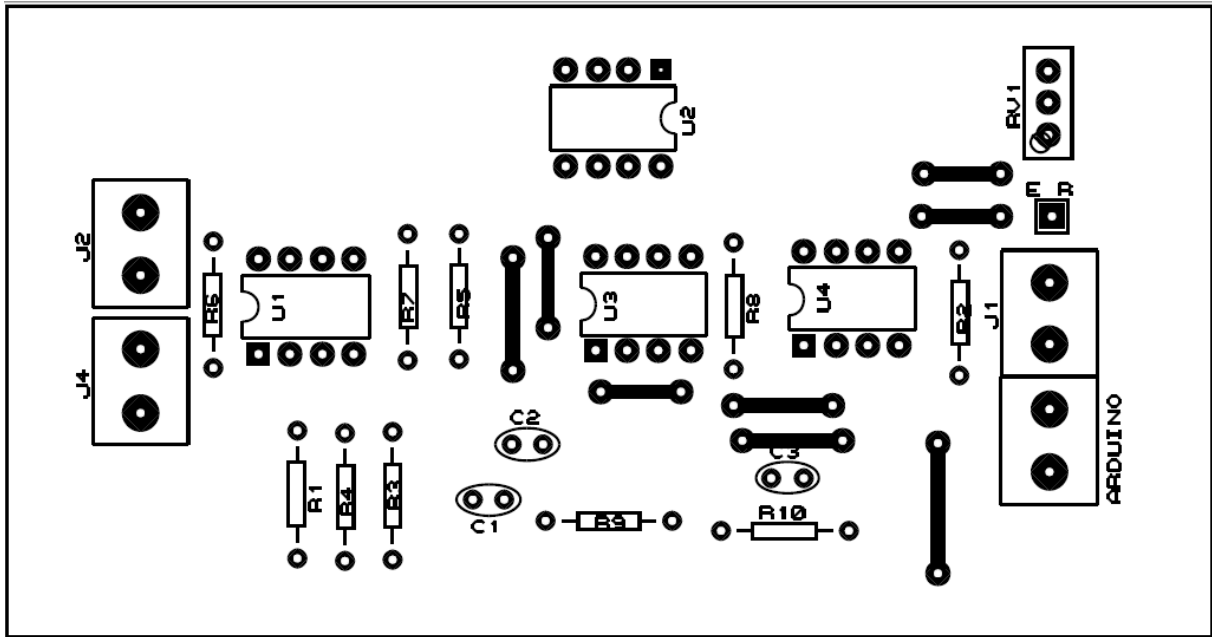
Les composants électroniques sur la plaque d'essai



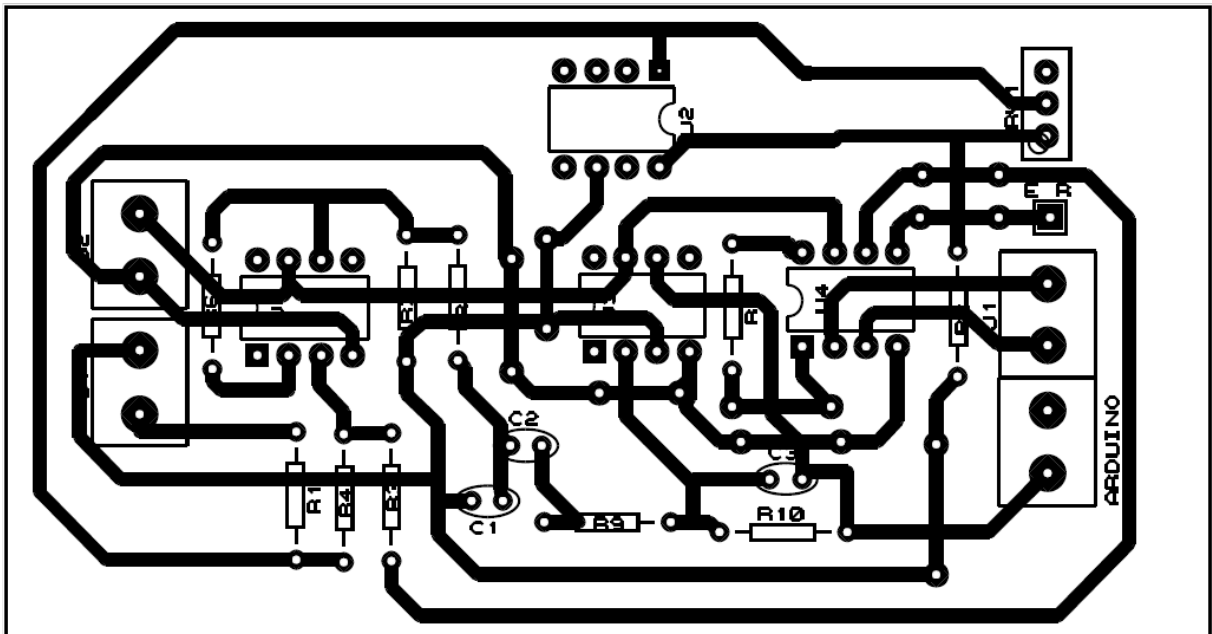
Vue en 3D du circuit EMG



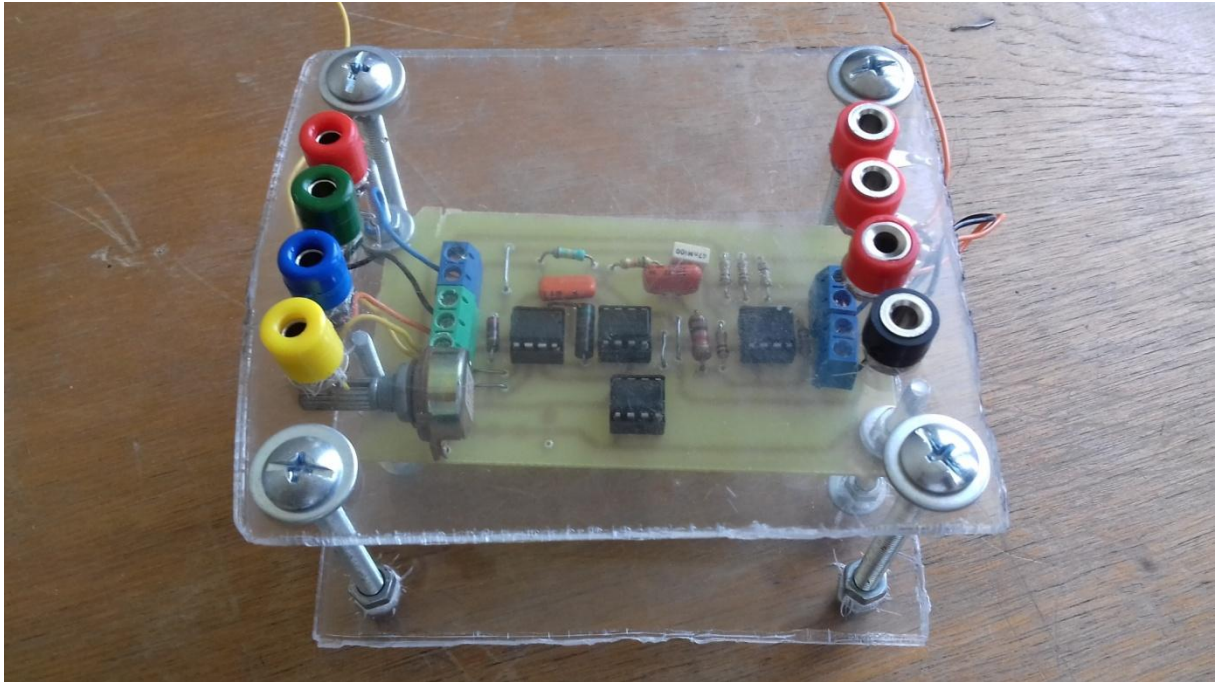
Circuit imprimé de l'EMG



Circuit du coté composants

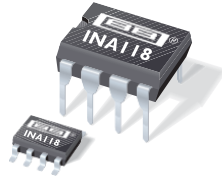


Circuit imprimé avec composants



Maquette de circuit EMG

Annexe 2



INA118

Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50 μ V max
- **LOW DRIFT:** 0.5 μ V/ $^{\circ}$ C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 5nA max
- **HIGH CMR:** 110dB min
- **INPUTS PROTECTED TO \pm 40V**
- **WIDE SUPPLY RANGE:** \pm 1.35 to \pm 18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 350 μ A
- **8-PIN PLASTIC DIP, SO-8**

APPLICATIONS

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

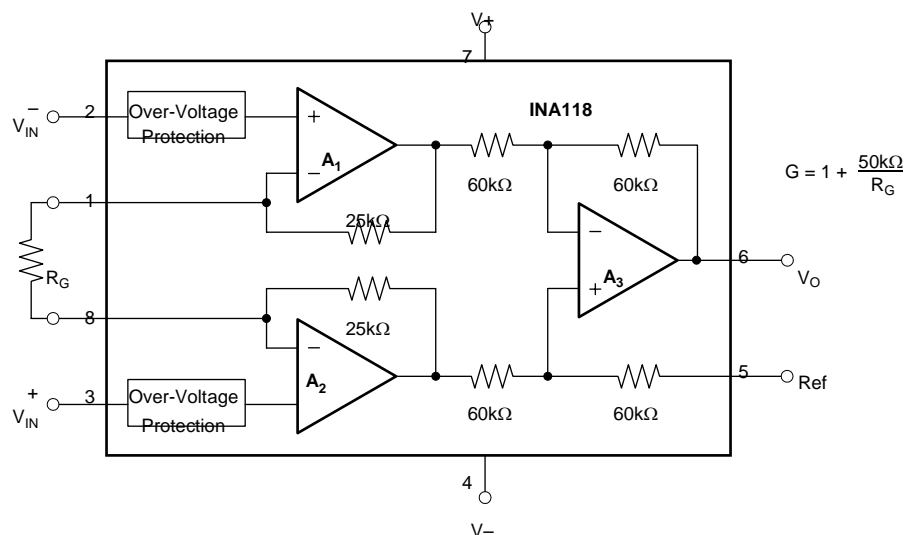
DESCRIPTION

The INA118 is a low power, 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. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (70kHz at $G = 100$).

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

The INA118 is laser trimmed for very low offset voltage (50 μ V), drift (0.5 μ V/ $^{\circ}$ C) and high common-mode rejection (110dB at $G = 1000$). It operates with power supplies as low as \pm 1.35V, and quiescent current is only 350 μ A—ideal for battery operated systems.

The INA118 is available in 8-pin plastic DIP, and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C temperature range.



SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

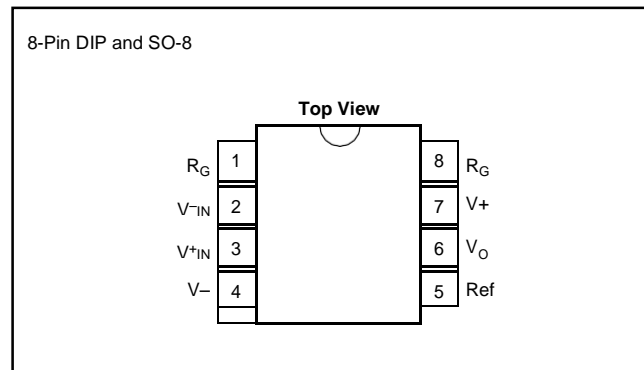
At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 10\text{k}\Omega$ unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA118PB, UB			INA118P, U			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT Offset Voltage, RTI Initial vs Temperature vs Power Supply Long-Term Stability Impedance, Differential Common-Mode Linear Input Voltage Range Safe Input Voltage Common-Mode Rejection	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{MIN}}$ to T_{MAX} $V_S = \pm 1.35\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$ $V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		$\pm 10 \pm 50/\text{G}$ $\pm 0.2 \pm 2/\text{G}$ $\pm 1 \pm 10/\text{G}$ $\pm 0.4 \pm 5/\text{G}$ $10^{10} \parallel 1$ $10^{10} \parallel 4$ $(V+) - 1$ $(V-) + 1.1$	$\pm 50 \pm 500/\text{G}$ $\pm 0.5 \pm 20/\text{G}$ $\pm 5 \pm 100/\text{G}$ $(V+) - 0.65$ $(V-) + 0.95$		$\pm 25 \pm 100/\text{G}$ $\pm 0.2 \pm 5/\text{G}$ *	$\pm 125 \pm 1000/\text{G}$ $\pm 1 \pm 20/\text{G}$ $\pm 10 \pm 100/\text{G}$ *	μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{mo}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ V V dB dB dB dB
BIAS CURRENT vs Temperature			± 1 ± 40	± 5		*	± 10	nA pA/ $^\circ\text{C}$
OFFSET CURRENT vs Temperature			± 1 ± 40	± 5		*	± 10	nA pA/ $^\circ\text{C}$
NOISE VOLTAGE, RTI f = 10Hz f = 100Hz f = 1kHz f _B = 0.1Hz to 10Hz Noise Current f = 10Hz f = 1kHz f _B = 0.1Hz to 10Hz	G = 1000, R _S = 0 Ω		11 10 10 0.28			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\mu\text{Vp-p}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ pAp-p
GAIN Gain Equation Range of Gain Gain Error Gain vs Temperature 50k Ω Resistance ⁽¹⁾ Nonlinearity	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $G = 1$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$	1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$ ± 0.01 ± 0.02 ± 0.05 ± 0.5 ± 1 ± 25 ± 0.0003 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.002	10000 ± 0.024 ± 0.4 ± 0.5 ± 1 ± 10 ± 100 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.01	*	*	*	V/V V/V % % % % ppm/ $^\circ\text{C}$ ppm/ $^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
OUTPUT Voltage: Positive Negative Single Supply High Single Supply Low Load Capacitance Stability Short Circuit Current	$R_L = 10\text{k}\Omega$ $R_L = 10\text{k}\Omega$ $V_S = +2.7\text{V}/0\text{V}^{(2)}$, $R_L = 10\text{k}\Omega$ $V_S = +2.7\text{V}/0\text{V}^{(2)}$, $R_L = 10\text{k}\Omega$	$(V+) - 1$ $(V-) + 0.35$ 1.8 60	$(V+) - 0.8$ $(V-) + 0.2$ 2.0 35 1000 +5/-12		*	*	*	V V V mV pF mA
FREQUENCY RESPONSE Bandwidth, -3dB Slew Rate Settling Time, 0.01% Overload Recovery	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $V_O = \pm 10\text{V}$, $G = 10$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ 50% Overdrive		800 500 70 7 0.9 15 15 21 210 20			*	*	kHz kHz kHz kHz V/ μs μs μs μs μs
POWER SUPPLY Voltage Range Current	$V_{\text{IN}} = 0\text{V}$	± 1.35	± 15 ± 350	± 18 ± 385	*	*	*	V μA
TEMPERATURE RANGE Specification Operating θ_{JA}		-40 -40	80	85 125	*	*	*	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$

* Specification same as INA118PB, UB.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k Ω " term in the gain equation. (2) Common-mode input voltage range is limited. See text for discussion of low power supply and single power supply operation.

PIN CONFIGURATION



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage	$\pm 18\text{V}$
Analog Input Voltage Range	$\pm 40\text{V}$
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	-40°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Storage Temperature	-40°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Junction Temperature	$+150^{\circ}\text{C}$
Lead Temperature (soldering, 10s)	$+300^{\circ}\text{C}$



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.

ORDERING INFORMATION

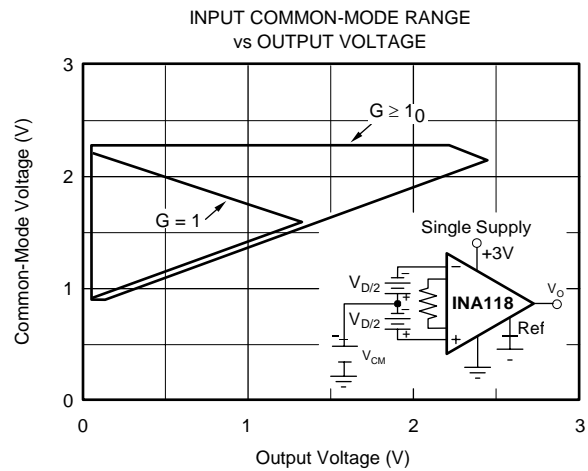
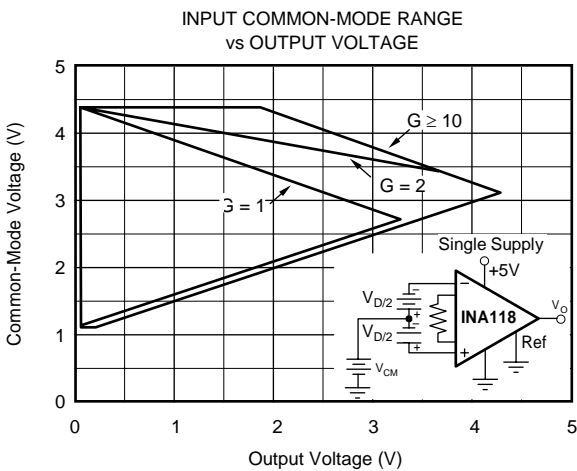
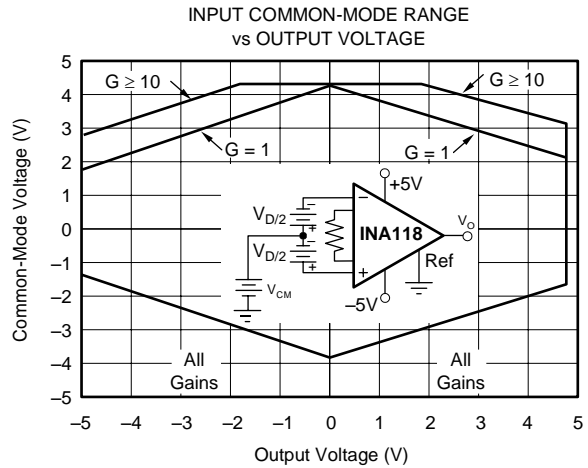
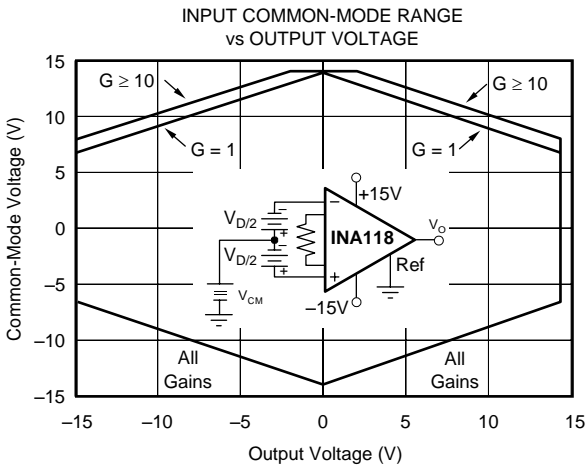
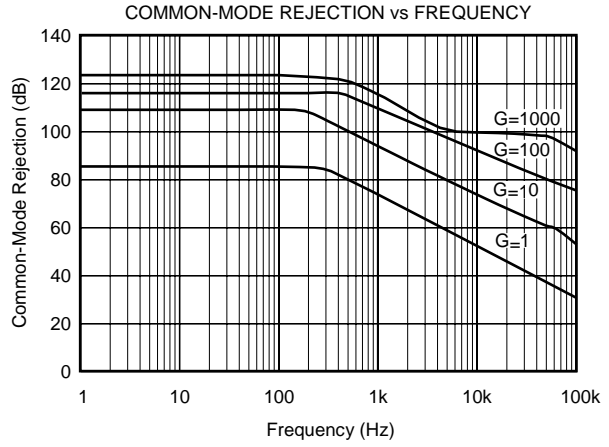
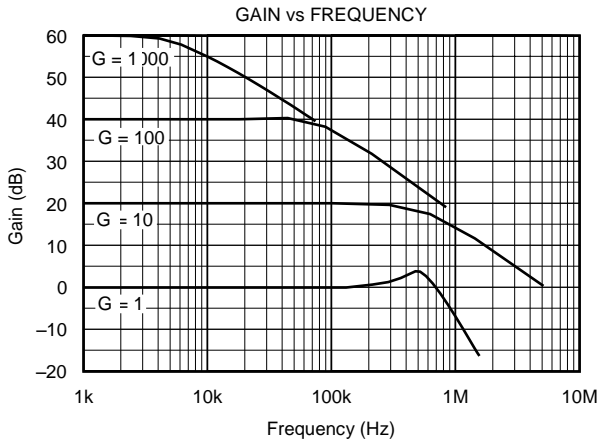
PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE
INA118P	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
INA118PB	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
INA118U	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
INA118UB	SO-8 Surface-Mount	182	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$

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

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

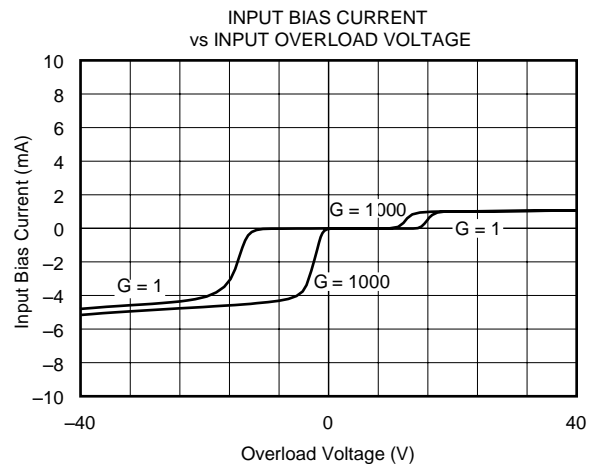
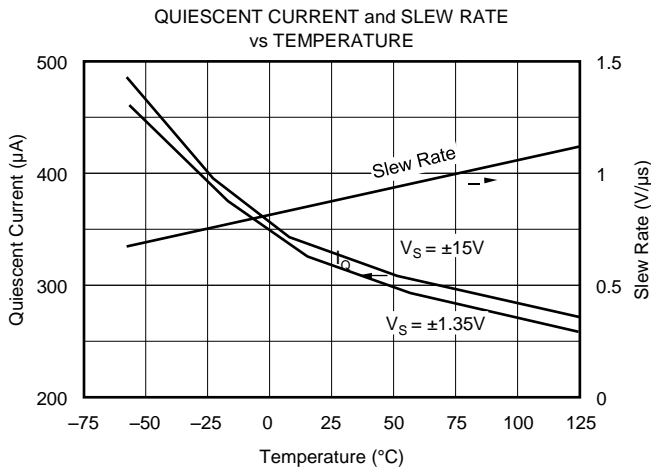
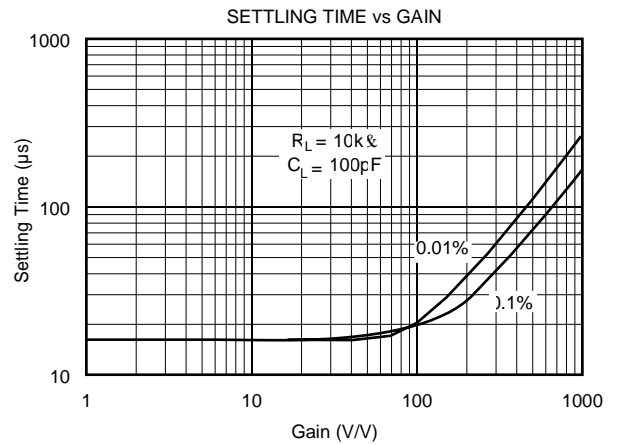
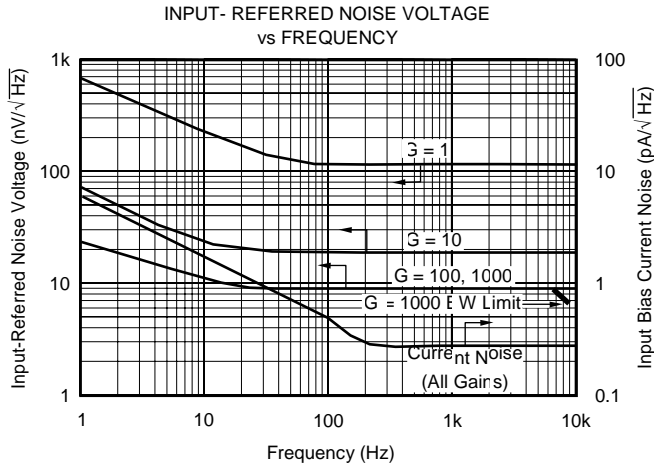
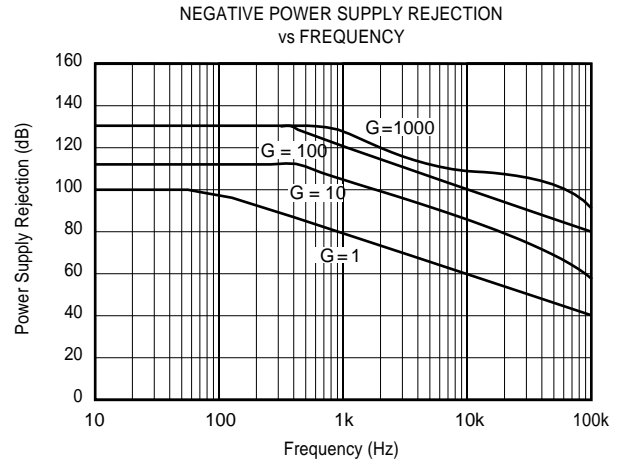
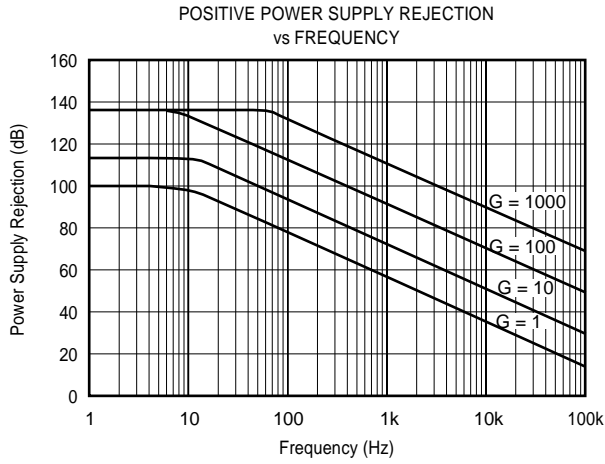
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



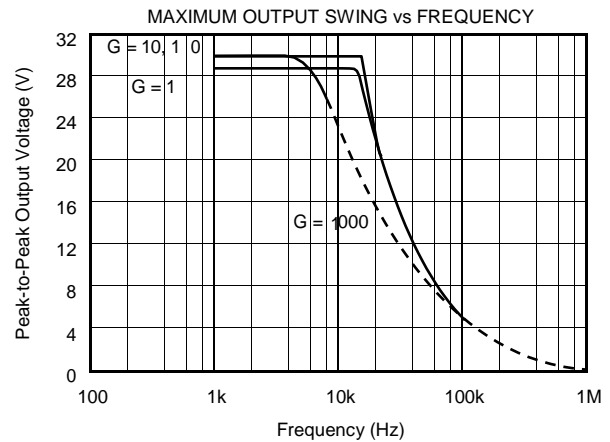
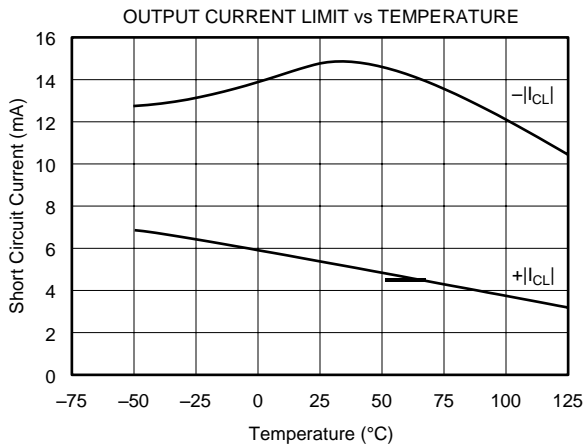
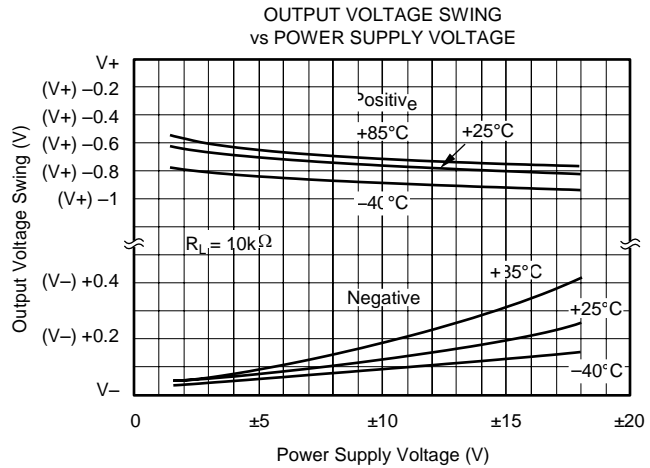
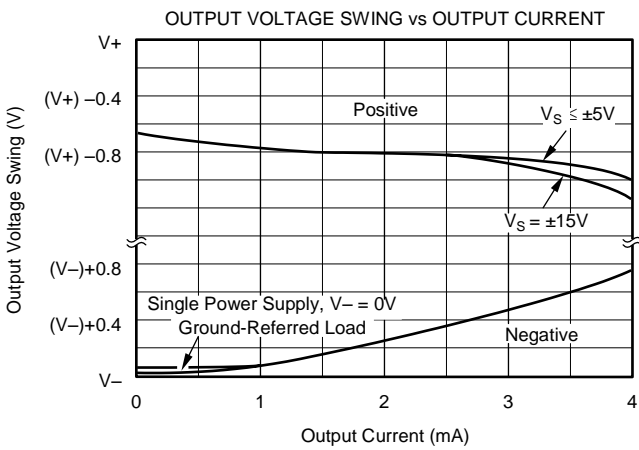
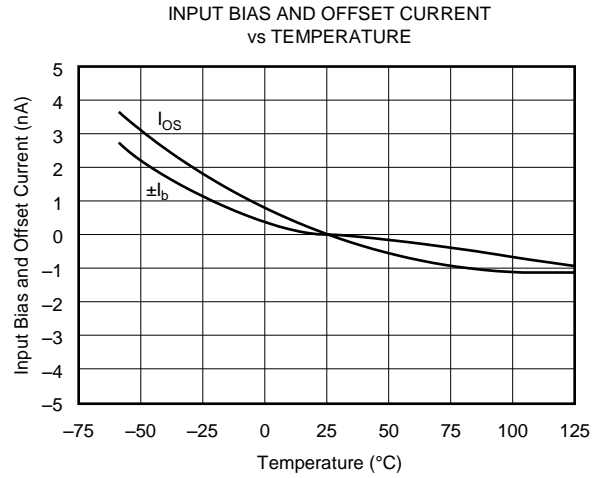
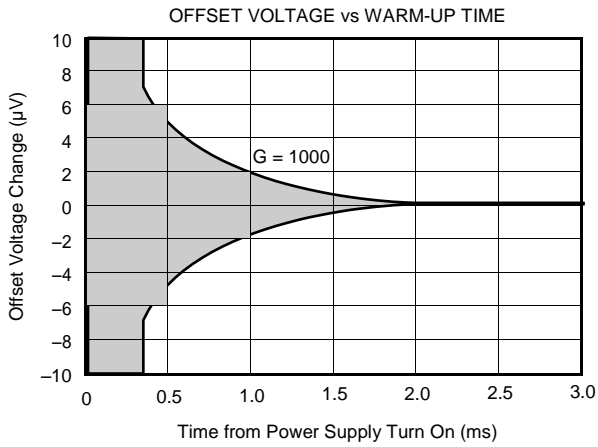
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



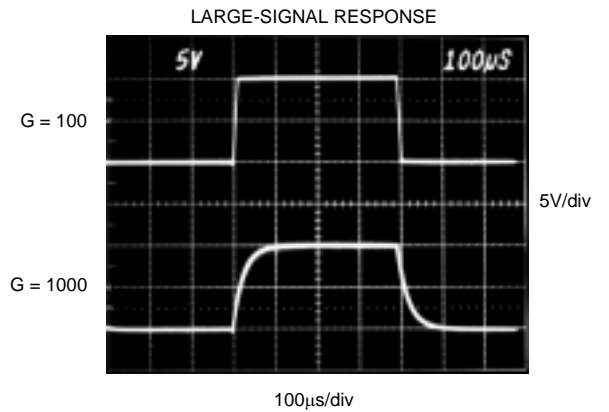
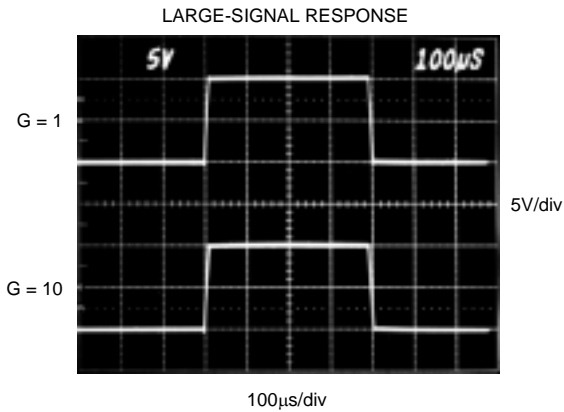
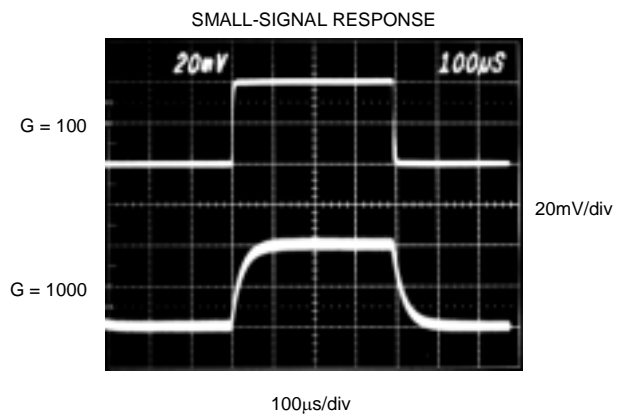
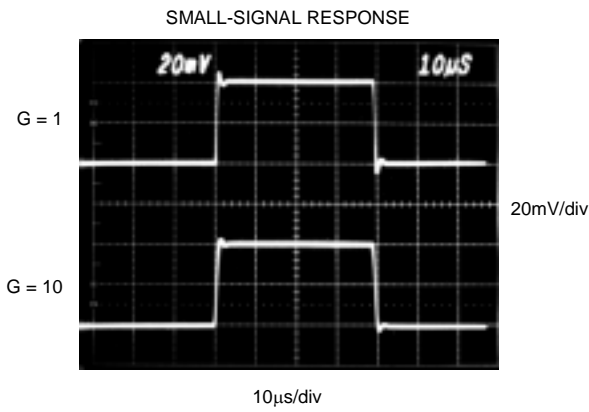
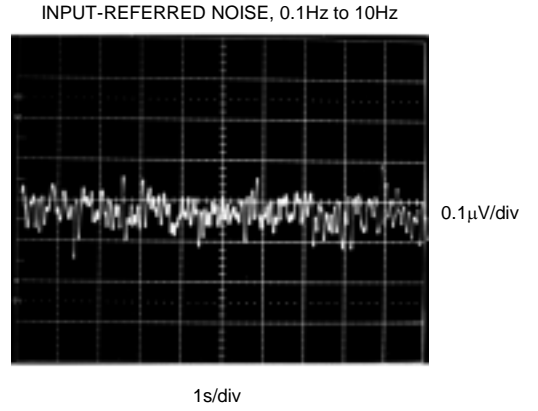
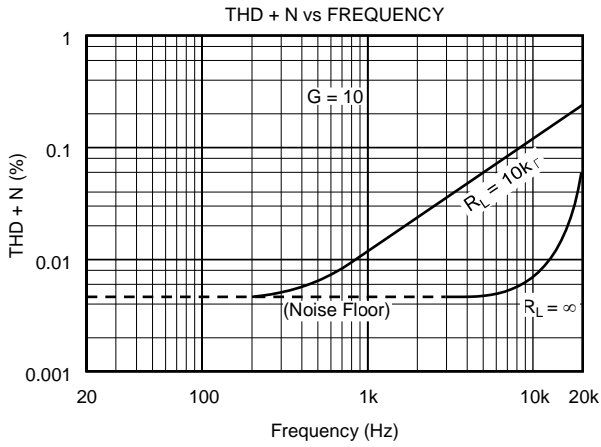
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA118. 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 12Ω 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 INA118 is set by connecting a single external resistor, R_G , connected between pins 1 and 8:

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

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 of A_1 and A_2 . These on-chip metal film resistors are laser trimmed to accurate absolute values. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA118.

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.

DYNAMIC PERFORMANCE

The typical performance curve “Gain vs Frequency” shows that, despite its low quiescent current, the INA118 achieves wide bandwidth, even at high gain. This is due to the current-feedback topology of the INA118. Settling time also remains excellent at high gain.

The INA118 exhibits approximately 3dB peaking at 500kHz in unity gain. This is a result of its current-feedback topology and is not an indication of instability. Unlike an op amp with poor phase margin, the rise in response is a predictable +6dB/octave due to a response zero. A simple pole at 300kHz or lower will produce a flat passband unity gain response.

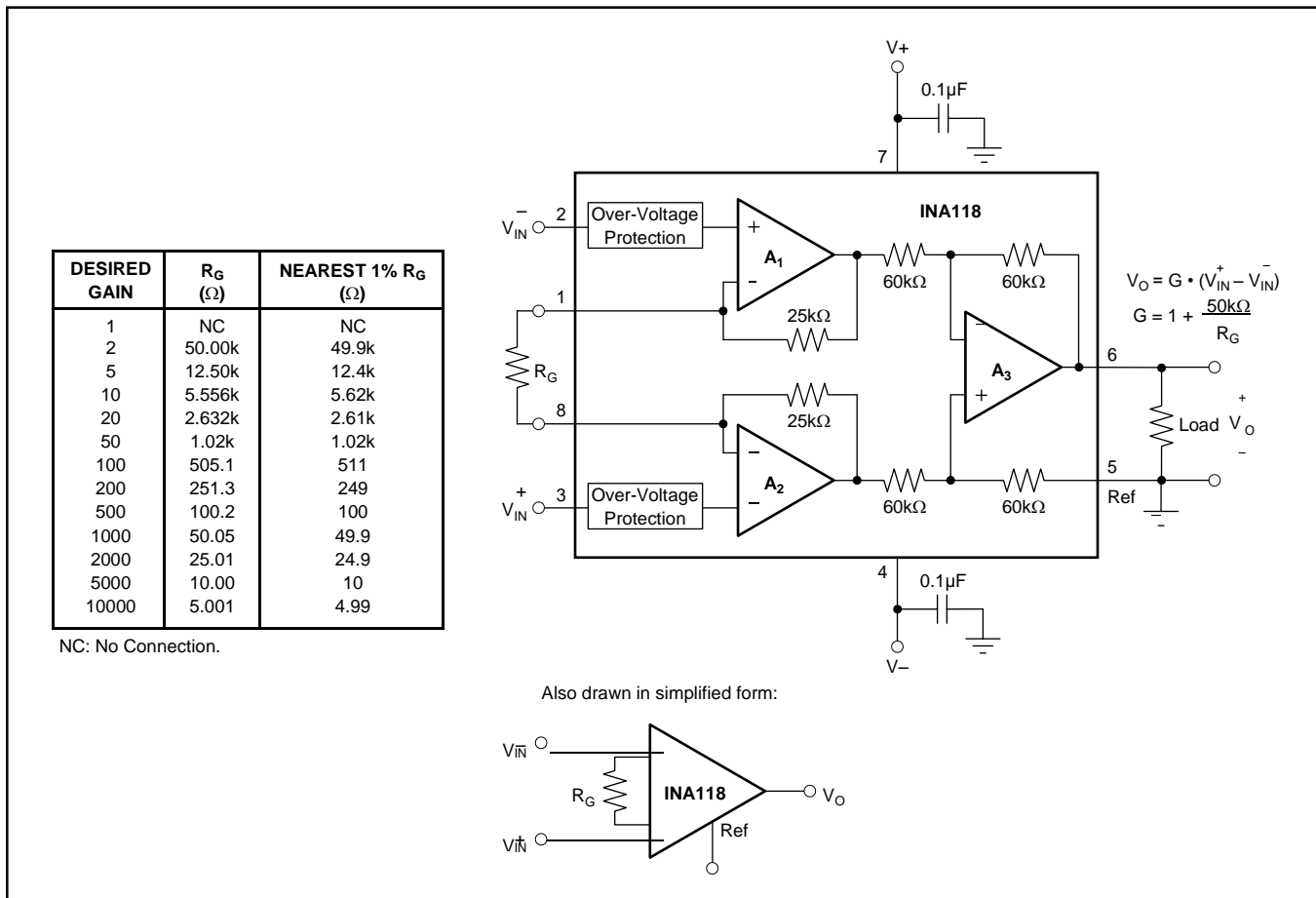
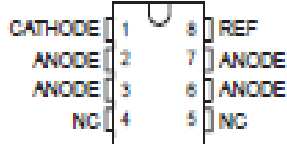


FIGURE 1. Basic Connections.

TL431, TL431A, TL431B
TL432, TL432A, TL432B
ADJUSTABLE PRECISION SHUNT REGULATORS
SILV9543J – AUGUST 2004 – REVISED DECEMBER 2005

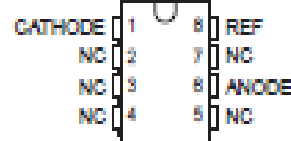
- Operation From -40°C to 125°C
- Reference Voltage Tolerance at 25°C
 - 0.5% ... B Grade
 - 1% ... A Grade
 - 2% ... Standard Grade
- Typical Temperature Drift (TL431B)
 - 6 mV (C Temp)
 - 14 mV (I Temp, Q Temp)
- Low Output Noise
- 0.2- Ω Typical Output Impedance
- Sink-Current Capability ... 1 mA to 100 mA
- Adjustable Output Voltage ... V_{REF} to 36 V

TL431, TL431A, TL431B ... D (SOIC) PACKAGE
(TOP VIEW)



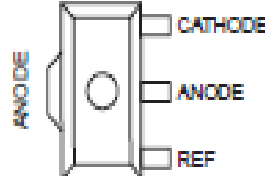
NC – No internal connection

TL431, TL431A, TL431B ... P (PDIP), PS (SOP),
OR PW (TSSOP) PACKAGE
(TOP VIEW)

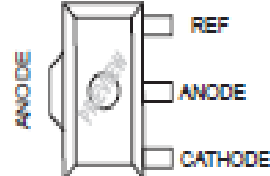


NC – No internal connection

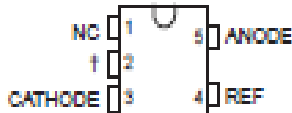
TL431, TL431A, TL431B ... PK (SOT-89) PACKAGE
(TOP VIEW)



TL432, TL432A, TL432B ... PK (SOT-89) PACKAGE
(TOP VIEW)



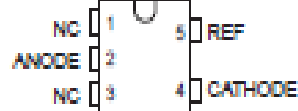
TL431, TL431A, TL431B ... DBV (SOT-23-5) PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

† Pin 2 is attached to Substrate and must be connected to ANODE or left open.

TL432, TL432A, TL432B ... DBV (SOT-23-5) PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

TL431, TL431A, TL431B ... DBZ (SOT-23-3) PACKAGE
(TOP VIEW)



TL432, TL432A, TL432B ... DBZ (SOT-23-3) PACKAGE
(TOP VIEW)



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

PowerFLEX is a trademark of Texas Instruments.

PRODUCTION DATA indicates a change in design from the previous data sheet. This data sheet is for the current design. The use of this data sheet is not recommended for new designs. It is only for use in existing designs. It is not intended for use in new designs. It is not intended for use in new designs.



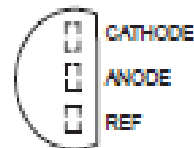
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2005, Texas Instruments Incorporated

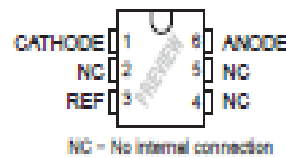
TL431, TL431A, TL431B
TL432, TL432A, TL432B
ADJUSTABLE PRECISION SHUNT REGULATORS

SLUG264J - AUGUST 2004 - REVISED DECEMBER 2005

TL431, TL431A, TL431B . . . LP (TO-92/TO-228) PACKAGE
 (TOP VIEW)

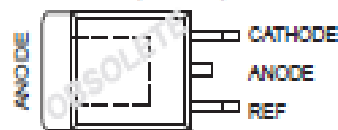


TL431A, TL431B . . . DCK (9C-70) PACKAGE
 (TOP VIEW)



NC - No internal connection

TL431 . . . KTP (PowerFLEX™/TO-252) PACKAGE
 (TOP VIEW)



description/ordering information

The TL431 and TL432 are three-terminal adjustable shunt regulators, with specified thermal stability over applicable automotive, commercial, and military temperature ranges. The output voltage can be set to any value between V_{REF} (approximately 2.5 V) and 36 V, with two external resistors (see Figure 17). These devices have a typical output impedance of 0.2 Ω . Active output circuitry provides a very sharp turn-on characteristic, making these devices excellent replacements for Zener diodes in many applications, such as onboard regulation, adjustable power supplies, and switching power supplies. The TL432 has exactly the same functionality and electrical specifications as the TL431, but has different pinouts for the DBV, DBZ, and PK packages.

Both the TL431 and TL432 devices are offered in three grades, with initial tolerances (at 25°C) of 0.5%, 1%, and 2%, for the B, A, and standard grade, respectively. In addition, low output drift vs temperature ensures good stability over the entire temperature range.

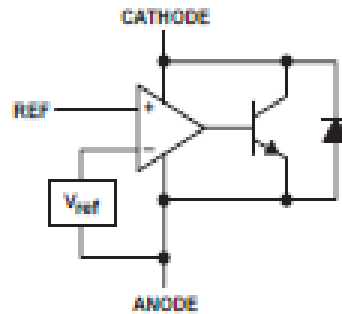
The TL431xC devices are characterized for operation from 0°C to 70°C, the TL431xD devices are characterized for operation from -40°C to 85°C, and the TL431xE devices are characterized for operation from -40°C to 125°C.

TL431, TL431A, TL431B
 TL432, TL432A, TL432B
 ADJUSTABLE PRECISION SHUNT REGULATORS
 SLV9543J – AUGUST 2004 – REVISED DECEMBER 2005

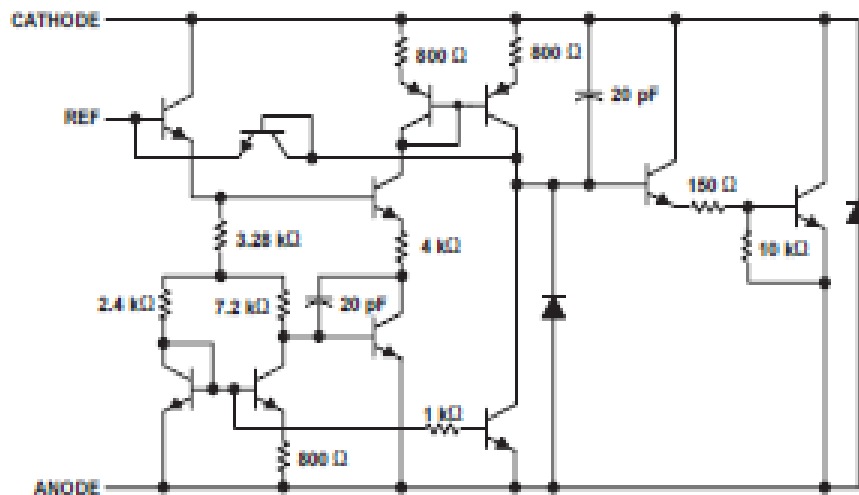
symbol



functional block diagram



equivalent schematic†



† All component values are nominal.

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

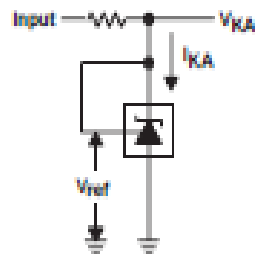


Figure 2. Test Circuit for $V_{KA} = V_{ref}$

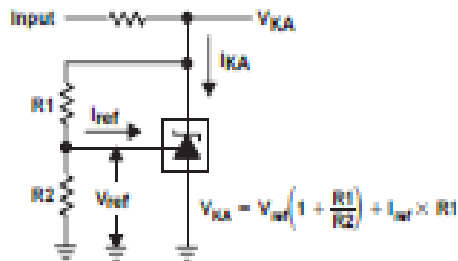


Figure 3. Test Circuit for $V_{KA} > V_{ref}$

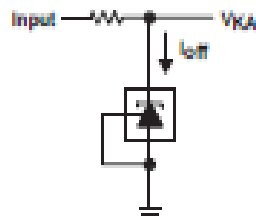


Figure 4. Test Circuit for I_{off}