

جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان



Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen
Faculté de Technologie
Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : RACHEDI Asmaa et KADID Ilhem

Détection des mouvements des pieds

Soutenu le 24/06/ 2018 devant le Jury

| | | | | |
|----|--------------|------------|-----------------------|-----------|
| Mr | SOULIMANE. S | <i>MCA</i> | Université de Tlemcen | Président |
| Mr | BAHADADA .O | <i>MCB</i> | Université de Tlemcen | Examineur |
| Mr | Dib Nabil | <i>MCB</i> | Université de Tlemcen | Encadreur |

Année universitaire 2017-2018

Remerciements

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

*Nous commençons par exprimer notre profonde reconnaissance et nos vifs remerciements au monsieur **DIB NABIL** d'avoir nous encadrer, pour ses encouragements, ses conseils, sa disponibilité et surtout pour sa patience.*

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

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

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

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

Nous dédions ce travail à nos familles, berceaux de notre culture. Sans elles nous ne serons pas ce que nous sommes Aujourd'hui. Nous remercions nos parents pour leurs soutiens tout au long de nos Cheminement scolaire

Enfin, mes remerciements les plus sincères à toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Merci

Dédicace

Je dédie ce modeste travail avec mon grand amour et mon entière gratitude aux les plus profond a :

Mes très chers parents, qui m'ont inspiré le goût de la persévérance et la guette de la réussite, que dieux les protèges et les bénisses.

Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit de vos sacrifices que vous avez consentis pour mon éducation et ma formation.

Vous représentez pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et De prier pour moi, votre prière et votre bénédiction m'ont été d'un grand secours Pour mener à bien mes études.

Mon frère : ABED EL RAHIM

Ma sœur AMINA

Mon encadreur : Mr Dib Nabil.

Ma binôme et ma sœur : Asmaa et sa famille.

Tous mes ami(e)s est sur tout : ASMAA, HADJER, SOUMIYA, HALIMA (mcha9albat)

A tous les professeures de Génie biomédical spécialement

Tous les étudiants de ma promotion : 2017-2018

Le plus proche de mon cœur et toute ma famille.

Tous ceux qui m'aiment.

Tous ceux que j'aime

KADID ILHEM

Dédicace

Je dédie ce modeste travail avec mon grand amour et mon entière gratitude aux plus profond a :

Ma mère, Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

Mon père, qui a toujours cru en moi et a mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour que je réussisse dans mes études.

Mes frères, qui ont toujours me souhaite le bonheur.

A mes familles :

*Pour toute l'affection qu'ils m'ont donnée et pour leur précieux encouragement.
Que Dieu, le tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie*

.

Mon directeur de mémoire Mr Dib Nabil :

Pour avoir accepté de m'encadrer tout au long de ce travail, pour ses conseils et suggestions et surtout pour sa patience.

Mon binôme et ma sœur KADID ILHEM :

La personne avec laquelle j'ai partagé cette expérience et qui n'a cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité.

A mes meilleurs amis :

Soumeya, Hadjer, Halima, Amel et bidountii« Ilhem », Merci pour les bons moments qu'on a passé ensemble, de votre soutien et de votre serviabilité.

A tous les professeures de Génie biomédical spécialement

Et en fin, A tous les étudiants de ma promotion : 2017-2018.

Tous ceux qui m'aiment.

Tous ceux que j'aime

RACHEDI ASMAA

Table de matière

| | |
|---|---------------|
| REMERCIEMENTS..... | II |
| DEDICACE..... | III |
| DEDICACE | IV |
| TABLE DE MATIERE..... | V |
| LISTE DES FIGURES..... | VII |
| GLOSSAIRE..... | VIII |
| INTRODUCTION GENERALE..... | -2- |
| I. CHAPITRE 1 : ASPECT MEDICAL..... | - 4 - |
| INTRODUCTION | - 4 - |
| I.1. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE MUSCULAIRE..... | - 4 - |
| I.2. LES MUSCLES SQUELETTIQUES | - 6 - |
| I.3. CARACTERISTIQUES MECANIKES DU MUSCLE SQUELETTIQUE | - 10 - |
| I.4. PROPRIETES ELECTRIQUES DU TISSU MUSCULAIRE..... | - 10 - |
| I.5. ELECTROMYOGRAMME | - 11 - |
| I.5.1. DEFINITION DU SIGNAL..... | - 11 - |
| I.5.2. SOURCE DE SIGNAL EMG | - 12 - |
| I.5.2.1. POTENTIEL D’ACTION..... | - 12 - |
| I.5.2.1.1. POTENTIEL DE REPOS..... | - 13 - |
| I.5.2.1.2. DEPOLARISATION..... | - 13 - |
| I.5.2.1.3. LA REPOLARISATION..... | - 13 - |
| I.5.2.1.4. HYPERPOLARISATION | - 13 - |
| I.5.2.2. POTENTIEL D’UNITE MOTRICE | - 13 - |
| I.6. DETECTION DE SIGNAL EMG | - 14 - |
| I.6.1. DETECTION INVASIVE DES SIGNAUX EMG : ELECTRODE INTRAMUSCULAIRE..... | - 14 - |
| I.6.2. DETECTION EMG NON-INVASIVE : ELECTRODE DE SURFACE | - 14 - |
| I.7. PROPRIETES DU SIGNAL EMG..... | - 15 - |
| I.8. L’ETAT DE L’ART (UN PEU D’HISTORIQUE)..... | - 16 - |
| CONCLUSION | - 17 - |
| II. CHAPITRE 2 : CONCEPTION ET REALISATION | - 19 - |
| INTRODUCTION | - 19 - |
| II.1. ETUDE DU DISPOSITIF | - 19 - |
| II.2. ETUDE DETAILLEE DE CHAQUE BLOC | - 20 - |
| II.2.1. LES ELECTRODES..... | - 20 - |
| II.2.1.1. PRINCIPE..... | - 20 - |
| II.2.1.2. CONFIGURATION DES ELECTRODES | - 21 - |
| II.2.1.3. PREPARATION DE LA PEAU | - 21 - |
| II.2.1.4. PLACEMENT D’ELECTRODE D’EMG | - 21 - |
| II.2.2. ETAGE D’AMPLIFICATION | - 21 - |
| II.2.2.1. AMPLIFICATEUR OPERATIONNEL | - 22 - |
| A. BROCHAGE DE CET AMPLIFICATEUR..... | - 22 - |
| II.2.2.2. L’AMPLIFICATEUR D’INSTRUMENTATION | - 22 - |
| II.2.2.2.1. DECOMPOSITION DE L’AMPLIFICATEUR D’INSTRUMENTATION | - 23 - |
| a. Premier étage (préamplificateur) | - 23 - |
| b. Deuxième étage (Amplificateur différentiel) | - 24 - |
| II.2.2.2.2. LES CARACTERISTIQUES D’UN AMPLIFICATEUR D’INSTRUMENTATION | - 25 - |

| | | |
|---|--|---------------|
| II.2.2.2.3. | NOTRE REALISATION | - 25 - |
| II.2.3. | CIRCUIT DE CONTRE REACTION NEGATIVE | - 26 - |
| II.2.4. | ETAGE DE FILTRAGE | - 27 - |
| II.2.4.1. | ETUDE THEORIQUE..... | - 27 - |
| II.2.4.1.1. | SOURCES DES BRUITS DANS LE SIGNAL EMG | - 27 - |
| II.2.4.2. | FILTRAGE..... | - 28 - |
| II.2.4.2.1. | DEFINITION | - 28 - |
| II.2.4.2.2. | CARACTERISTIQUES DES FILTRES | - 28 - |
| II.2.4.2.3. | CATEGORIES DES FILTRES | - 29 - |
| a. | <i>Les filtres numériques</i> | - 29 - |
| b. | <i>Les filtres Analogiques</i> | - 29 - |
| II.2.4.3. | NOTRE REALISATION..... | - 29 - |
| II.2.4.3.1. | UN FILTRE PASSIF PASSE-HAUT..... | - 30 - |
| II.2.4.3.2. | LE FILTRE PASSE BAS DE BUTTERWORTH..... | - 30 - |
| II.2.5. | ETAGE SUIVEUR..... | - 32 - |
| II.2.6. | ETAGE ALIMENTATION | - 32 - |
| II.2.6.1. | BLOC DE REGULATEUR..... | - 33 - |
| II.2.6.2. | LE CIRCUIT ICL7660..... | - 34 - |
| II.2.7. | LE CIRCUIT D'OFFSET..... | - 34 - |
| II.2.8. | LA CARTE ARDUINO | - 35 - |
| II.2.8.1. | DESCRIPTION D'UNE CARTE ARDUINO | - 35 - |
| II.2.8.2. | L'ALIMENTATION | - 36 - |
| II.2.8.3. | MICROCONTROLEUR..... | - 36 - |
| II.2.8.4. | LES ENTREES/ SORTIES..... | - 36 - |
| II.2.8.5. | INTERFACE USB/SERIE | - 37 - |
| II.2.8.5.1. | CARACTERISTIQUES..... | - 37 - |
| II.2.8.5.2. | LOGICIEL DE PROGRAMMATION DE LA CARTE ARDUINO..... | - 37 - |
| II.2.8.5.3. | LANGAGE ARDUINO | - 38 - |
| | CONCLUSION | - 39 - |
| III. CHAPITRE 3 : MESURES ET RESULTATS | | - 41 - |
| | INTRODUCTION | - 41 - |
| III.1.1. | LES ELECTRODES..... | - 41 - |
| III.1.2. | ETAGE D'AMPLIFICATION | - 41 - |
| III.1.3. | ETAGE DE FILTRAGE | - 44 - |
| III.1.4. | L'AMPLIFICATION..... | - 47 - |
| III.1.5. | L'ETAGE OFFSET | - 49 - |
| III.1.6. | L'ALIMENTATION | - 51 - |
| III.2. | LA CARTE ARDUINO | - 51 - |
| III.3. | TRAITEMENT ET ANALYSE DE SIGNAL..... | - 51 - |
| III.3.1. | LA RECTIFICATION..... | - 55 - |
| III.3.2. | DETECTEUR D'ENVELOPPE | - 55 - |
| III.3.3. | INTERPRETATION DES RESULTATS..... | - 58 - |
| III.4. | L'INTERFACE GRAPHIQUE | - 58 - |
| | CONCLUSION | - 62 - |
| BIBLIOGRAPHIE | | - 65 - |
| ANNEXE..... | | - 68 - |
| RESUME..... | | - 86 - |

Liste des figures

| | |
|---|--------|
| Figure I-1 La forme générale de muscle [2]..... | - 4 - |
| Figure I-2 point d'insertion des muscles [3] | - 4 - |
| Figure I-3 les types de muscles [1]..... | - 5 - |
| Figure I-4 le muscle lisse [1]..... | - 5 - |
| Figure I-5 le muscle cardiaque [1] | - 5 - |
| Figure I-6 le muscle squelettique [1]..... | - 6 - |
| Figure I-7 le muscle squelettique [3]..... | - 6 - |
| Figure I-8 structure de muscle squelettique [4]..... | - 7 - |
| Figure I-9 les fibres musculaires [1] | - 7 - |
| Figure I-10 les types de fibres [4] | - 8 - |
| Figure I-11 Myofibrille en microscopie optique [2]..... | - 8 - |
| Figure I-12 La structure des myofilaments épais [5]..... | - 9 - |
| Figure I-13 La structure des myofilaments minces [5] | - 10 - |
| Figure I-14 l'unité motrice [7] | - 11 - |
| Figure I-15 le signal électromyogramme EMG [9]..... | - 12 - |
| Figure I-16 le potentiel d'action [9]..... | - 12 - |
| Figure I-17 Génération du potentiel d'action de l'unité motrice [10] | - 13 - |
| Figure I-18 L'électrode aiguille [6] | - 14 - |
| Figure I-19 Electrode de surface [10] | - 15 - |
| Figure I-20 Caractéristique d'EMG [10]..... | - 15 - |
| Figure I-21 signal EMG bruité [10] | - 16 - |
| Figure II-1 schéma bloc | - 19 - |
| Figure II-2 les électrodes de surface [20]..... | - 20 - |
| Figure II-3 Disposition des électrodes de surfaces | - 21 - |
| Figure II-4 Branchage d'un AOP..... | - 22 - |
| Figure II-5 Montage de préamplificateur | - 23 - |
| Figure II-6 Montage d'amplificateur différentiel..... | - 24 - |
| Figure II-7 Schéma d'amplificateur d'instrumentation | - 24 - |
| Figure II-8 Schéma électrique d'amplificateur d'instrumentation..... | - 26 - |
| Figure II-9 Schéma électrique sous Isis | - 27 - |
| Figure II-10 Schéma électrique du filtre passe haut | - 30 - |
| Figure II-11 Schéma électrique de filtre passe bas | - 31 - |
| Figure II-12 Schéma électrique de suiveur..... | - 32 - |
| Figure II-13 schéma électrique de régulateur [7805 et 7905] | - 33 - |
| Figure II-14 Schéma électrique de circuit d'alimentation..... | - 33 - |
| Figure II-15 le convertisseur de tension ICL7660..... | - 34 - |
| Figure II-16 Schéma électrique de circuit d'offset | - 34 - |
| Figure II-17 Schéma bloc d'acquisition numérique de signal..... | - 35 - |
| Figure II-18 la carte Arduino [27]..... | - 35 - |
| Figure II-19 Les entrées / sorties numériques dans la carte Arduino[26]..... | - 36 - |
| Figure II-20 les entrées /sorties analogiques [26]..... | - 36 - |
| Figure II-21 interface USB/ série | - 37 - |
| Figure II-22 IDE Arduino | - 38 - |
| Figure II-23 Structures de programme Arduino | - 39 - |
| Figure III-1 les électrodes de surface | - 41 - |
| Figure III-2 Schéma électrique d'amplificateur d'instrumentation | - 42 - |
| Figure III-3 visualisation 3D d'un amplificateur d'instrumentation | - 42 - |
| Figure III-4 circuit d'amplificateur d'instrumentation (PDF) | - 42 - |
| Figure III-5 Amplification de signal par l'amplificateur d'instrumentation INA114..... | - 43 - |
| Figure III-6 Amplification de signal EMG par l'amplificateur d'instrumentation INA114 | - 43 - |

| | |
|---|--------|
| Figure III-7 Schéma électrique représente L'étage de filtrage | - 44 - |
| Figure III-8 visualisation 3D d'un circuit de filtrage | - 44 - |
| Figure III-9 circuit de filtrage (PDF)..... | - 45 - |
| Figure III-10 représente la sortie des filtres | - 45 - |
| Figure III-11 la réponse fréquentielle de filtre passe bas | - 46 - |
| Figure III-12 la réponse fréquentielle de filtre passe haut | - 46 - |
| Figure III-13 Filtrage de signal (en jaune le signal EMG non filtré et en bleu signal filtré) | - 47 - |
| Figure III-14 Amplification de signal sinusoïdale..... | - 48 - |
| Figure III-15 l'amplification de signal EMG | - 48 - |
| Figure III-16 Schéma électrique de circuit d'offset | - 49 - |
| Figure III-17 visualisation 3D d'un circuit de l'offset | - 49 - |
| Figure III-18 circuit de l'offset (PDF)..... | - 50 - |
| Figure III-19 le fonctionnement de circuit d'offset | - 50 - |
| Figure III-20 le fonctionnement de circuit d'offset pour le signal EMG. | - 50 - |
| Figure III-21 Schéma électrique de circuit d'alimentation | - 51 - |
| Figure III-22 visualisation 3D d'un circuit de l'Alimentation | - 51 - |
| Figure III-23 circuit de l'Alimentation (PDF)..... | - 52 - |
| Figure III-24 représente +VCC (5V)..... | - 52 - |
| Figure III-25 représente -VCC (-5V) | - 52 - |
| Figure III-26 Branchement de la carte d'acquisition avec la carte Arduino et le PC | - 53 - |
| Figure III-27 visualisation de signal sous le traceur série de l'IDE | - 54 - |
| Figure III-28 visualisation des données sur le moniteur série | - 54 - |
| Figure III-29 EMG Rectifié | - 55 - |
| Figure III-30 Détecteur d'enveloppe..... | - 55 - |
| Figure III-31 Positions des pieds..... | - 56 - |
| Figure III-32 Tracé signal EMG du sujet 1 | - 56 - |
| Figure III-33 Tracé signal EMG du sujet 2 | - 57 - |
| Figure III-34 Tracé signal EMG du sujet 3 | - 57 - |
| Figure III-35 Tracé signal EMG du sujet 4 | - 58 - |
| Figure III-36 représente la page d'accueil de notre interface | - 58 - |
| Figure III-37 représente la page principale de notre interface..... | - 59 - |
| Figure III-38 représente la page principale de notre interface..... | - 59 - |
| Figure III-39 tracer le signal EMG..... | - 60 - |
| Figure III-40 EMG filtré | - 60 - |
| Figure III-41 EMG rectifié..... | - 61 - |
| Figure III-42 l'enveloppe linéaire | - 61 - |

Glossaire

AOP : amplificateur opérationnel

EMG : électromyogramme

PA : potentiel d'action.

PAUM : Potentiel d'Action de l'Unité Motrice

UM : unité motrice

Introduction générale

Introduction général

Chez l'être vivant , la marche, le déplacement, le mouvement des pieds , sont des principaux moyens de transport et fait partie des modes dits « fatigants », « doux » ou encore « actifs », avec la bicyclette, la trottinette ..etc., ils peuvent également être pratiqués en tant que sport ou loisirs.

Ces mouvements du corps humain sont basés sur l'activation d'un seul muscle ou de plusieurs muscles. L'activation électrique de ce dernier déclenche la production de force mécanique. Cette activité musculaire peut être observée par l'électromyographie.

L'électromyogramme « EMG » est une représentation graphique des activités électriques musculaire. L'intérêt de ce signal est la préconisation dans le diagnostic des fatigues musculaires et les atteintes neurologiques. Il sert aussi à déterminer avec exactitude si la douleur ou le trouble a une origine centrale, nerveuse périphérique, neuromusculaire, ou musculaire.

Le but majeur de ce projet de fin d'études est de réaliser un circuit qui permet la détection du signal Electromyogramme (EMG), sa mise en forme et son traitement en vue d'évaluer l'effort musculaire des pieds.

Ce projet sera organisé de la manière suivante :

Le premier chapitre présente les informations physiologiques et anatomiques des muscles humains qui sont indispensables à la génération du signal EMG.

Le deuxième chapitre consiste à étudier les différents étages électroniques permettant la conception et la réalisation d'un circuit destiné à la détection de l'activité musculaire au niveau des pieds.

Le dernier chapitre sera consacré aux résultats obtenus par les différentes mesures et tests réalisés sur notre circuit final. Il traite la numérisation du signal EMG analogique et sa présentation au PC par le biais d'une carte d'acquisition Arduino et son affichage sur un ordinateur à l'aide de l'interface graphique réalisée sous le logiciel Matlab.

Le mémoire est finalisé par une conclusion générale et des perspectives

Chapitre 1

Aspect médical

I. Chapitre 1 : Aspect médical

Introduction

Notre vie, notre morphologie, notre mobilité (par exemple : Marcher, courir, sauter ou lancer un ballon), tous nos gestes et capacités physiques sont liées à notre constitution musculaire. La musculature est donc un élément indispensable à nos besoins quotidiens.

Alors dans notre travail nous intéressons à étudier le système musculaire, car il est très importante pour bien comprendre le fonctionnement des mouvements des muscles et la naissance du signal électromyogramme EMG.

L'électromyogramme (EMG) est une aide importante dans la pratique de la neurochirurgie, l'orthopédie et la neurologie. Cette aide a contribué aux études sur les phénomènes de faiblesse, fatigue, et paralysie musculaires, ainsi que les vitesses de conduction nerveuse, les lésions des unités motrices (UM) ou neuro-génétique et des problèmes myogéniques [1].

I.1. Anatomie et physiologie musculaire

Le mot muscle vient du mot latin « MUSCULUS » qui signifie (petite souris). Les muscles peuvent être considérés comme les « moteurs » de l'organisme. [2].

Le muscle est un tissu du corps composé des longues cellules spécialisées regroupées en faisceaux capable de contractions et de décontractions permettant de produire un mouvement ; Ils participent à diverses fonctions essentielles à la vie de l'organisme (respiration, digestion...)

I.1.1. Forme

Classiquement, le muscle est décrit par un corps ou ventre qui est contractile et de une ou plusieurs extrémités tendineuses qui sont plus fines et surtout plus résistantes. Ces extrémités sont alors nommées tendons (figure I-1). Elles peuvent être plus larges et sont alors nommées aponévroses. La disposition du ventre et des tendons permet de classer les muscles selon leurs formes [3].

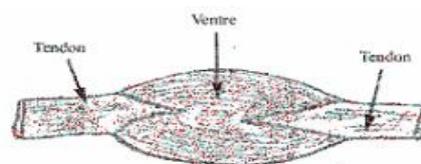


Figure I-1 La forme générale de muscle [2]

Le nombre de points d'insertion d'un muscle peut aussi être un critère (par exemple, les biceps en ont 2, les triceps 3 et les quadriceps 4) (figure I- 2)



Figure I-2 point d'insertion des muscles [3]

I.1.2. Types de muscles

On distingue 3 types de tissu musculaire : squelettique, lisse ou viscéral et cardiaque. Ces différents types de muscles diffèrent par leurs structures de leurs cellules, leurs situations dans le corps et leurs fonctions (figure I-3) [1].

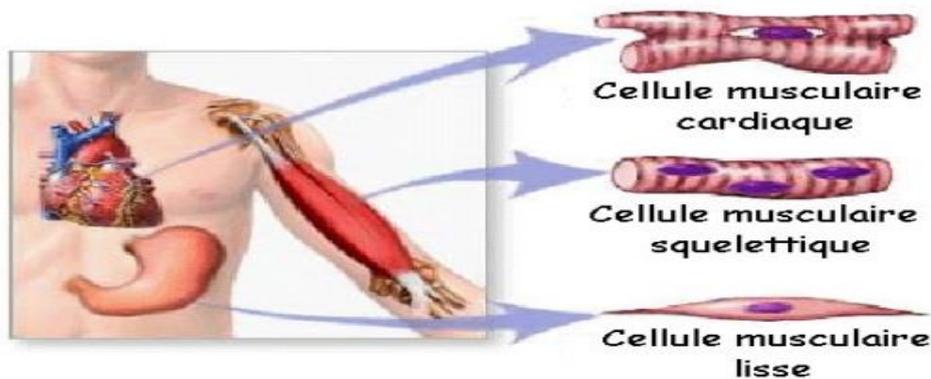


Figure I-3 les types de muscles [1]

I.1.2.1. Les muscles lisses ou viscéral

Se situe dans la paroi des organes creux du corps comme l'estomac, la vessie et les organes des voies respiratoires, les vaisseaux sanguins, intestins, les appareils urinaires et génitaux utérus...). Innervés par le système nerveux autonome, Leur contraction est involontaire mais dure plus longtemps (figure I-4) .

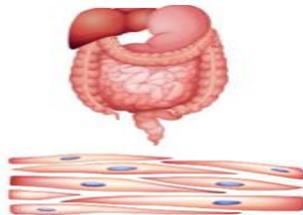


Figure I-4 le muscle lisse [1]

I.1.2.2. Le muscle cardiaque : (myocarde)

Le muscle cardiaque est un muscle creux constitué de myocytes de contraction involontaire Il assure les contractions et les relaxations rythmiques et continues du cœur (figure I-5).

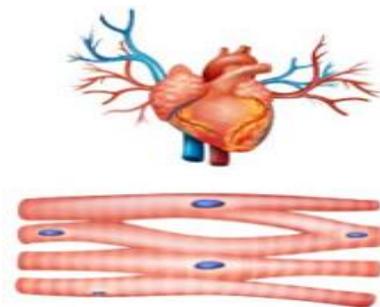


Figure I-5 le muscle cardiaque [1]

I.1.2.3. Les muscles squelettiques

Ils sont appelés aussi muscles volontaires car leur contraction s'effectue d'une manière volontaire C'est l'élément moteur du mouvement. Il est contrôlé par le système nerveux central.

Dans l'étude du signal EMG de surface on s'intéresse beaucoup plus par les muscles squelettiques. (Figure I-6)

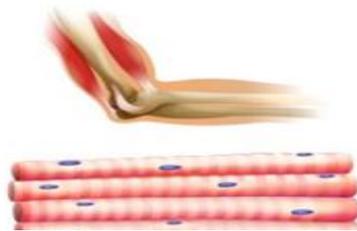


Figure I-6 le muscle squelettique [1]

I.2. Les muscles squelettiques

Le corps humain comprend plus de 650 muscles fixés sur le squelette. Ces muscles constituent plus 40 % du poids total du corps. Leur masse dépend de l'activité physique et de l'âge. La fonction principale du processus contractile consiste à produire des forces et des mouvements en se contractant.

La contraction des muscles squelettiques, placée sous le contrôle du système nerveux somatique, permet non seulement à l'homme de se déplacer dans son environnement, de le contrôler, de le modifier, de saisir et de déplacer des objets mais aussi de participer à un rôle important dans la régulation thermique corporelle [3].

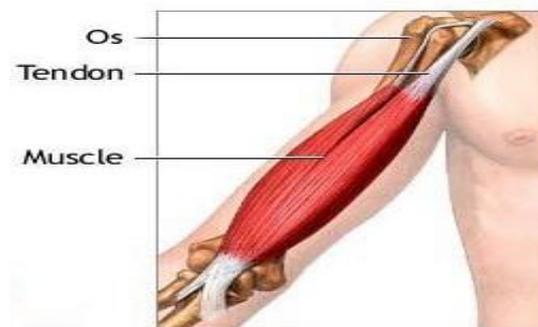


Figure I-7 le muscle squelettique [3]

I.2.1. Composition chimique du muscle

Le muscle squelettique est constitué d'environ 75% d'eau et 20% de protéine ; le reste consiste en sels inorganiques et autres substances comme des phosphates riches en énergie, de l'urée, de l'acide lactique et divers minéraux, des enzymes et pigments, des ions, des acides aminés, des graisses et des sucres. Les protéines musculaires les plus abondantes sont la myosine, l'actine et le trop myosine. Elles représentent respectivement 52%, 23% et 15% du contenu protéique musculaire. En outre, il faut environ 700 mg de myoglobine par 100 g de tissu musculaire

I.2.2. Organisation anatomique

Un muscle squelettique constitué des faisceaux musculaires formé eux-mêmes d'un ensemble de fibre musculaires. Chaque muscle est inséré sur l'os par l'intermédiaire de tendons constitués essentiellement du tissu fibreux, élastique et solide [1-4-6].

Chaque fibre squelettique est une cellule striée multi nucléée contenant un grand nombre de myofibrilles cylindriques 10 à 100 microns et une longueur qui peut atteindre 30 cm qui s'étendent sur toute la longueur de la cellule.

La fibre musculaire est formée de myofibrilles ; au sein des myofibrilles on trouve de l'actine et de la myosine : élément contractile du muscle (figure I-8) [4].

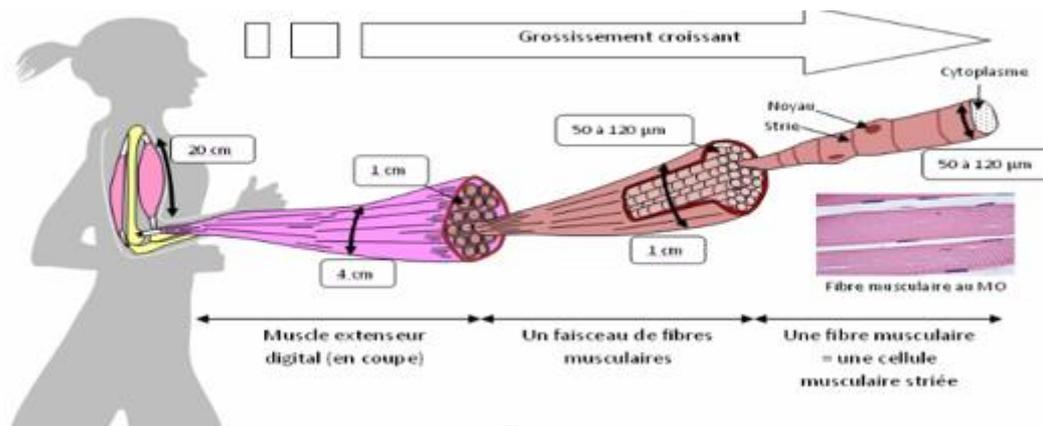


Figure I-8 structure de muscle squelettique [4]

I.2.2.1. Les fibres musculaires

Les fibres musculaires sont en réalité elles-mêmes composés de petites fibres appelées myofibrilles. Chaque myofibrille est implantée dans le cytoplasme de la cellule. Ce cytoplasme est appelée sarcoplasme. Tout le contenu de la cellule est enveloppé dans une membrane plasmique : le sarcolemme (figure I-9) [1] [4].

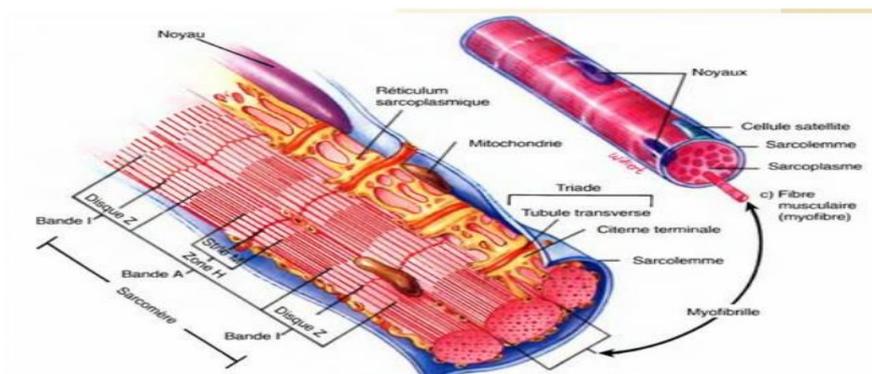


Figure I-9 les fibres musculaires [1]

Selon la fonction du muscle et sa position il est composé d'un mélange de différents types de fibres. On en distingue 2 catégories dites lentes et rapides.

I.2.2.2. Les types de fibres

Le type de fibre musculaire modifie par âge (chez l'individu âgé, on observe une fonte musculaire, associée à une diminution des fibres de type II, qui peut être due à une moindre activité physique).

- **LENTES - Type I** : Les fibres lentes sont de petites tailles. Elles participent aux efforts longs de faibles intensités. Elles ont la particularité d'être peu fatigables. Ces fibres sont celles utilisées surtout dans des sports d'endurance. Elles sont de couleur rouge [4].
- **RAPIDES - Type II** : c'est la fibre rapide qui permet des contractions élevées. Elle ne participe qu'à des efforts brefs et intenses. Elles sont plus grandes que les fibres lentes et sont de couleur blanche [4].

Les fibres musculaires de type II sont elles-mêmes subdivisées en deux grands sous-groupes : les IIa et les IIb. (Figure I-10)

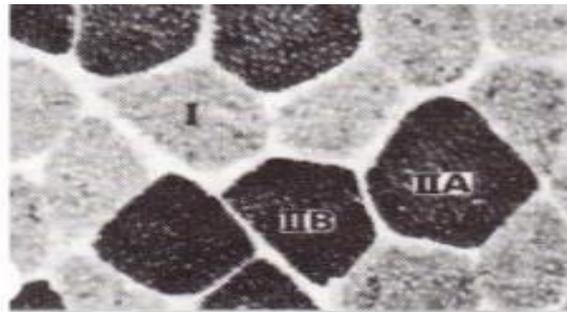


Figure I-10 les types de fibres [4]

Les fibres IIb : sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables (car essentiellement glycolytique).

Les fibres IIa : sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types IIb, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurantes. [5]

I.2.2.3. Les myofibrilles

Les myofibrilles sont très longues et allongées, d'un diamètre allant de 1 à 2 μm , et dont la longueur peut aller jusqu'à 50 μm .

Les myofibrilles sont constituées de stries. Chaque strie est composée d'une bande sombre (A) et d'une bande claire (I), l'ensemble des deux forme un sarcomère.

On observe sur ce schéma la succession des bandes claires (I) et des bandes sombres (A), sur chaque myofibrille (figure I-11) [2]

- Les bandes claires (I), ont une séparation appelée strie Z
- les bandes sombres (A), ont une partie assez large appelée H



Figure I-11 Myofibrille en microscopie optique [2]

Un sarcomère est délimité par deux bandes Z. Il regroupe une bande A et deux demi-bandes I.

Ils sont répartis de la façon suivante dans le sarcomère :

- Les bandes I (isotropes) sont constituées uniquement de myofilaments fins associés de part et d'autre de la strie Z.
- Les bandes A (Anisotropes) sont constituées des deux myofilaments (fins et épais).
- La partie H (Hensen). A quant à elle uniquement des myofilaments épais disposés de façons opposées de part et d'autre de l'axe M.

Chaque bande de sarcomère est constitué par association de filaments que l'on appelle myofilaments. Il en existe deux sortes : les myofilaments épais et les myofilaments fins.

I.2.2.4. La structure des myofilaments

Nous avons donc vu, que le sarcomère, qui constitue bout à bout une myofibrille, est un système filamenteux constitué de différents myofilaments (fins et épais).

Un myofilament est en fait un filament protéique. C'est un ensemble de protéines qui assemblées, vont former un filament.

Le myofilament épais correspond à la myosine et le myofilament fin correspond à l'actine [2].

I.2.2.4.1. Les filaments épais

En forme de club de golf, chaque molécule de myosine est constituée d'un long segment tubulaire et d'une tête globulaire, la tête de myosine ou pont d'union. La tête de myosine comporte un site de fixation de l'actine et un site de fixation de l'ATPase. Les segments tubulaires sont accolés les uns aux autres, leur tête globulaire orientée vers l'extérieur, et ils constituent les filaments épais qui s'étendent entre les filaments minces (figure I-12). [5]

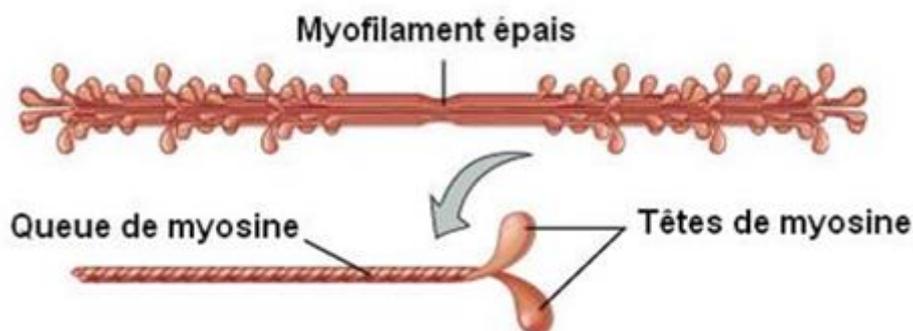


Figure I-12 La structure des myofilaments épais [5]

I.2.2.4.2. Les filaments minces

Ces filaments sont composés de protéines, l'actine, la tropomyosine et la troponine. Deux longs brins d'actine forment le squelette des filaments minces. Les chaînes longues et fines de tropomyosine s'enroulent autour des brins d'actine et masquent les sites de fixation de la myosine sur l'actine. Des molécules de troponine relient la chaîne de tropomyosine à l'hélice d'actine (figure I-13). Dans les myofibrilles du muscle squelettique et du muscle cardiaque, les filaments minces et les filaments épais se chevauchent pour former un pattern particulier appelé sarcomère. Le sarcomère est l'unité structurale et fonctionnelle d'une myofibrille, [1-2-5]

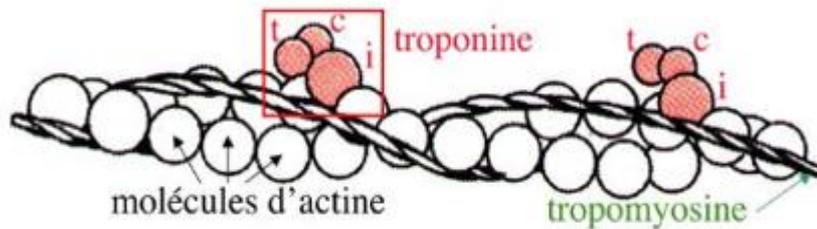


Figure I-13 La structure des myofilaments minces [5]

I.3. Caractéristiques mécaniques du muscle squelettique

I.3.1. L'excitabilité

Elle représente la propriété que possède un muscle à réagir à une stimulation par la Production de phénomènes électriques associés à des mouvements ioniques [6]

I.3.2. L'élasticité

C'est la propriété du tissu musculaire de reprendre sa forme initiale après la fin d'une contraction [6].

I.3.3. La contractilité

La contractilité est la propriété du tissu musculaire de pouvoir se raccourcir suite à un stimulus de façon à mobiliser les éléments osseux auxquels il est rattaché. La Contractions entraîne le raccourcissement, l'épaississement et le durcissement du muscle [6].

Il y a deux familles de contraction :

- **Statique (isométrique) :** C'est une contraction pour laquelle la tension du muscle ou la force exercée contre une charge externe est égale ou inférieure à la force externe.
- **Dynamique :** Toute contraction dynamique génère un mouvement. Le système neuromusculaire travaille de façon dynamique lorsqu'il y a déséquilibre entre les forces internes et les forces externes.

I.3.4. Extensibilité

Elle est utilisée par les muscles antagonistes d'un mouvement. Quand ils freinent, ils corrigent ou harmonisent l'action d'un muscle moteur, il peut subir des allongements [6].

I.4. Propriétés électriques du tissu musculaire

L'unité motrice (UM) est la plus petite unité fonctionnelle musculaire (Figure I-14). La petite contraction musculaire résulte de l'activation d'une seule unité motrice.

Elle est constituée par 3 éléments [7]:

- Le soma du motoneurone de la corne antérieure de la moelle.
- Le cylindraxe de ce motoneurone.
- Les fibres musculaires auxquelles ce motoneurone distribue ses arborisations terminales.

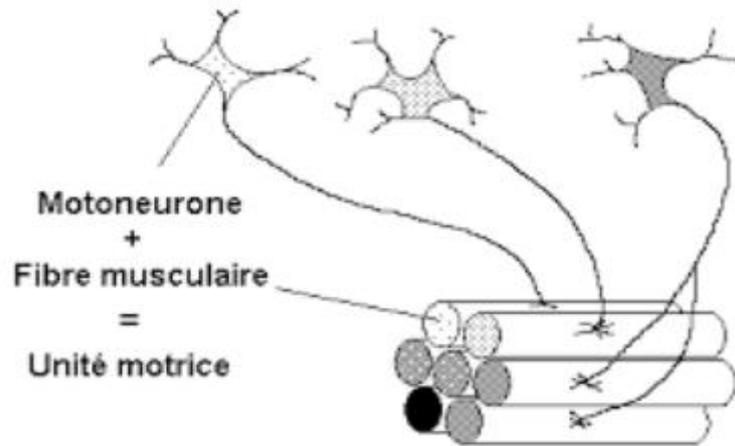


Figure I-14 l'unité motrice [7]

L'unité motrices varient entre elles par :

- **Leur type de fibres :** Une UM contient un seul et même type de fibres musculaires. Ceci aura une influence à la fois sur la rapidité de contraction de l'UM et aussi sur sa capacité à résister à la fatigue.
- **leur densité en fibres musculaires :** plus l'UM innerve de fibres musculaires, plus la force qu'elle pourra développer sera importante.
- **La taille du motoneurone qui innerve les fibres musculaires :** Plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide. Dans le cas d'un diamètre important du motoneurone, la sensibilité à l'influx nerveux est faible. (Il faudra une intensité de décharge plus élevée pour réussir à l'exciter car sa gaine de myéline, un isolant constitué de graisses, est plus épaisse).

I.5. Electromyogramme

L'EMG présente plusieurs grands objectifs cliniques, à savoir une meilleure connaissance de la physiopathologie, le diagnostic de la maladie, l'évaluation et le suivi du patient. Il permet aussi la mesure de la performance musculaire, l'aide à la prise des décisions avant et après les chirurgies, l'aide des patients à améliorer et former leurs muscles. Il améliore aussi l'analyse des activités sportives [1] [8].

I.5.1. Définition du signal

Le signal électromyogramme (EMG) est un signal électrophysiologies qui traduit l'activité électrique musculaire. Cet examen a pour but d'analyser le fonctionnement des nerfs périphériques, c'est-à-dire la partie des nerfs allant de la moelle épinière jusqu'au muscle et à la peau. Il est réalisé par un neurologue spécialisé dans cette technique[1-9].

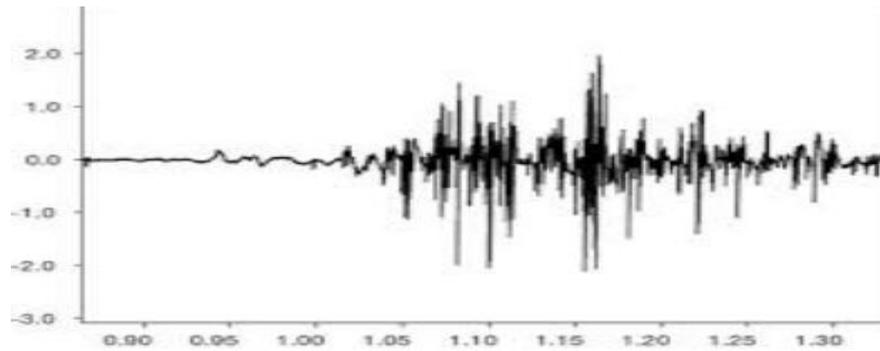


Figure I-15 le signal électromyogramme EMG [9]

I.5.2. Source de signal EMG

Comme expliqué ci-dessus, l'EMG résulte de la somme de tous les potentiels d'action produits par les unités motrices des fibres musculaires.

I.5.2.1. Potentiel d'action

La contraction musculaire est, plus précisément, le mouvement des protéines contractiles actines et myosines sont liés à des réactions initiées par une excitation électrique. C'est ce qu'on appelle le couplage excitation-contraction. [9]

Suite à un flux nerveux transmis par le système central, la membrane de la fibre musculaire connaît la genèse d'une onde électrique appelée potentiel d'action (PA).

Ce potentiel d'action se propage sous forme d'une onde transversale, le long de la fibre musculaire et en profondeur. Grâce aux tubules transverses, provoquant la libération d'ion calcique par le réticulum sarcoplasmique, le potentiel d'action dure entre 1 et 2 millisecondes [8-9].

Ce dernier est constitué d'une succession d'événements montré sur la figure I-16.

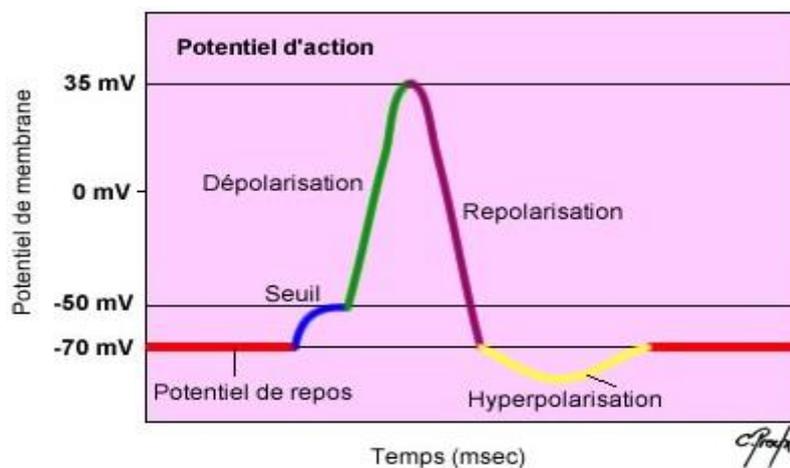


Figure I-16 le potentiel d'action [9]

I.5.2.1.1. Potentiel de repos

Le potentiel de repos membranaire résulte d'une faible accumulation de charges négatives sur la face interne de la membrane et d'une égale accumulation de charges positives sur la face externe.

Cette séparation de charges électriques positives et négatives constitue une forme de différence de potentiel varie entre -40 et -90 mv. La valeur usuelle est de -70 mV. Le signe moins signifie que la charge est négative à l'intérieur par rapport à l'extérieur. La plupart des cellules corporelles sont polarisées, et la tension de la membrane varie entre +5 mV et -100 mV dans divers types de cellules [9].

I.5.2.1.2. Dépolarisation

Pendant la dépolarisation, les ions Na^+ continuent à diffuser à l'intérieur du neurone jusqu'à ce que le potentiel de membrane de repos soit inversé : l'intérieur est maintenant plus positif par rapport à l'extérieur [9].

I.5.2.1.3. La repolarisation

L'inactivation du canal à Na^+ ralentit l'entrée de Na^+ , et l'ouverture du canal à K^+ accélère la sortie des ions K^+ . Le potentiel de la membrane passe ainsi de +30 mV à 0, puis à -70 mV. La repolarisation restaure le potentiel de repos[8-9].

I.5.2.1.4. Hyperpolarisation

L'hyperpolarisation est une polarisation plus négative qu'au repos.

Pendant que les canaux à K^+ voltage-dépendants sont ouverts, la sortie de K^+ peut être si importante qu'elle provoque une hyperpolarisation. Le potentiel diminue plus qu'à l'état basal (-80 mV), pour ensuite retourner à (-70 mV). Durant ce temps, on ne peut plus induire d'autre potentiel d'action : c'est la période réfractaire.

I.5.2.2. Potentiel d'unité motrice

Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) correspond à la sommation spatiotemporelle des Potentiels d'Actions (PA) de chaque fibre musculaire qui la compose (figure I-17). La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal [9-10].

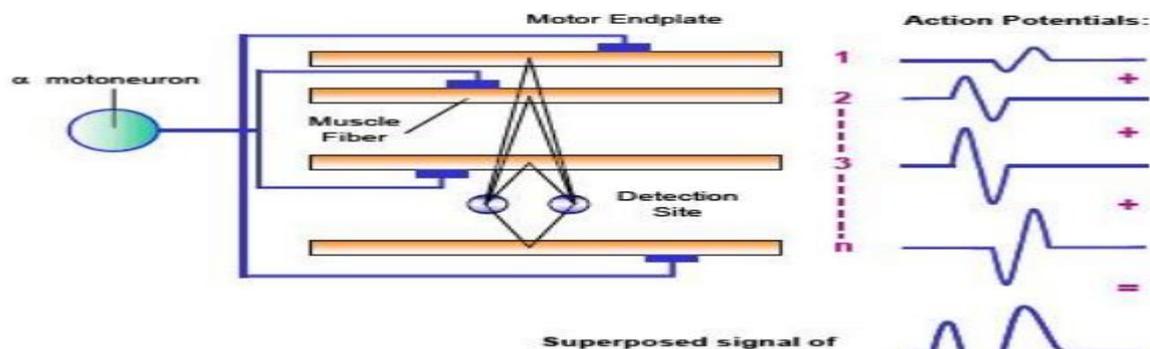


Figure I-17 Génération du potentiel d'action de l'unité motrice [10]

I.6. Détection de signal EMG

Les signaux électrophysiologiques reflètent l'activité physiologique d'un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure de ces signaux, y compris le signal EMG, est effectuée au moyen de capteurs soit de manière invasive (effectuée avec des aiguilles) ou non invasive (des électrodes sont placées sur la surface du muscle)

La détection d'EMG est accompli par l'utilisation de deux électrodes ou plus (dont l'un est habituellement la référence), qui agissent comme interface entre le muscle (ou sa surface) [6-8].

I.6.1. Détection invasive des signaux EMG : électrode intramusculaire

Ce type est utilisé pour le diagnostic médical d'où l'importance d'avoir un diplôme pour pouvoir l'utiliser [6-8].

Ce dernier est utilisé pour étudier l'activité locale dans le muscle. L'insertion d'électrodes dans les muscles permet la détection de potentiels électriques à proximité des fibres musculaires. L'effet du volume conducteur est limité.

Les mesures prises sont toutefois beaucoup plus précises et permettent d'établir des diagnostics sur la présence d'un muscle atrophié ou encore le dysfonctionnement des nerfs (figure I-18).



Figure I-18 L'électrode aiguille [6]

I.6.2. Détection EMG non-invasive : électrode de surface

L'EMG de surface est la méthode la plus utilisée dans le milieu médical sportif, puisque sa technique de détection est non-invasive et peut être conduite par le personnel autre que les médecins, avec un risque minimal pour le sujet [7-10].

Les électrodes de surface sont utilisées par paire, pour détecter une différence de potentiel par rapport à une électrode de référence. La qualité du signal EMG enregistré dépend de la résistance entre le muscle et l'électrode. Cette résistance doit être minimum (figure I-19).

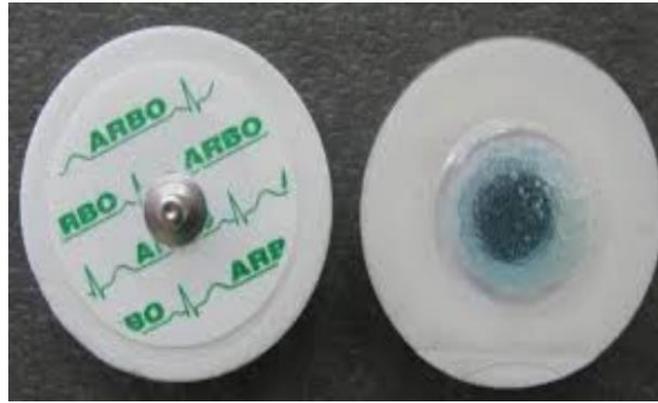


Figure I-19 Electrode de surface [10]

I.7. Propriétés du signal EMG

Au niveau local : PA (potentiel d'action) d'un muscle isolé, c'est une tension électrique de type sinusoïdal dont l'amplitude est de 140 mV et la durée de 10 ms (fréquence 1000 Hz).
 Au niveau global : sur l'ensemble du muscle ; l'amplitude peut varier de quelques μV à quelques mv. La fréquence varie de 0 à 500 Hz. il est plus dominant dans l'intervalle de 50 à 150Hz. [3-6-7]

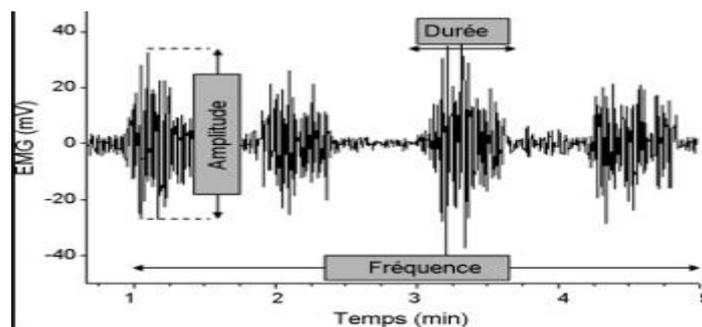


Figure I-20 Caractéristique d'EMG [10]

Le signal EMG est fortement influencé par les bruits. Le bruit électrique peut être causé par diverses sources. Le bruit ambiant peut être causé par des sources de rayonnement électromagnétique, par exemple appareils de transmission radio, les lampes fluorescentes peuvent interférer sur la carte électronique à partir des fils électriques. Ces interférences sont presque impossibles d'éviter par des moyens externes. Un bruit particulier existe dans la gamme de fréquences de 50 ou 60 Hz. Le bruit peut aussi être produit à cause de mouvement du patient. Ce bruit se trouve principalement dans la gamme de 0-20Hz. [8-9]

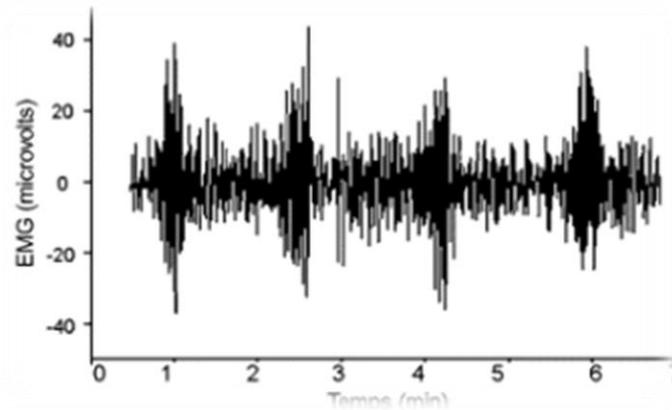


Figure I-21 signal EMG bruité [10]

I.8. L'état de l'art (Un peu d'histoire)

C'est l'italien Francesco Redi (1626-1698) qui fût le premier en 1666 a montré que le muscle peut générer de l'électricité [11]. En 1773, Walsh avait été en mesure de démontrer clairement que le tissu musculaire pourrait générer Une étincelle d'électricité [12].

Plus tard en 1790, Galvani a obtenu une preuve directe qu'il existe une relation entre la contraction des muscles et de l'électricité au cours d'une série d'études sur les muscles de la grenouille Par l'utilisation des premiers galvanomètres [13]. Carlo Matteucci a prouvé en 1838 que les courants électriques sont générés par les muscles pendant leur contraction [13]. 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. Les signaux liés à cette activité sont appelés signaux électromyographie.

Au début du 19ème siècle, les études de l'activité électrique des muscles sont devenues fréquentes. Il a été connu par le travail de H. Piper (1912), que les contenus du signal EMG aussi bien l'amplitude que la fréquence change durant une contraction musculaire soutenue en cas de fatigue [14]. 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 [15].

Hodgkin et Huxley en 1950 ont trouvé que, durant la réaction du potentiel d'action, la polarité du potentiel de la membrane s'inverse brièvement et atteint une valeur pic de +40 /+50 mV avant de retomber à sa valeur de repos d'environ -70/-90 mV [16]

Blanc YOL en 1994 , il a étudié Apport de l'EMG cinésiologique dans l'analyse de la marche de l'enfant, il a trouvé que le muscle en repos ne produit pas un EMG, et que analyse de mouvements et une modalités particulières de détection [17]

Plus récent ,en 2010 zuber à développer un circuit EMG de détection de mouvement de pieds à partir de signal EMG du muscle quadriceps , Les résultats d'une analyse expérimentale basée sur cinq sujets ont montré que le signal de sortie du circuit EMG délivrait avec succès la sortie de tension requise pour la prochaine étape d'analyse [18]

En 2012 , zahak et all , Les scientifiques travaillant sur les prothèses du membre supérieur et inférieur définissent leur objectif dans ce domaine basant sur le signal EMG pour avoir la flexion des membres artificielles [19]

Les travaux relatifs aux techniques EMG ne peuvent pas être tous cités dans ce mémoire. 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.

Conclusion

A travers ce chapitre l'anatomie et la physiologie du muscle a été présentée. Cette présentation nous a permis de comprendre la source de signal électromyogramme EMG, et comment il est généré par les unités motrices des fibres musculaires.

Elle a nous permis de connaître comment ce signal peut être détecté à travers les électrodes aiguilles ou bien les électrodes de surface et aussi comment placer ces derniers.

Donc l'importance de l'EMG est non seulement pour le diagnostic précis d'une atteinte neurologique, à son stade évolutif, mais encore pour connaître les muscles qui pourront être utilisés pour compenser certaines atteintes définitives, pour établir un pronostic précoce.

Dans le chapitre suivant on passe à conception la réalisation de circuit de mise en forme du signal EMG

Chapitre 2

Conception et Réalisation

II. Chapitre 2 : conception et réalisation

Introduction

D'après la recherche bibliographique qui a été effectuée, Alors il est possible d'établir un schéma de base pour l'étude et la réalisation d'une carte d'acquisition du signal EMG.

Ce chapitre consiste à étudier :

- Un schéma bloc général.
- Etude détaillé de chaque circuit électronique puis sa présentation sous logiciel Isis.
- La carte d'acquisition (ARDUINO UNO).

L'objectif global de ce chapitre consiste à faire une étude théorique et une réalisation pratique de chacun des différents étages électriques nécessaires pour une meilleure conception de notre circuit, Ensuite la numérisation de ce signal à l'aide de la carte Arduino Uno.

II.1. Etude du dispositif

Nous représentons un schéma bloc qui permet d'avoir une idée sur le principe et les dispositifs électronique utiles afin d'acquérir le mieux possible le signal désirées.

Le schéma bloc au-dessous montre les étapes essentielles qui nous permettons la détection de signal EMG (figure II-1).

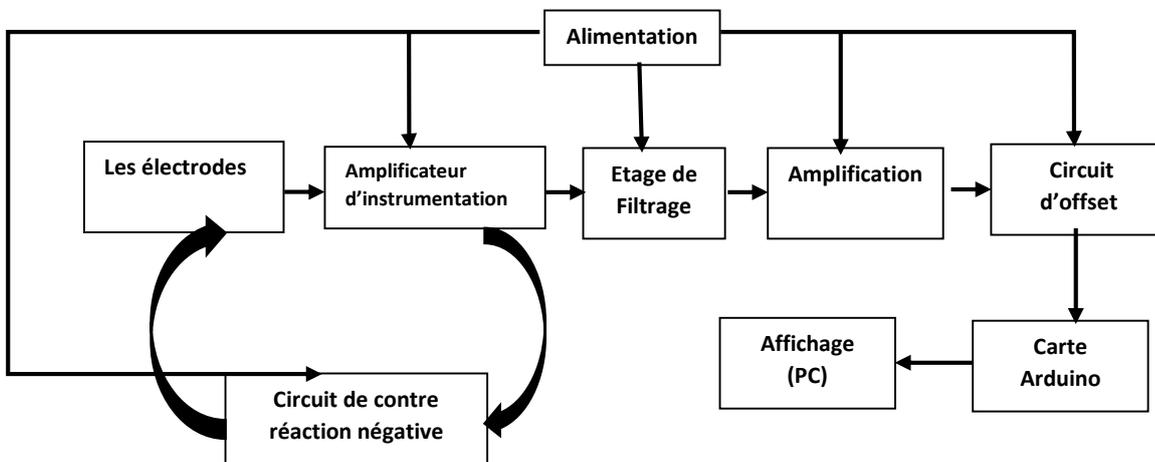


Figure II-1 schéma bloc

- Le premier bloc présente les électrodes utilisé pour la détection du signal EMG.
- Le deuxième bloc est un amplificateur d'instrumentation (INA 114) qui a un gain variable.
- Le troisième bloc est un bloc de filtrage qui se compose d'un filtre passe haut suivi d'un autre filtre passe bas
- Un bloc d'amplification après le filtrage car notre signal est faible d'amplitude donc une légère amplification pour la suite des applications.

- un circuit d'offset est nécessaire pour injecter le signal EMG à la carte

Tous ces étages sont alimentés par une alimentation isolée détaillée dans la suite de ce chapitre.

II.2. Etude détaillée de chaque bloc

II.2.1. Les électrodes

Dans le premier chapitre, nous avons présenté les types d'électrodes utilisés pour l'acquisition du signal EMG,

Dans notre projet, nous avons choisis d'utiliser les électrodes de surface pour la raison sera mentionnée par la suite.

II.2.1.1. Principe

Les électrodes de surface sont fixées sur la peau au niveau du muscle cible. Elles fournissent le signal émis par un ensemble de fibres musculaires. Elles peuvent par contre être utilisées beaucoup plus facilement et plus adaptées que les électrodes à aiguille [20].

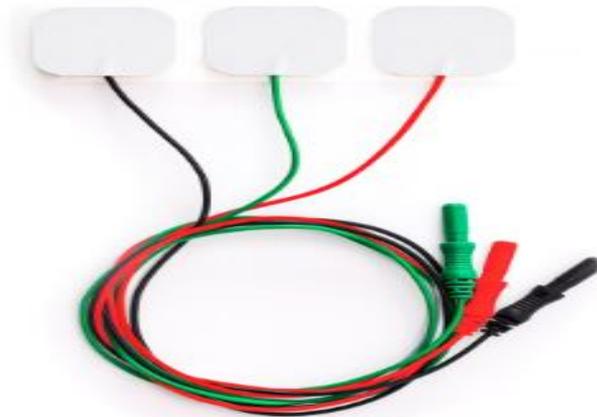


Figure II-2 les électrodes de surface [20]

Ces électrodes ont pour rôle d'assurer un contact étroit et stable avec la peau, permettent d'enregistrer l'activité électrique et les potentiels bioélectriques issus de l'organisme (conduction nerveuse, etc.) , leur conception et leur réalisation se heurtent à de nombreux problèmes [20-21-22] :

- Problème électrique : fidélité et stabilité quelle que soit la durée de l'examen ; résistance peau électrodes aussi faible ; surface de contact réduite au minimum pour ne pas augmenter la diffusion physiologique.
- Problème pratique : l'électrode doit être rapidement placée et aisément supportée par la malade.
- Problème mécaniques : mise en place et fixation.

II.2.1.2. Configuration des électrodes

Il existe des nombreuses configurations d'électrodes de surface qui peuvent être utilisées pour enregistrer le signal EMG. Dans ce PFE on s'intéresse à la configuration bipolaire qui se base sur deux électrodes typiquement espacées de quelques centimètres.

Ces électrodes enregistrent les deux potentiels sur la peau au-dessus du muscle, chacun par rapport à l'électrode de référence. [22]

II.2.1.3. Préparation de la peau

Le placement des électrodes de surface nécessite une bonne préparation de la peau au préalable. Pour d'obtenir une bonne morphologie du signal EMG, l'impédance de la peau doit être considérablement réduite. A cet effet, les cellules mortes de la peau par exemple : les cheveux doit être complètement enlevé où les électrodes EMG doivent être placées. Il est conseillé d'utiliser un gel pour réduire la couche sèche de la peau. et il faut nettoyer la peau avec l'alcool pour éliminer toute l'humidité [23].

II.2.1.4. Placement d'électrode d'EMG

Il est mieux de placer les électrodes parallèlement à l'orientation des fibres musculaires pour maximiser la probabilité de lire le même signal. Le placement des électrodes est très important pour recueillir un bon signal. Le bon placement des électrodes est expliqué dans les points suivants (figure II-3) l'Electrode de référence doit être placée dans une zone neutre électriquement comme l'os. Les électrodes de détection doivent être placées sur le point moteur et le centre du muscle. Elles doivent être placé au centre du muscle et non pas sur le bord. La distance entre les deux électrodes doit être approximativement égale de 2 à 3cm.

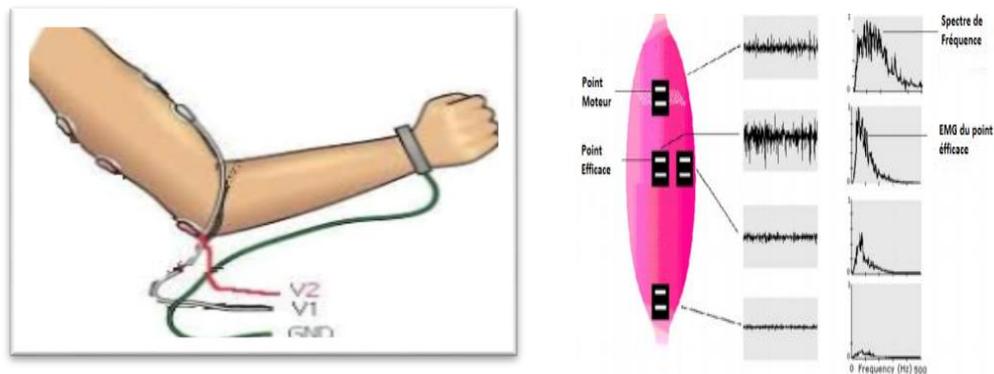


Figure II-3 Disposition des électrodes de surfaces

II.2.2. Etage d'amplification

Les signaux électriques issus des électrodes sont généralement de faible niveau : de quelques microvolts (environ 10 μ V) à quelques millivolts (3mV). Si on souhaite travailler avec une bonne précision, il est nécessaire de les amplifier. Cette amplification ne doit concerner que le signal EMG utile.

Pour cela on fait appel à l'amplificateur d'instrumentation qui adapte le signal EMG utile à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise. [23-24]

II.2.2.1. Amplificateur opérationnel

Un amplificateur opérationnel (aussi nommé **ampli op**, AO, AOP) :c'est un amplificateur électronique qui amplifie une différence de potentiel électrique présente à ses entrées.

Il accomplit différentes opérations sur un signal électrique par exemple : amplification, comparaisons, déphasages (décalages dans le temps), la régulation de tension, filtrages et permet aussi de modéliser les opérations mathématiques de base tel que (soustractions, additions, intégration, dérivation).

C'est un circuit intégré formé d'une multitude des composants électroniques (résistances, transistors, condensateurs, diodes, etc...) formant un circuit complexe et intégrés dans un boîtier[24].

a. Brochage de cet amplificateur

Ce circuit est connecté à l'extérieur par des bornes de raccordement : trois broches fonctionnelles et deux broches d'alimentation :

- L'entrée V_+ est dite non-inverseurs
- L'entrée V_- est dite inverseurs
- La broche d'alimentation positive V_{S+} est parfois aussi appelée V_{DD} , V_{CC}
- La broche d'alimentation négative V_{S-} .

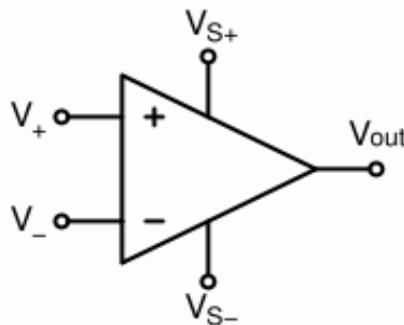


Figure II-4 Branchage d'un AOP

II.2.2.2. L'amplificateur d'instrumentation

Les amplificateurs d'instrumentation sont des dispositifs électroniques destinés au traitement de faibles signaux électriques superposés à des tensions communes élevées.

Ces amplificateurs ne sont pas des amplificateurs opérationnels. Ceux sont des circuits complets associant plusieurs amplificateurs opérationnels et les composants nécessaires à leur bon fonctionnement : résistances, capacités de compensation. Il peut être réalisé soit de manière discrète en combinant trois amplificateurs opérationnels individuels et des résistances de précision soit de manière intégrée[24].

II.2.2.2.1. Décomposition de l'amplificateur d'instrumentation

La réalisation d'un amplificateur d'instrumentation permet d'utiliser trois amplificateurs et quelques résistances. Alors :

a. Premier étage (préamplificateur)

Les amplis-op 1 et 2 forment l'étage du préamplificateur. Ce dernier c'est le module le plus critique lors de la conception de la chaîne de mesure du signal. Sa tâche principale est d'amplifier la tension entre deux électrodes de mesure pendant qu'il rejette le signal de mode commun. L'impédance d'entrée du préamplificateur doit être élevée ($>2M\Omega$). Pour cela, l'amplificateur d'instrumentation est utilisé. (Voir figure II-5 ci-dessous).

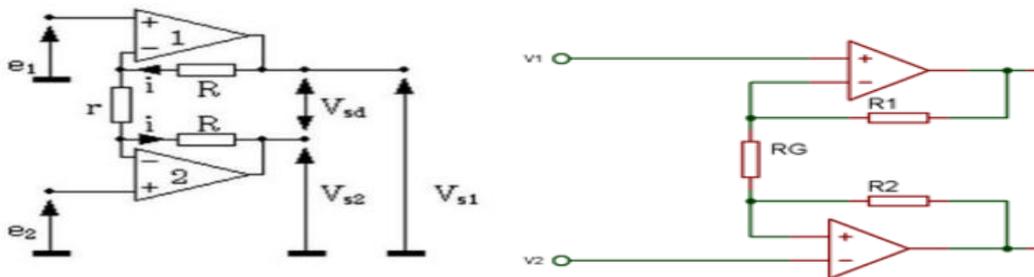


Figure II-5 Montage de préamplificateur

Le courant circulant dans la résistance r et aussi dans les deux résistances R sera donc le même, ce qui permet d'écrire l'équation suivante :

$$e_1 - e_2 = ri \quad (1)$$

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

$$V_{sd} = e_1 - e_2 \left(\frac{2R+r}{r} \right) \quad (3)$$

Donc la tension de mode commun à l'entrée du montage est égale :

$$V_{MCe} = \frac{e_1 + e_2}{2} \quad (4)$$

Est la tension de mode commun en sortie vaut :

$$V_{MCS} = \frac{V_{S1} + V_{S2}}{2} \quad (5)$$

Alors on peut calculer les valeurs de V_{S1} et V_{S2} :

$$V_{S1} = e_1 + Ri \quad (6)$$

$$V_{S2} = e_2 - Ri \quad (7)$$

Donc on peut déduire la valeur de la tension de mode commun en sortie V_{MCS} :

$$V_{MCS} = \frac{V_{S1} + V_{S2}}{2} = \frac{e_1 + e_2}{2} = V_{MCe} \quad (8)$$

b. Deuxième étage (Amplificateur différentiel)

Le troisième **op-3** est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire. La résistance **RG** détermine le gain et elle peut être branchée de façon externe.

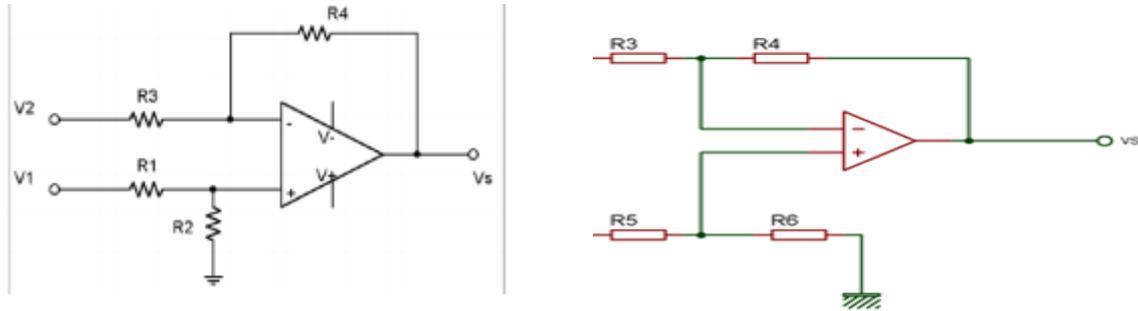


Figure II-6 Montage d'amplificateur différentiel

$$V^+ = \frac{R_2}{R_1+R_2} V_1 \text{ et } V^- = \frac{R_4 V_2 + R_3 V_S}{R_3+R_4} \quad (9)$$

Et comme l'Amplificateur opérationnel est en contre réaction négative (régime non saturé) :

$$V^+ = V^- \quad (10)$$

La tension de sortie est égale :

$$V_S = \frac{1}{R_3} \left(\frac{R_3+R_4}{R_1+R_2} R_2 V_1 - R_2 V_2 \right) \quad (11)$$

Ainsi Pour avoir un amplificateur différentiel « parfait », en prenant :

$R_1 = R_3$ et $R_2 = R_4$, Donc on obtient :

$$V_S = \frac{R_2}{R_1} (V_1 - V_2) \quad (12)$$

Alors le gain différentiel :

$$G_d = \frac{R_2}{R_1} \quad (13)$$

Voilà le schéma complet (figure II-7) :

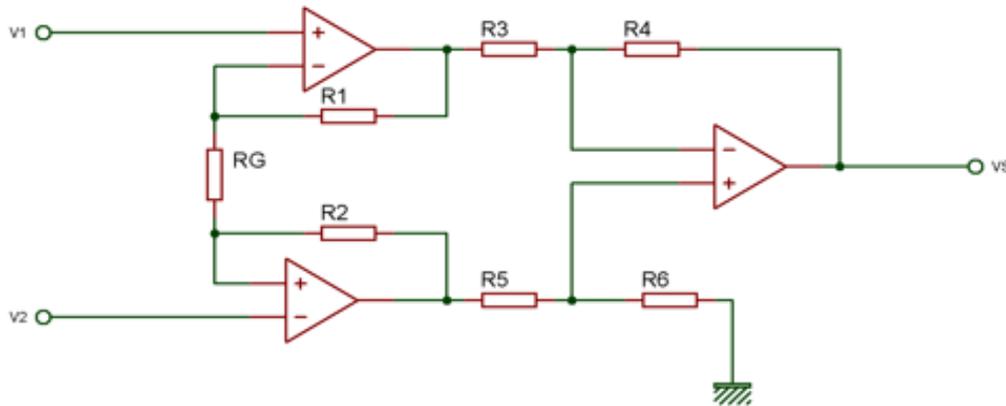


Figure II-7 Schéma d'amplificateur d'instrumentation

II.2.2.2.2. Les Caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation

- **un faible bruit** : Car pour un EMG en μV , le bruit de l'amplificateur ne devrait pas être amplifié.
- **une impédance d'entrée élevée (Z_e)** : pour empêcher les déséquilibres d'impédance de contacte (électrodes-peau) et éviter la chute de tension.
- **un taux de réjection en mode commun (TRMC) très élevé.**
- **une faible impédance de sortie (Z_S).**
- **un Gain différentiel réglable.** c'est-à-dire : pour pouvoir augmenter le gain en cas d'un signal très faible et pour d'améliorer le TRMC.

II.2.2.2.3. Notre réalisation

Concernant notre réalisation, le choix est porté sur une version intégrée de l'amplificateur d'instrumentation de type INA114 d'Analog Devices (Voir le datasheet en annexe)

INA114 Offre la possibilité de fixer le gain à l'aide de la valeur de résistance R_G selon la formule suivante :

$$G = \frac{50\text{K}\Omega}{R_g} + 1 \quad (14)$$

Dans le cas du signal EMG, une résistance R_G de 200Ω nous a permis d'avoir un gain de 251 :

$$G = \frac{50 \cdot 10^3}{200} + 1 = 251 \quad (15)$$

Le schéma électrique du circuit réalisé est représenté sur la figure (II-8) ci-dessous.

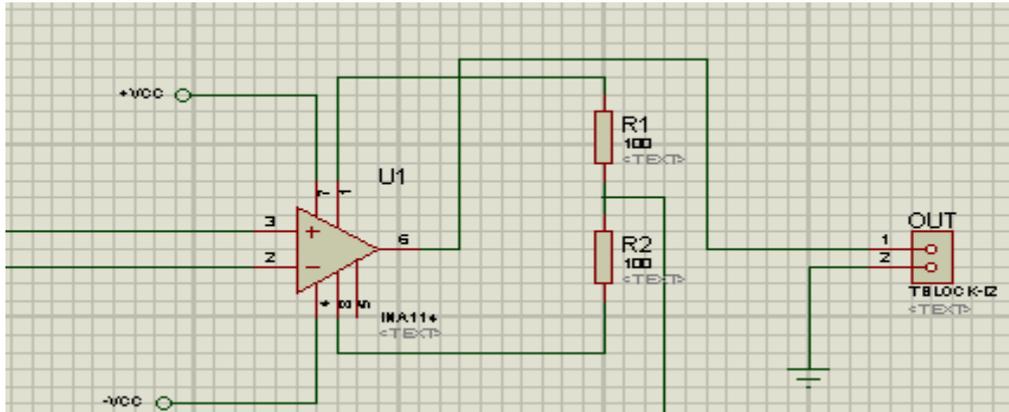


Figure II-8 Schéma électrique d'amplificateur d'instrumentation

II.2.3. Circuit de contre réaction négative

L'utilisation d'une rétroaction négative peut améliorer considérablement les performances d'un amplificateur opérationnel et tout circuit d'amplificateur opérationnel qui n'utilise pas de rétroaction négative est considéré comme trop instable pour être utile.

Ce circuit est utilisé dans le but de garantir pour un amplificateur les propriétés suivantes :

- **Stabilité du gain** : rendre la valeur du gain moins sensible aux variations telles que l'effet de la température.
- **Réduire la distorsion non linéaire** : rendre la sortie proportionnelle à l'entrée.
- **Réduire l'effet du bruit** : rendre minimal la contribution à la sortie de signaux indésirables générés par les composants électroniques eux-mêmes.
- **Contrôle de l'impédance d'entrée et celle de sortie** : augmenter ou diminuer ces impédances par un choix approprié des topologies.
- **Augmenter la bande passante.**

Alors, nous avons inséré un circuit de rétroaction négative avec le préamplificateur, afin d'inverser l'interférence en mode commun provoquée par les électrodes, et de l'injecter dans le corps du patient.

La sortie de cet amplificateur est reliée à l'électrode de référence. L'implémentation de cette boucle permet de porter le potentiel de mode commun, l'inverser et le maintenir. Cela, pour essayer d'induire un courant opposé à celui circulant à travers le corps provoquant le bruit. Mais, il existe toujours une petite phase résiduelle entre le bruit existant dans le corps et le courant qui l'oppose, ce qui laisse circuler un petit signal de bruit. Il peut provenir du couplage capacitif entre l'alimentation et les câbles des électrodes. Cette boucle de rétroaction a l'avantage qu'elle ne présente pas un chemin de faible impédance vers la masse de l'électrode de référence.

Voir figure (II-9) ci-dessous

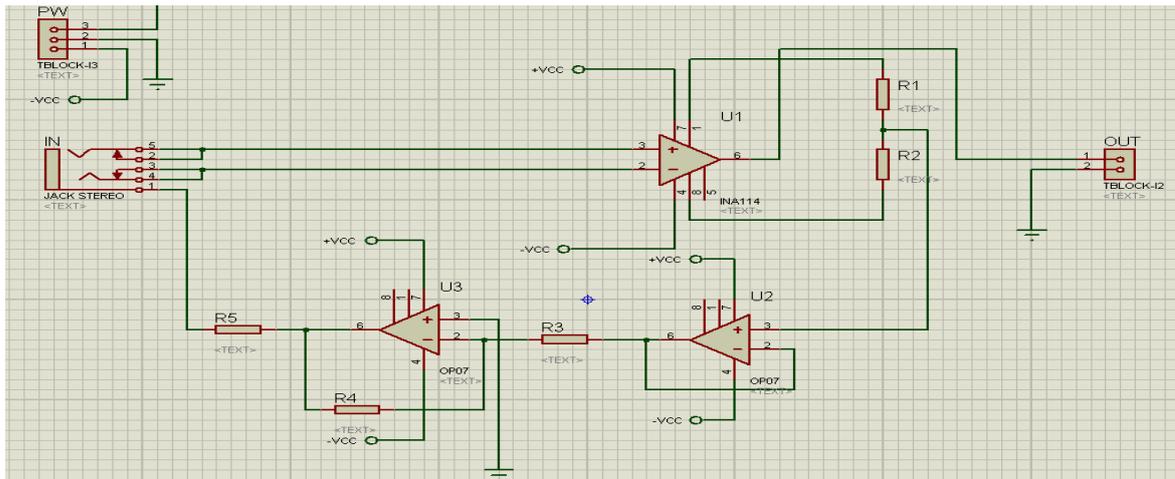


Figure II-9 Schéma électrique sous Isis

Pour la réalisation de ce circuit on utilise deux résistances **R** identiques de **390K Ω** et aussi une résistance de **10K Ω** , et deux amplificateurs opérationnels **OP07** (Voir le datasheet en annexe).

II.2.4. Etage de filtrage

II.2.4.1. Etude théorique

II.2.4.1.1. Sources des bruits dans le signal EMG

L'amplitude des électromyogrammes détectés est de 10mV maximum. La détection de ces signaux est facilement affectée par le bruit (changement de température, choc au niveau des électrodes, etc.) Ces bruits vont perturber et masquer l'information utile. Parmi les types de bruits pouvant affecter un signal EMG nous pouvons citer [24] :

a. Bruit électronique

Le circuit de mise en forme du signal électromyogramme est constitué des composants passifs et actifs tels que les résistances, les capacités et les OP. Ces composants présentent un bruit thermique dû à l'agitation thermique des électrons.

b. Bruit due aux électrodes

C'est un bruit causé principalement par un mauvais contact peau-électrode qui peut apparaître après une longue utilisation. Il est aussi causé par le mouvement des câbles de connexion de l'électrode qui affectent l'interface de détection entre les électrodes et la peau, Ces mouvements peuvent provoquer les variations d'impédance « peau-électrode ».

Le signal **EMG** peut être aussi affecté par :

- distance entre les deux électrodes.
- taille de l'électrode de surface.
- L'énergie du bruit de l'artefact de mouvement d'électrodes varie de **0 à 20 Hz** en fréquence

c. Bruit électromagnétique :

C'est un bruit ambiant peut être causé par des sources de rayonnement électromagnétique et radioélectriques comme le réseau 50Hz, les lampes fluorescentes, la transmission radio et télévision, les ordinateurs...etc. Et L'amplitude de ce dernier est parfois une à trois fois plus grande que le signal EMG d'intérêt. Ce type de bruit est le résultat de tous les courants et tensions électriques induisant une multitude de champs (électrique et magnétique) et signaux parasites.

II.2.4.2. Filtrage

Le signal EMG amplifié est très souvent influencé par des différentes sources des bruits comme on a déjà mentionné préalablement donc il est nécessaire de prévoir un circuit de filtrage pour éliminer l'effet de ces bruits.

Alors Pour une détection optimale du signal EMG après l'amplification différentielle, le signal doit être filtré correctement.

II.2.4.2.1. Définition

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

Un filtre est un circuit électronique qui ne laisse passer que les signaux compris dans un domaine de fréquence limité, appelé la bande passante du filtre.

Chaque filtre est caractérisé par une fréquence de coupure, il laisse passer les fréquences au-dessous ou au-dessus de cette fréquence de coupure.

Il peut s'agir soit :

- d'éliminer ou d'affaiblir des fréquences parasites indésirables.
- d'isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquences utiles.

II.2.4.2.2. Caractéristiques des filtres

- **La fréquence de coupure** : est la fréquence pour laquelle le gain est de -3 dB par rapport au gain maximum.
- **La fonction de transfert** : le rapport entre la fonction d'entrée et la fonction de sortie.

$$T(j\omega) = |Vs/Ve| \quad (3)$$

- **Le déphasage** : c'est le décalage entre la tension d'entrée et la tension de sortie.
- **La courbe de gain** : traduit le gain G (dB) en fonction de la fréquence f (Hz)

$$G = 20 \log |Vs/Ve| \quad (4)$$

- **L'ordre** : plus il est élevé, plus la coupure sera plus nette.
- **Le coefficient d'amortissement** : représente la sélectivité du filtre qui peut être positif ou négatif.
- **La structure** : les plus courantes sont celle de Rauch et Sallen & Key.
- **La topologie** : les plus courantes sont celle de Bessel et de Butterworth et Tchebychev

II.2.4.2.3. Catégories des filtres

On classe les filtres en deux grandes familles : **ANALOGIQUE** et **NUMERIQUE**.

a. Les filtres numériques

Ces filtres sont réalisés à partir de structure intégrée micro programmable (DSP, microprocesseur), soit par logiciel dans un ordinateur. Ils sont totalement intégrables, souples et performants. On va détailler tout ça dans le chapitre suivant.

b. Les filtres Analogiques

Dans notre travail, on s'intéresse à réaliser un filtre analogique. se divisent eux-mêmes en deux catégories :

– Les filtres passifs

Ils ne sont composés que d'éléments passifs : résistances, condensateur, bobines. Très utile pour le filtrage antiparasite des lignes d'alimentation, Et ils sont actuellement utilisés pour les hautes fréquences.

- Leur inconvénient : nécessitent des composants volumineux (comme : condensateurs et bobines)
- Leur Avantage : ne nécessitent pas d'alimentation.

– Les filtres actifs

Sont constitués des condensateurs, des résistances et des éléments actifs tel que (Amplificateur opérationnels, Transistor). Ils consomment plus donc ils nécessitent une source d'alimentation pour leur fonctionnement.

- Leur Inconvénients : nécessitent une alimentation - bande passante limitée, produisent du bruit.
- Leur Avantages : fiables, parfaitement adaptés au domaine des basses et très basses fréquence

– Différents types de filtres analogiques

On distingue cinq types des filtres selon la bande passante :

- Filtre passe-haut
- Filtre passe-bas
- Filtre passe-bande
- Filtre réjecteur
- Filtre passe tout

II.2.4.3. Notre réalisation

Les fréquences de bruit contaminant le signal utile EMG peuvent être élevées ou basses. Pour cette raison, nous avons utilisé deux types de filtres : passe haut et un autre passe bas.

Le filtre passe bas à réaliser est un filtre de Butterworth du second ordre avec une structure de Sallen-Key. Et le filtre passe haut à réaliser est un filtre passif RC.

II.2.4.3.1. Un filtre passif passe-haut

Ce filtre est constitué d'une résistance de **100KΩ** et d'un condensateur de **100nf** formant un quadripôle.

Ce type de filtre élimine les bruits basse fréquence tel que la fluctuation de la ligne de base. Toutes les fréquences inférieures à la fréquence de coupure étant éliminées. (Voir figure II-10 ci-dessous)

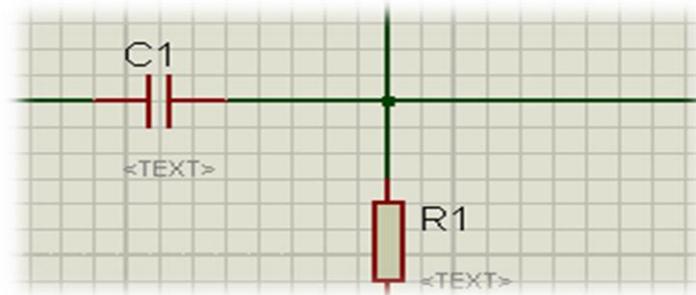


Figure II-10 Schéma électrique du filtre passe haut

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$T(j\omega) = \frac{Vs(j\omega)}{Ve(j\omega)} = \frac{RCj\omega}{1+RCj\omega} \quad (15)$$

La pulsation de coupure du filtre ω_c est égale :

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \quad (16)$$

Donc la fréquence de coupure est égale :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (17)$$

Application numérique :

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times 100 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9}} = 15.9 \text{ Hz} \quad (18)$$

II.2.4.3.2. Le filtre passe bas de Butterworth

Le filtre à réaliser pour notre application est un filtre actif de configuration Butterworth d'ordre 2 avec une structure de Sallen & Key utilisant l'amplificateur opérationnel TL072 (Voir le datasheet en annexe).

Pour réaliser ce filtre on utilise deux résistances **R** identiques de **3.3KΩ** et deux condensateurs **C** de **100nf**.

Ce filtre conserve uniquement les basses fréquences, le filtre ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. (Voir la figure II-11 ci-dessous)

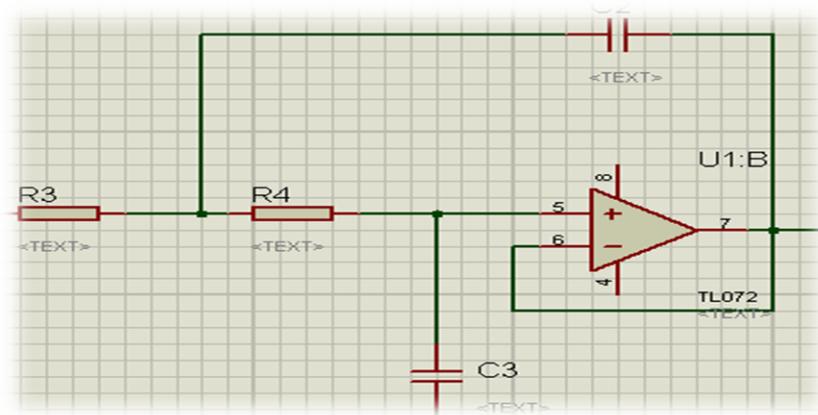


Figure II-11 Schéma électrique de filtre passe bas

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$T(j\omega) = \frac{\frac{1}{R_3 R_4}}{\left(\frac{1}{R_3} + j\omega C_2\right)\left(\frac{1}{R_4} + j\omega C_3\right) + \frac{1}{R_4} + (j\omega C_3 - j\omega C_2)} \quad (19)$$

$$T(j\omega) = \frac{1}{1 + \omega^2 C_3^2 (R_3 + R_4)^2 + \omega^2 R_3 R_4 C_2 C_3} \quad (20)$$

Alors, La pulsation de coupure du filtre ω_c est égale :

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_3 C_2 R_4 C_3}} = 2\pi F_c \quad (21)$$

Donc la fréquence de coupure est égale :

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3 C_2 R_4 C_3}} \quad (22)$$

Comme application numérique, nous avons :

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{3.3 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9} \times 3.3 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9}}} = 482 \text{ Hz} \quad (23)$$

II.2.5. Etage suiveur

Les deux filtres (filtre passe haut, filtre passe bas) sont liés entre eux par un étage de suiveur, Cet étage est ajouté pour avoir une bonne adaptation d'impédance.

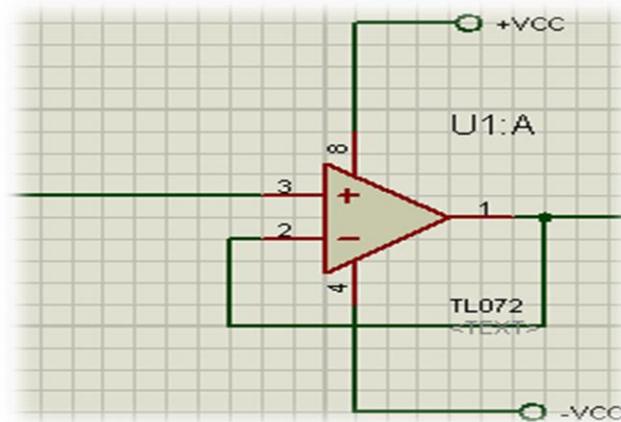


Figure II-12 Schéma électrique de suiveur

Alors on utilisant ce montage car la tension de sortie est égale à la tension d'entrée (figure II-12)

$$U_s = U_e \quad (24)$$

II.2.6. Etage Alimentation

Ce circuit est utilisé pour fournir une énergie nécessaire qui permet du fonctionnement de certains composants électroniques selon des conditions bien déterminées et adaptées à des besoins.

Le circuit EMG est une carte électronique, et typiquement comme tous les circuits elle nécessite une alimentation de toutes les étapes.

Dans notre projet, on a choisi de réaliser une alimentation isolée symétrique d'une valeur de 5 volts qui comprend trois bornes :

- Une borne de tension positive ($V_+ = +5V$),
- Une borne de tension négative ($V_- = -5V$)
- Une borne de référence avec un potentiel médian ($V = 0V$).

Pour la réalisation de ce circuit, nous avons utilisé une pile dans la raison d'éviter les effets de bruits de 50 Hz de secteur car le signal EMG est fortement influencé par cette fréquence.

La pile choisie est de valeur de 9v qui assure l'alimentation positive +VCC. Puis on passe à l'étape suivante :

II.2.6.1. Bloc de régulateur

Le régulateur de tension est un système muni de 3 bornes permettant de rendre ou de maintenir une tension stable elle peut être négative ou positive.

On trouve les séries :

- 78XX : Ce sont des régulateurs fixes positifs.
- 79XX : Ce sont des régulateurs fixes négatifs

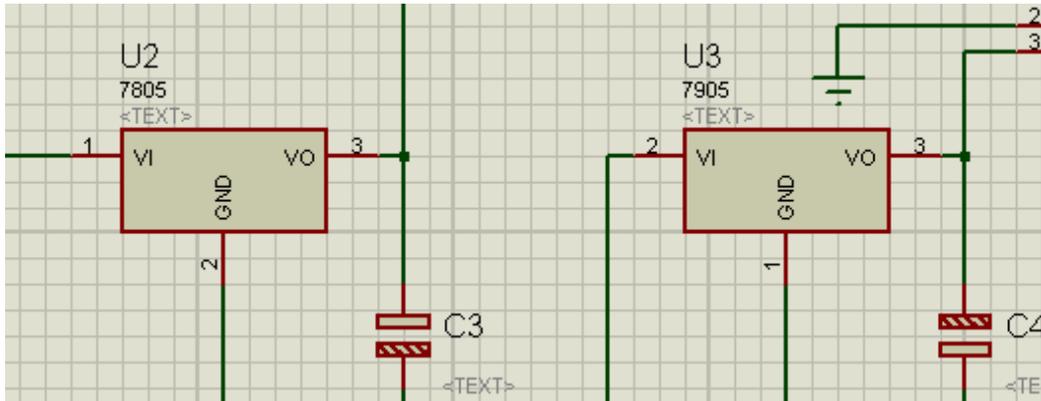


Figure II-13 schéma électrique de régulateur [7805 et 7905]

On a utilisé un régulateur 7805 Pour convertir la tension de 9V qui ayant dans la pile à une tension stable égale 5V.

Pour obtenir la tension négative, on ajoute un circuit intégré ICL7660 dont on injecte à son entrée la tension positive provenant de la pile.

Enfin, le régulateur 7905 convertit la tension qui provenant de circuit ICL7660 -9V a une tension stable d'une valeur de -5V volts.

La structure générale est illustrée sur la figure (II-14) ci-dessous :

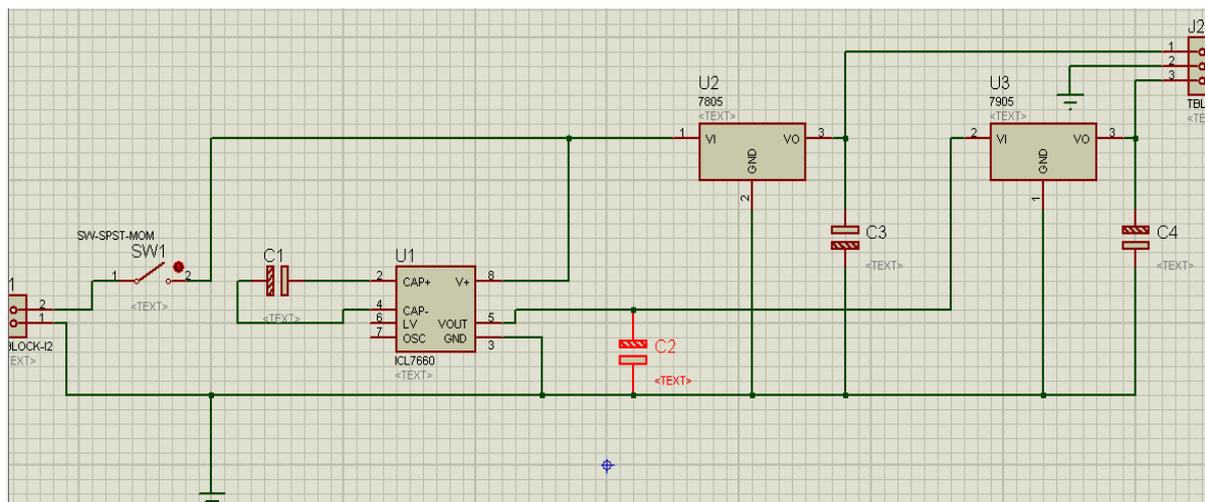


Figure II-14 Schéma électrique de circuit d'alimentation

II.2.6.2. Le circuit ICL7660

C'est un circuit intégré de type CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) qui représente un convertisseur de tension à capacités commutées qui inverse une tension d'entrée positive à une tension négative pour une plage d'entrée de + 1,5V à + 10,0V à tensions de sortie de -1,5V à -10,0V. Il délivre 10mA avec une chute de 0.5V.

Seuls 2 condensateurs externes non critiques sont nécessaires pour les fonctions de pompe de charge et de réservoir de charge. Voir la figure (II-15) ci-dessous.

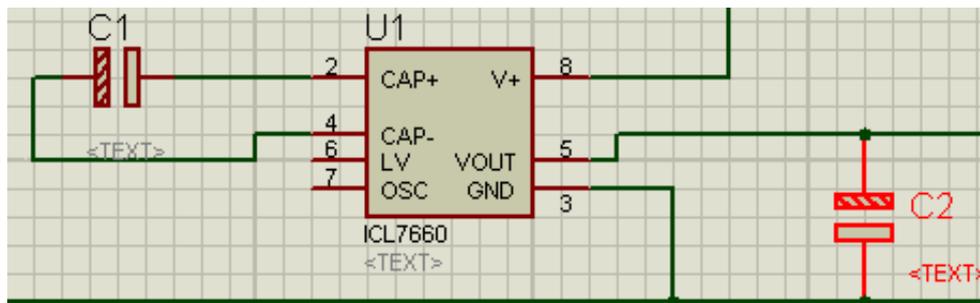


Figure II-15 le convertisseur de tension ICL7660

II.2.7. Le circuit d'offset

Le circuit d'offset représente le décalage en tension continue à un certain niveau par rapport à la référence. Qui permet la restitution positive de notre signal utile [24][25].

Le potentiomètre de **5k** (résistances ajustables) branché entre +VCC et la masse afin d'injecter des courants réglables sur les entrées ce qui permet d'ajuster la tension d'offset.

L'AOP TL081 (Voir le datasheet en annexe) permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

La structure générale est illustrée sur la figure (II-16) ci-dessous :

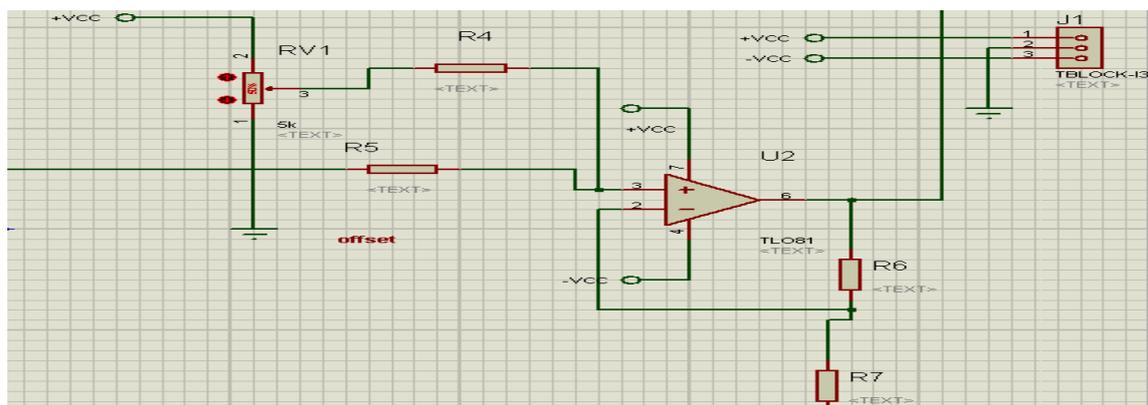


Figure II-16 Schéma électrique de circuit d'offset

II.2.8. La carte Arduino

Lorsque le signal EMG est détecté à travers les électrodes, amplifié grâce une étage amplification puis filtré .La carte électronique programmable permet de visualiser notre signal sur l'écran d'un ordinateur soit par une liaison filaire (câble USB), ou bien par une transmission sans fil (module Bluetooth) pour faire son traitement numérique.

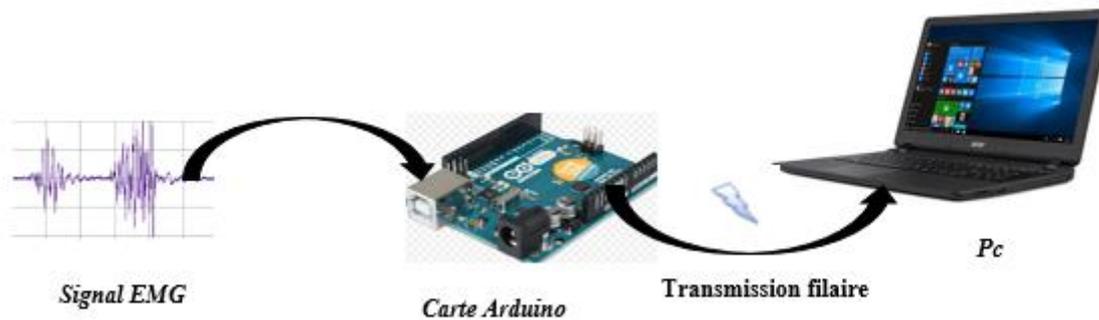


Figure II-17 Schéma bloc d'acquisition numérique de signal

II.2.8.1. Description d'une carte ARDUINO

Les cartes Arduino sont conçues pour réaliser des prototypes et des maquettes de cartes électroniques pour l'informatique embarquée. Ces cartes permettent un accès simple et peu couteux. De plus l'environnement de programmation clair et simple [26-27].

La carte ARDUINO-Uno se présente comme illustrée sur la figure (II-18)

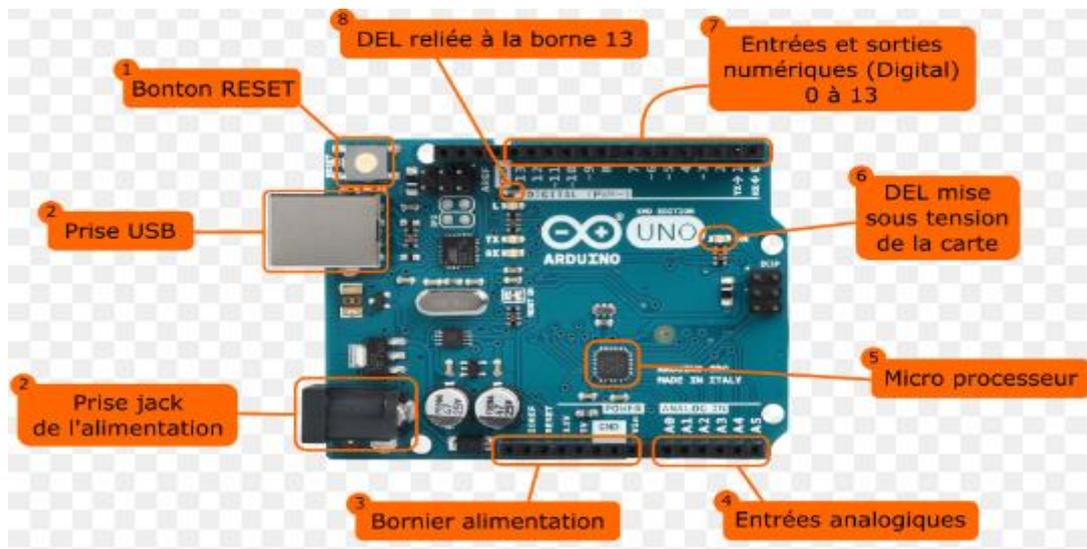


Figure II-18 la carte Arduino [27]

II.2.8.2. L'alimentation

La carte a besoin d'un circuit alimentation pour leur fonctionnement ; Le microcontrôleur fonctionne sous la tension de 5V, cette carte peut être alimentée en 5V par le port USB ou bien par une alimentation externe qui est comprise entre 7V et 12V grâce à son connecteur Power Jack. Cette tension doit être continue et peut être fournie aussi par une pile 9V. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte.[26]

II.2.8.3. Microcontrôleur

C'est le cœur de la carte électronique de référence ATmega328. Ce dernier est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. Ce microcontrôleur est une petite unité de calcul accompagné de mémoire, associée à des entrées / sorties numériques et analogiques. et des périphériques permettant d'interagir avec son environnement. Parmi les périphériques, on recense généralement des Timers, des convertisseurs analogique-numérique, des liaisons Séries, etc[26].

II.2.8.4. Les entrées/ sorties

La carte ARDUINO possède 14 broches numériques (numérotée de 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique ou bien comme une sortie numérique dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Voir la figure (II-19) Ci-dessous.



Figure II-19 Les entrées / sorties numériques dans la carte Arduino[26]

Elle comporte aussi 6 entrées sorties analogiques (de A0 à A5) permettent de lire des tensions analogiques (comprise entre 0 et 5V) et de le convertir en entier (compris entre 0 et 1023) proportionnellement à la tension mesurée. Alors ces broches permettent de mesurer une tension variable qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (comme par exemple le potentiomètre) .voir la figure (II-20) ci-dessous.



Figure II-20 les entrées /sorties analogiques [26]

II.2.8.5. Interface USB/Série

Cette partie est indispensable pour dialoguer avec notre carte Arduino puisque c'est le mode de transmission utilisé pour communiquer avec un ordinateur.

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur est fait de façon très simple par le port USB. Alors la carte Arduino intègre un fusible qui protège le port USB de l'ordinateur contre les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité).

Voir la figure (II-21) Ci-dessous.

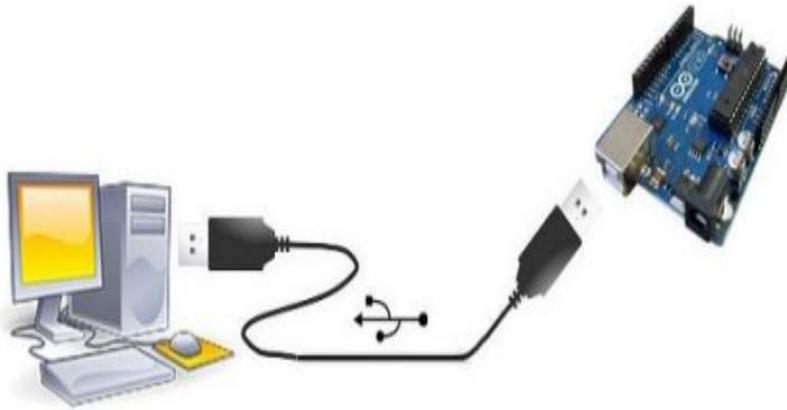


Figure II-21 interface USB/ série

II.2.8.5.1. Caractéristiques

- Tension d'alimentation interne = 5V.
- Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14(entrées analogiques et 14 entrées/sorties numériques).
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.
- Mémoire SRAM 2KB.
- Mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz.
- L'interface USB /série.
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm.[26]

II.2.8.5.2. Logiciel de programmation de la carte Arduino

Pour programmer la carte ARDUINO, on utilise le logiciel IDE Arduino (environnement de développement) libre et gratuit est distribué sur le site d'Arduino (compatible Windows, Linux et Mac).

L'interface de l'IDE Arduino est plutôt simple (voir Figure II-22), il offre une interface minimale et épurée pour développer un programme sur les cartes Arduino. Il est doté d'un éditeur de code avec coloration syntaxique « 1 » et d'une barre d'outils rapide « 2 » (barre des boutons). Ce sont les deux éléments les plus importants de l'interface. On retrouve aussi une barre de menus « 3 »

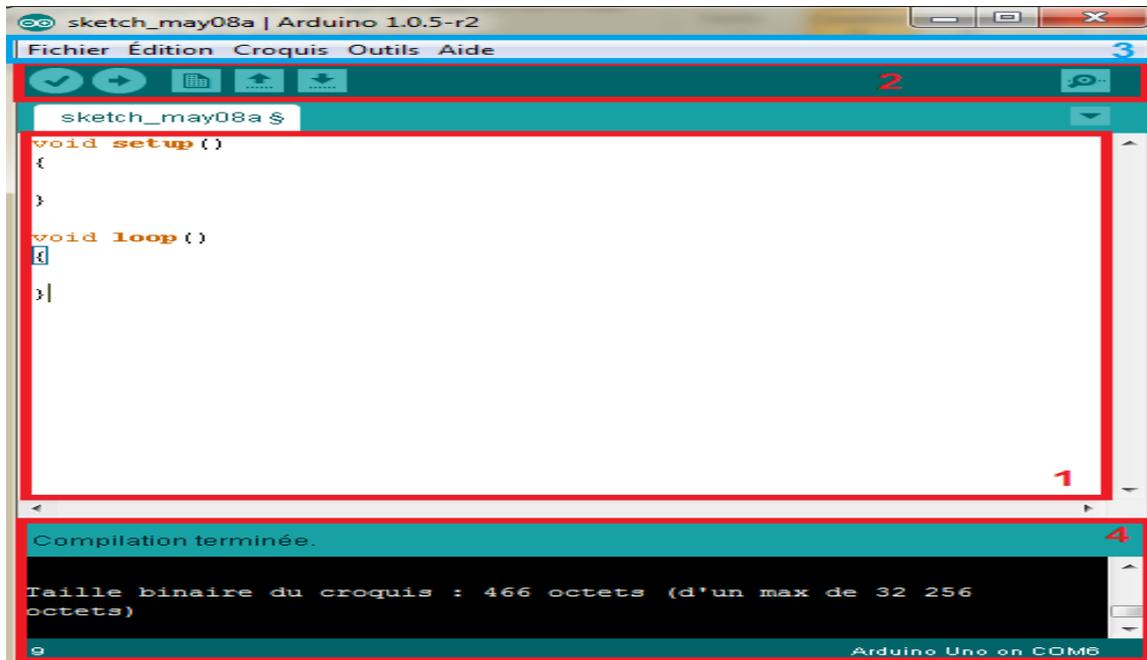


Figure II-22 IDE Arduino

II.2.8.5.3. Langage Arduino

Le langage Arduino est inspiré de plusieurs langages. On retrouve notamment des similarités avec le C, le C++, le Java. Le langage impose une structure particulière typique de l'informatique embarquée.

La fonction **setup** contiendra toutes les opérations nécessaires à la configuration de la carte (directions des entrées sorties, débits de communications série, etc.).

La fonction **loop** elle est exécutée en boucle après l'exécution de la fonction setup. Elle continuera de boucler tant que la carte n'est pas mise hors tension.

Redémarrée (par le bouton **reset**). Cette boucle est absolument nécessaire sur les microcontrôleurs étant donné qu'ils n'ont pas de système d'exploitation.

En effet, si l'on omettait cette boucle, à la fin du code produit, il sera impossible de reprendre la main sur la carte Arduino qui exécuterait alors du code aléatoire.

Au niveau de la syntaxe, on retrouve des similarités avec les langages précédemment cités. La déclaration des variables se fait généralement dans l'espace global (de façon à partager les variables les plus importantes entre les deux fonctions principales).[26]



Figure II-23 Structures de programme Arduino

Alors le C est un langage de « haut niveau », qui permet d'écrire des programmes nettement plus intelligibles et donc plus faciles à relire et corriger ou modifier. On va donc voir quelques règles de base qui régissent l'écriture du langage Arduino.[27]

- Les commentaires** : Ce sont des lignes de codes qui seront ignorées par le programme.
- Les points virgules** : Les points virgules terminent les instructions.
- Les accents** : Il est formellement interdit de mettre des accents en programmation. Sauf dans les commentaires.
- **Les accolades** : Les accolades sont les "conteneurs" du code du programme.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons d'abord présenté un schéma bloc d'un circuit de mise en forme de signal EMG. Cette présentation a été suivie par une étude théorique détaillée pour chaque blocs.

Une carte de conditionnement du signal physiologique EMG a été réalisée. Ce circuit est conçu à base d'un amplificateur d'instrumentation, d'un étage de filtrage, d'un circuit d'amplification et d'offset et d'un circuit d'alimentation.

La conversion analogique numérique est assurée par la carte ARDUINO ; une étude détaillée de cette carte a été aussi présentée dans ce deuxième chapitre. Le chapitre suivant sera consacré pour le test et la validation de des différents étages étudiés et réalisé dans ce deuxième chapitre

Chapitre 3

Mesures et Résultats

III. Chapitre 3 : Mesures et Résultats

Introduction

Ce chapitre fournit une étude pratique détaillée du circuit de mise en forme du signal EMG. L'accent sera mis sur deux phases principales, dont la première consiste un ensemble de tests et mesures de signaux recueillis sur les différents blocs de notre dispositif, La deuxième phase traite la numérisation de ces signaux à l'aide d'une carte d'acquisition Arduino. Elle regroupe un ensemble d'outil de traitement du signal visant à analyser les différents signaux EMG enregistrés.

III.1. Tests et mesures des signaux sur les différents blocs

Pour permettre une bonne évaluation, les différents blocs réalisés seront testés et les différentes notions mentionnées dans le deuxième chapitre seront validées. Rappelons que ces blocs sont constitués d'un étage de pré-amplification, de filtrage, d'amplification, d'offset et un bloc d'Alimentation

Ces tests sont effectués sur des points de tests prévus dans la carte électronique, ces points permettent à l'utilisateur de vérifier et de contrôler le fonctionnement de la carte et aussi de la dépanner en cas de mal fonctionnement.

III.1.1. Les électrodes

Nous avons disposé les électrodes autocollantes sur la peau, elles servent à recueillir les influx nerveux au niveau du muscle des pieds d'un sujet tout en respectant leurs emplacements (parallèlement à l'orientation des fibres musculaires), Comme il été détaillé dans le chapitre précédant en utilisant des électrodes de surface autoadhésives, jetables illustrées dans la figure III-1 :



Figure III-1 les électrodes de surface

III.1.2. Etage d'amplification

Cet étage est accompli en utilisant un amplificateur d'instrumentation. Dans notre projet de fin d'études, nous avons choisi le circuit intégré INA114 car il possède toutes les caractéristiques suivantes Une grande impédance d'entrée,

- Un faible bruit,
- un gain variable élevé,
- Une résistance externe unique définit un gain de 1 à 10.000.
- Une faible impédance en sortie et grand vitesse d'utilisation.
- Protection d'entrée interne peut supporter jusqu'à $\pm 40V$.

- Excellente précision

Les figures III-2, III-3 et III-4 illustrent respectivement le schéma électrique, la visualisation 3D ainsi que le circuit imprimé de cet étage

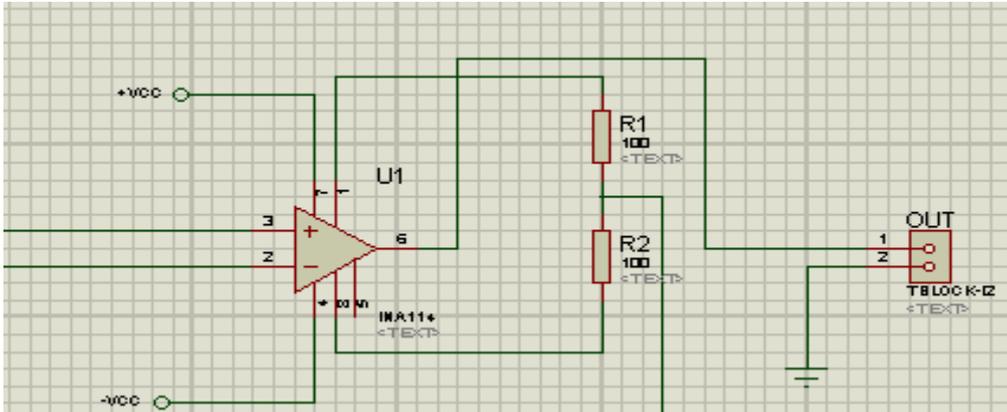


Figure III-2 Schéma électrique d'amplificateur d'instrumentation

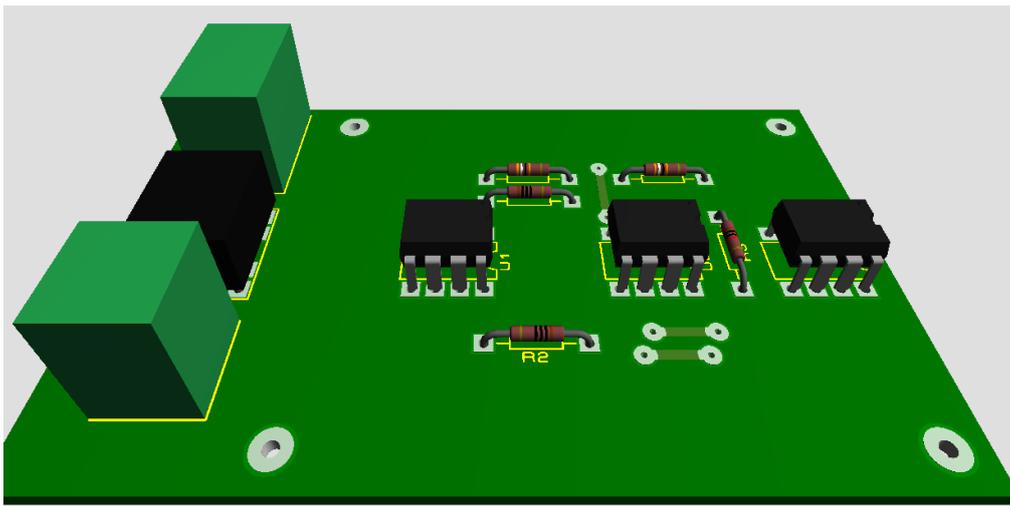


Figure III-3 visualisation 3D d'un amplificateur d'instrumentation

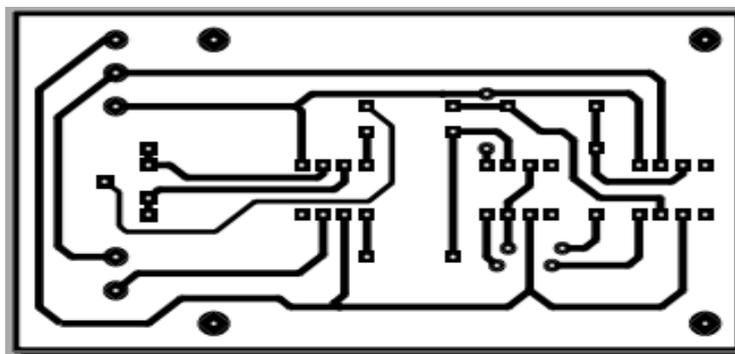


Figure III-4 circuit d'amplificateur d'instrumentation (PDF)

Afin de tester le bon fonctionnement de ce bloc, nous avons injecté un signal sinusoïdal à l'entrée de l'amplificateur d'instrumentation INA114. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure III-5. Sur cette figure, le signal en bleu représente l'entrée tandis que le signal en jaune représente la sortie.

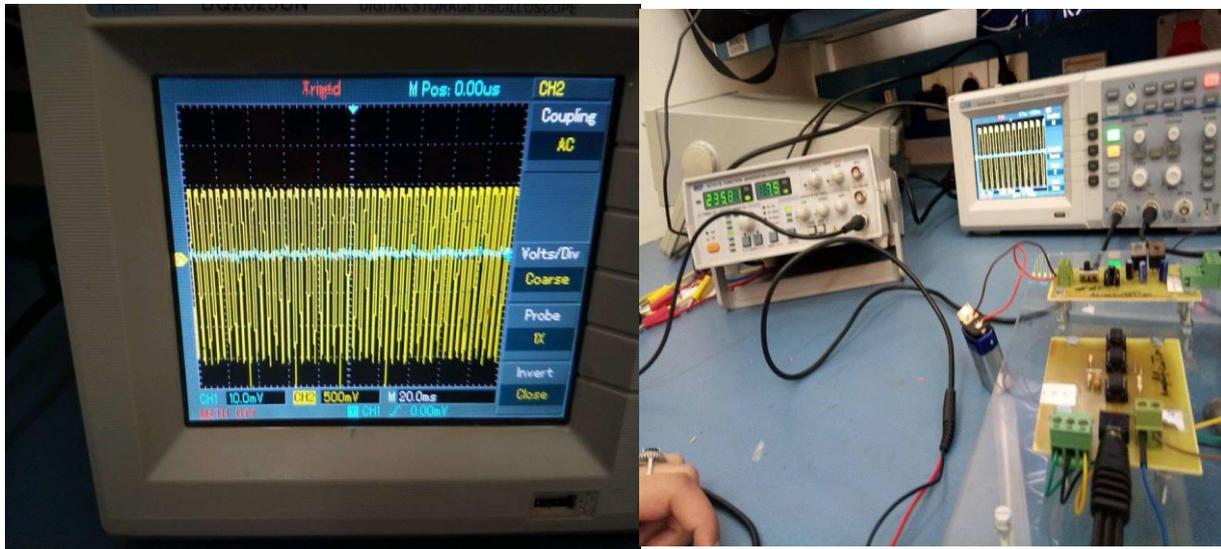


Figure III-5 Amplification de signal par l'amplificateur d'instrumentation INA114

On remarque sur la figure ci-dessus qu'il y a une amplification de signal. Ceci traduit le bon fonctionnement de cet étage. Nous avons pris comme signal d'entrée une sinusoïde d'amplitude de **7.5 mV**. Le signal de sortie mesuré est aussi une sinusoïde d'une amplitude de **1500mV**. Le gain de cet étage est donc :

$$G = \frac{V_S}{V_e} = \frac{1500}{7.5} = 200 \quad (25)$$

La figure III-6 montre un enregistrement EMG amplifié mesuré à la sortie de l'étage de pré-amplification.



Figure III-6 Amplification de signal EMG par l'amplificateur d'instrumentation INA114

III.1.3. Etage de filtrage

L'étage de filtrage suit directement celui de pré-amplification. Cet étage est indispensable puisque le signal EMG signal est fortement influencé par différents bruits tel que : mouvement des électrodes, mouvements de sujet, bruits électromagnétiques.....etc.

Pour filtrer notre signal deux filtres sont réalisés : un filtre passe haut de fréquence de coupure $F_c = 16\text{Hz}$, et un filtre passe bas de fréquence de coupure $F_c = 480\text{Hz}$,

Cet étage est testé en trois **J3**, **J4**, et **J5** sont mis en œuvre au niveau de la carte électronique réalisée (voir la figure III-8). Les figures III-7, III-8 et III-9 montent respectivement le schéma électrique, la visualisation 3D ainsi que le circuit imprimé de l'étage de filtrage.

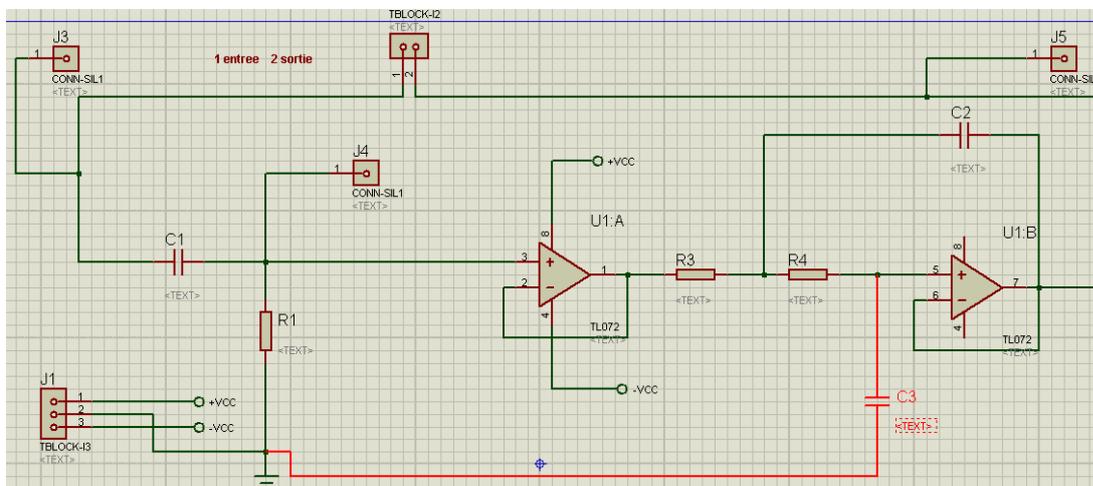


Figure III-7 Schéma électrique représente L'étage de filtrage

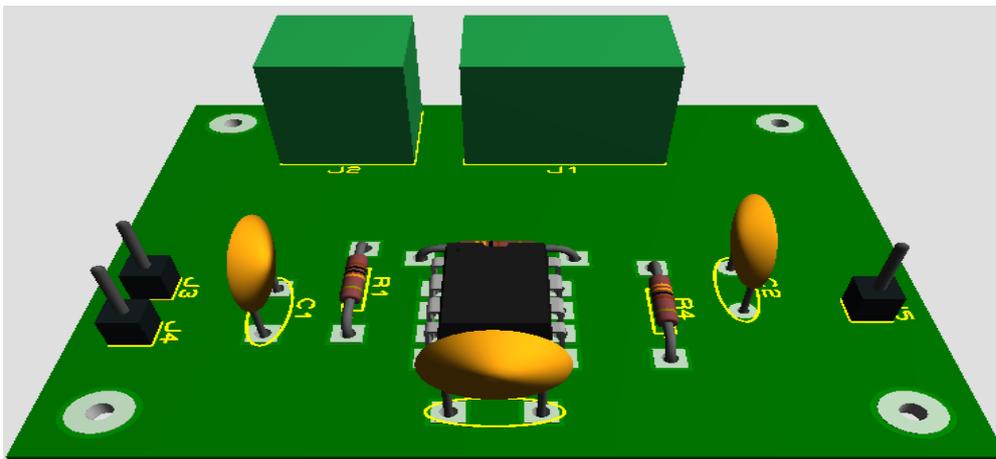


Figure III-8 visualisation 3D d'un circuit de filtrage

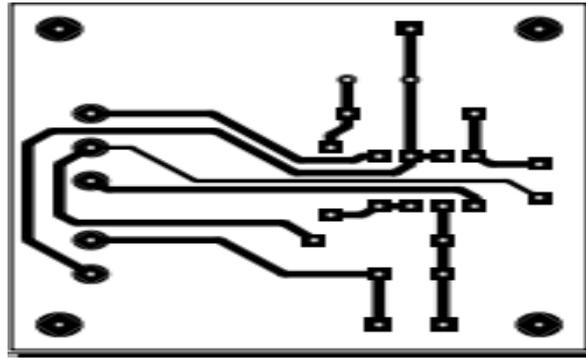


Figure III-9 circuit de filtrage (PDF)

Afin de voir le bon fonctionnement des deux filtres, nous avons injecté un signal sinusoïdal à leurs entrées en faisant varier à chaque fois leurs fréquences. La figure III-10 représente le test des deux filtres.

Les figures III-11 et III-12 montrent les réponses fréquentielles des deux filtres passe-bas et passe-haut, respectivement.

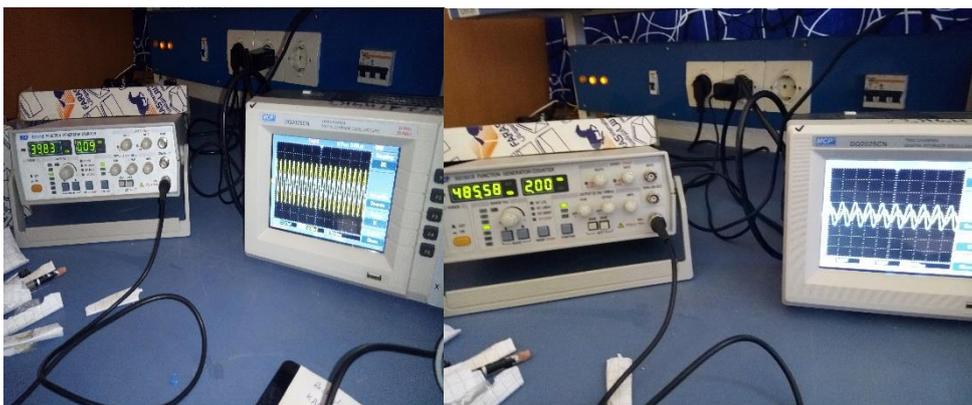
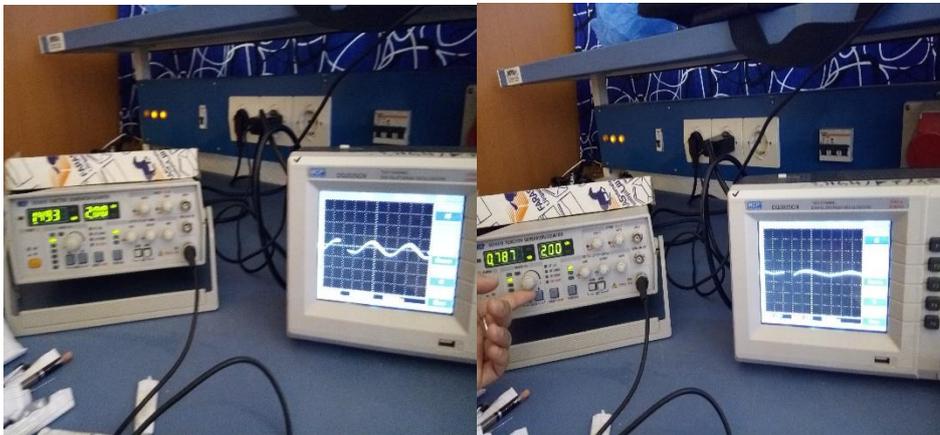


Figure III-10 représente la sortie des filtres

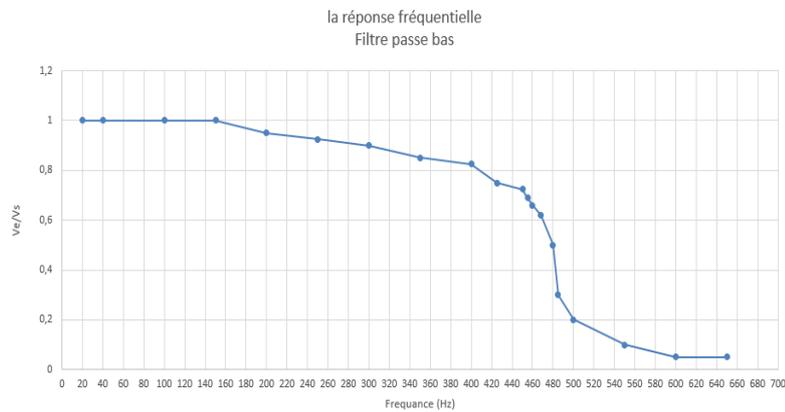


Figure III-11 la réponse fréquentielle de filtre passe bas

D'après la réponse fréquentielle du filtre passe bas (figure), on remarque que :

- la fréquence de coupure F_c est de 480Hz, celle-ci correspond à une chute de 3dB de la valeur maximale de la transmittance, cette fréquence est calculée par la formule (II.23).

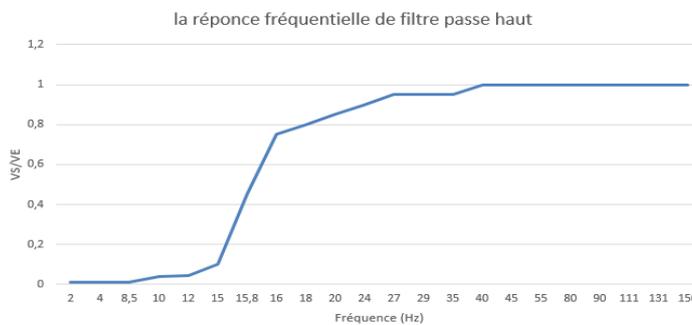


Figure III-12 la réponse fréquentielle de filtre passe haut

D'après la réponse fréquentielle du filtre passe haut (figure III-12), on remarque que :

- la fréquence de coupure F_c est de 15Hz, théoriquement cette fréquence est calculée par la formule (II.18).

Donc pour notre application, le signal EMG obtenu après l'étape l'amplification est passé par des filtres afin d'éliminer la majorité des parasites, des perturbations et aussi pour avoir un signal exploitable et propre à la mesure de l'activité de muscle.

Voici une figure (III.13) Qui représente le signal EMG avant et après le filtrage.



Figure III-13 Filtrage de signal (en jaune le signal EMG non filtré et en bleu signal filtré)

On remarque que le signal EMG est filtré et une amélioration agréable de ce dernier est constatée à la sortie de l'étage de filtrage par rapport à l'entrée.

III.1.4. L'Amplification

D'après plusieurs tests EMG, on a constaté une faible amplitude de signal, difficilement exploitée par la carte d'acquisition d'où la nécessité d'une amplification, un étage d'amplification est implémenté, réalisé par un amplificateur (OP07) et 2 résistances $R1=2.2\text{ K}\Omega$ ET $R2=10\text{ k}\Omega$

Le gain de cet étage est :

$$G = \frac{R2}{R1} + 1 = \frac{10}{2} + 1 = 5.5 \quad (26)$$

Ce circuit est testé en injectant un signal sinusoïdal à l'entrée de l'amplificateur et en mesurant un signal à sa sortie. Les résultats obtenus sont présentés dans la figure III-14.

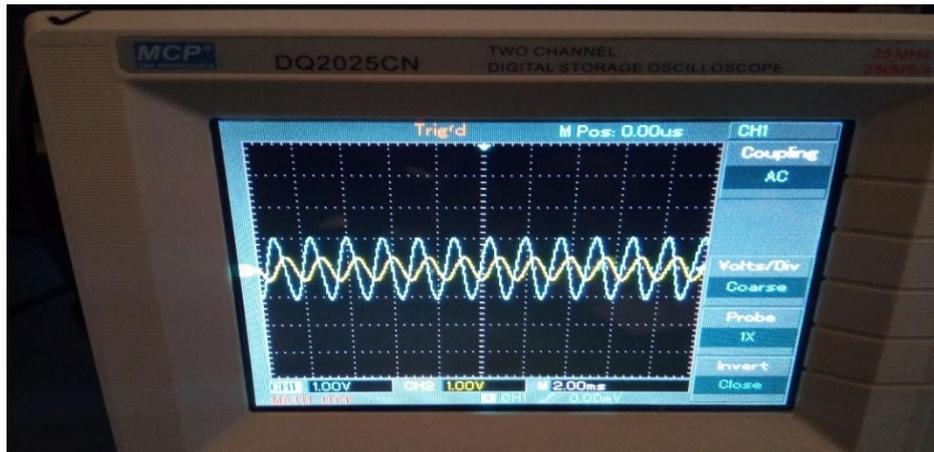


Figure III-14 Amplification de signal sinusoïdale

On calcule le gain par le rapport entre l'amplitude de signal crête à crête de l'entrée (en jaune) celle-ci signal de sortie (en bleu) :

$$G = \frac{v_S}{v_E} = \frac{2}{0.4} = 5 \quad (27)$$

Les résultats obtenus sont à ceux de la théorie.

Concernant notre signal d'intérêt, après l'étage d'amplification et le filtrage on passe par une deuxième amplification puisque notre signal est de faible amplitude. On a obtenu une bonne amplification ce qui nous a permis de bien visualiser ce dernier comme il est démontré dans la figure ci-dessous (figure III.15) :

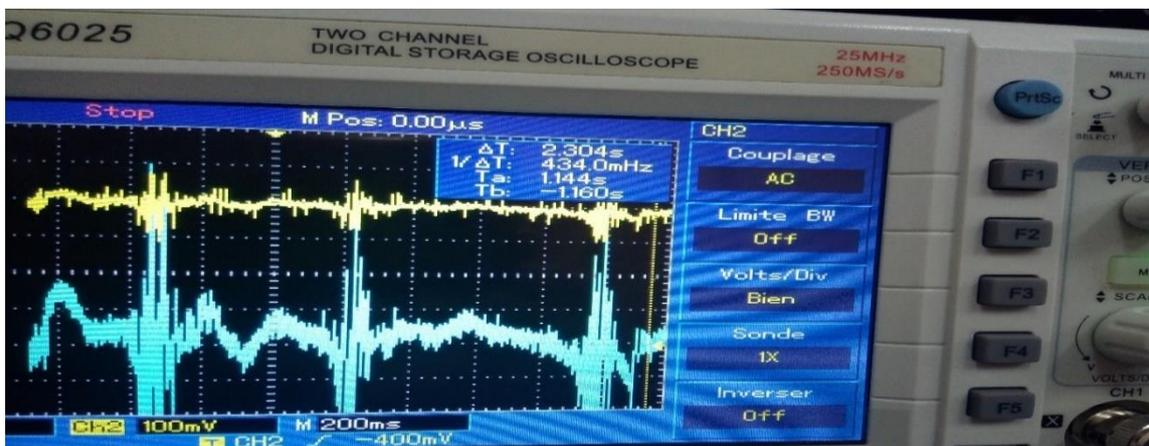


Figure III-15 l'amplification de signal EMG

III.1.5. L'Etage offset

Ce circuit est nécessaire pour décaler notre signal entre 0V et un maximum de 5V (la restitution positive de notre signal utile) a travers un potentiomètre de **5k** branché entre +VCC et la masse.

Ce circuit est disposé au niveau de la carte électronique réalisée (voir les figures III-16, III-17 et III-18)

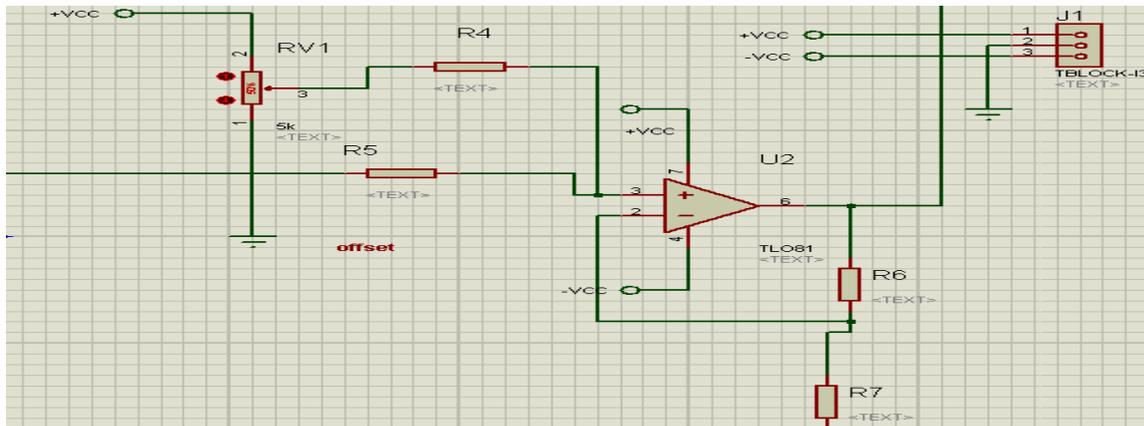


Figure III-16 Schéma électrique de circuit d'offset

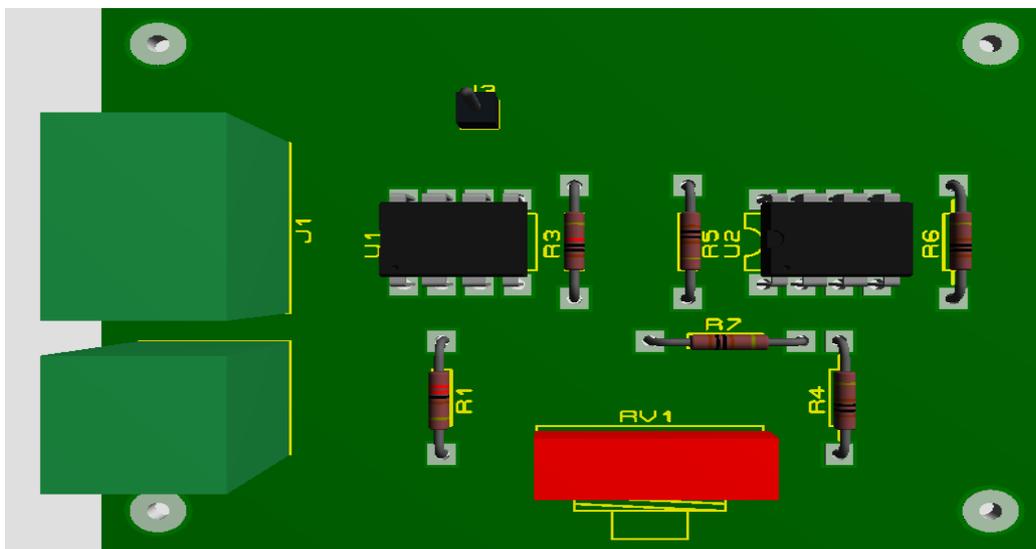


Figure III-17 visualisation 3D d'un circuit de l'offset

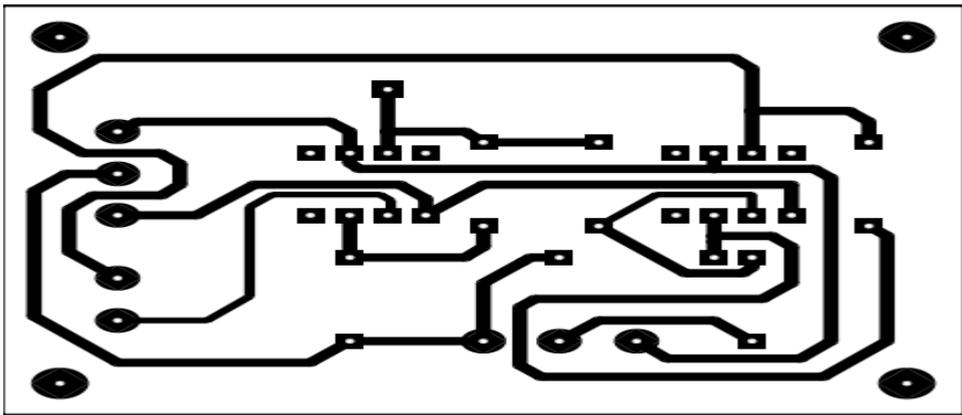


Figure III-18 circuit de l'offset (PDF)

Le circuit d'offset a été testé tout en injectant un signal sinusoïdal et en changeant la position du curseur du potentiomètre. La figure III-19 montre les résultats de ce test. Il est important à noter que si on dépasse la valeur de l'alimentation fournie, le signal est écrêté

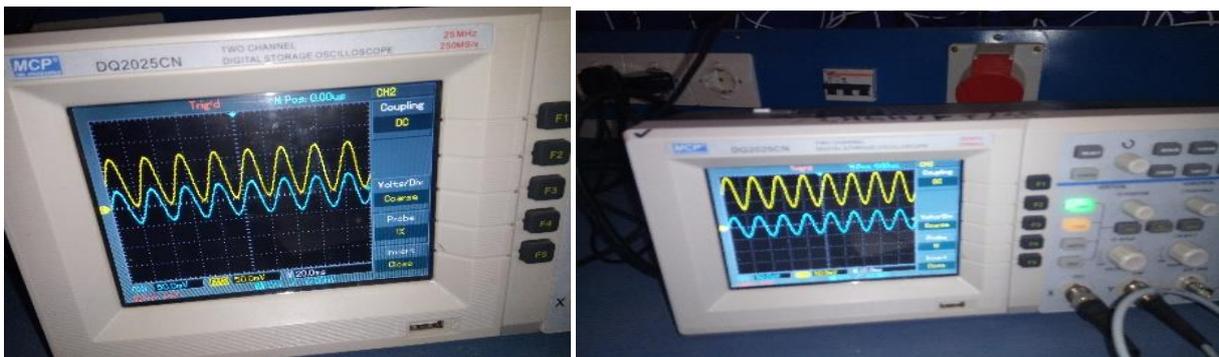


Figure III-19 le fonctionnement de circuit d'offset

Un deuxième test a été réalisé en utilisant cette fois-ci un signal EMG réel. La figure III-20 représente le signal EMG décalé entre 0v et 5V. En effet, cette opération est très importante afin qu'on puisse visualiser ce signal en utilisant la carte Arduino qui nécessite la restitution positive du signal utile.

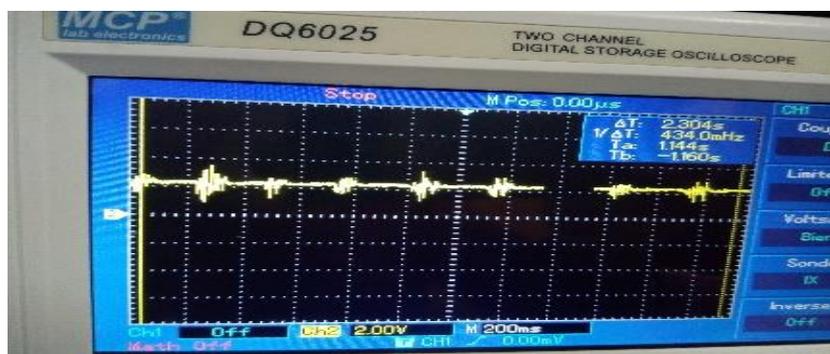


Figure III-20 le fonctionnement de circuit d'offset pour le signal EMG.

III.1.6. L'Alimentation

Tous les étages du circuit proposé sont alimentés par une alimentation isolée symétrique d'une valeur de 5 volts. La réalisation du circuit d'alimentation est basée essentiellement sur l'utilisation d'une pile de 9V qui assure l'alimentation positive +VCC. La tension négative (-9V) est obtenue en utilisant le circuit intégré **ICL7660**. Enfin, On a utilisé des régulateurs 7805 et 7905 pour convertir la tension de (9V) qui ayant dans la pile et la tension qui provenant de circuit **ICL7660** (-9V) à une tension stable égale **5V et -5V** respectivement. Ces notions sont déjà détaillées dans le chapitre précédent.

Les figures III-21, III-22 et III-23 représentent le schéma électrique, la visualisation 3D et le circuit imprimé du bloc d'alimentation.

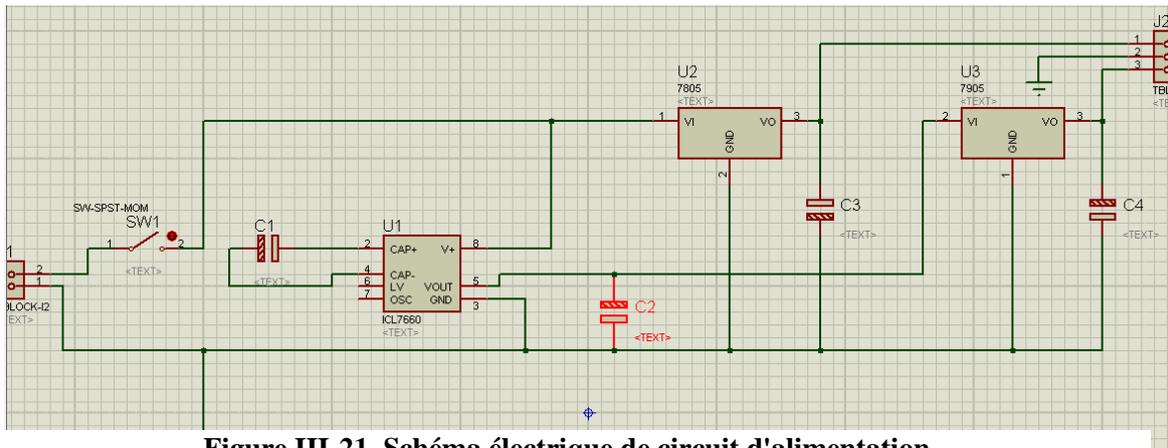


Figure III-21 Schéma électrique de circuit d'alimentation

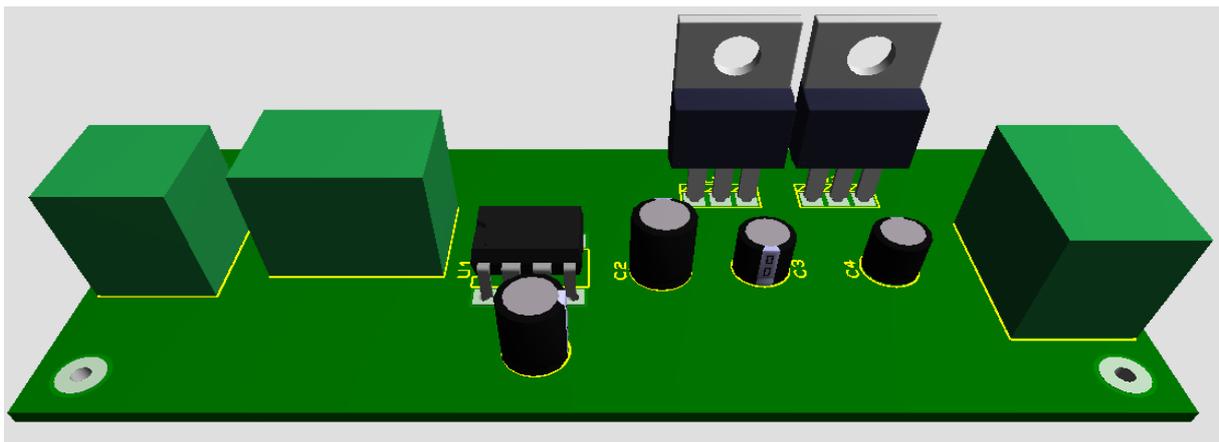


Figure III-22 visualisation 3D d'un circuit de l'Alimentation

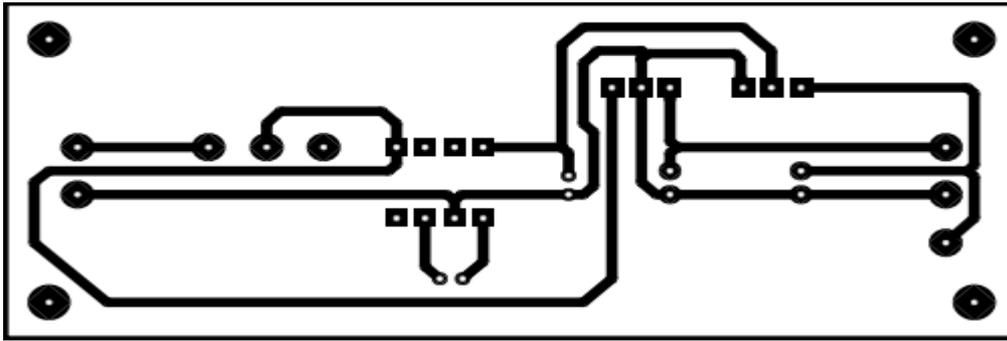


Figure III-23 circuit de l'Alimentation (PDF)

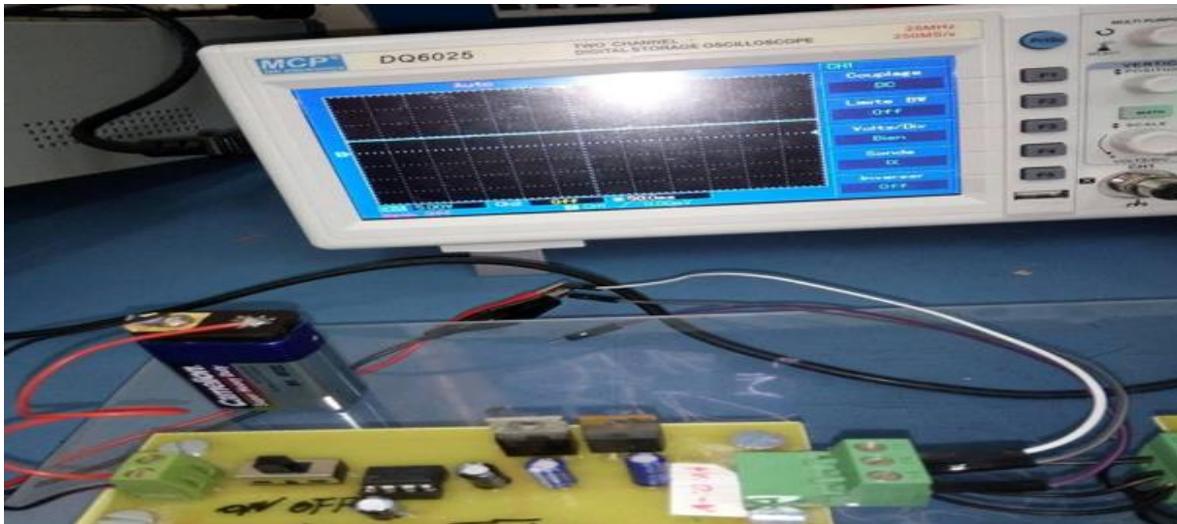


Figure III-24 représente +VCC (5V)

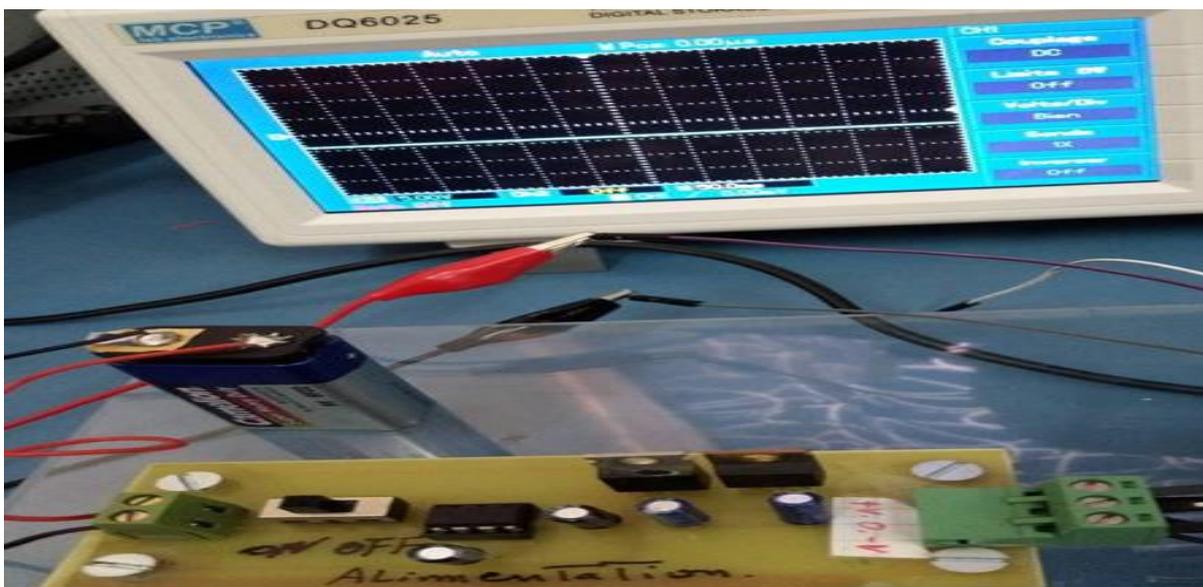


Figure III-25 représente -VCC (-5V)

III.2. La carte Arduino

L'utilisation de cette carte électronique programmable dans notre circuit a comme but la conversion analogique digitale du signal EMG et par conséquent la visualisation de ce dernier sur l'écran d'un ordinateur. L'objectif final est de faire un traitement numérique afin qu'on puisse extraire les informations nécessaires à notre projet.

Pour cette raison, la sortie du circuit d'offset est connectée à l'entrée analogique A0 de la carte d'acquisition Arduino. La figure III.26 représente l'affichage du signal EMG à l'écran d'un PC portable..

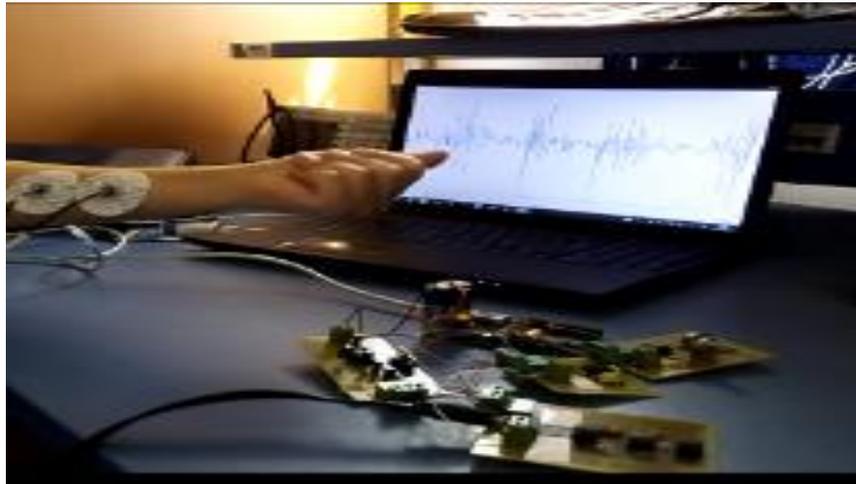


Figure III-26 Branchement de la carte d'acquisition avec la carte Arduino et le PC

Le signal EMG peut être visualisé sur le pc soit sur le traceur série sous forme d'un graphe (Figure III-27) soit sur le moniteur série de l'IDE Arduino sous forme des valeurs numériques (figure III-28)

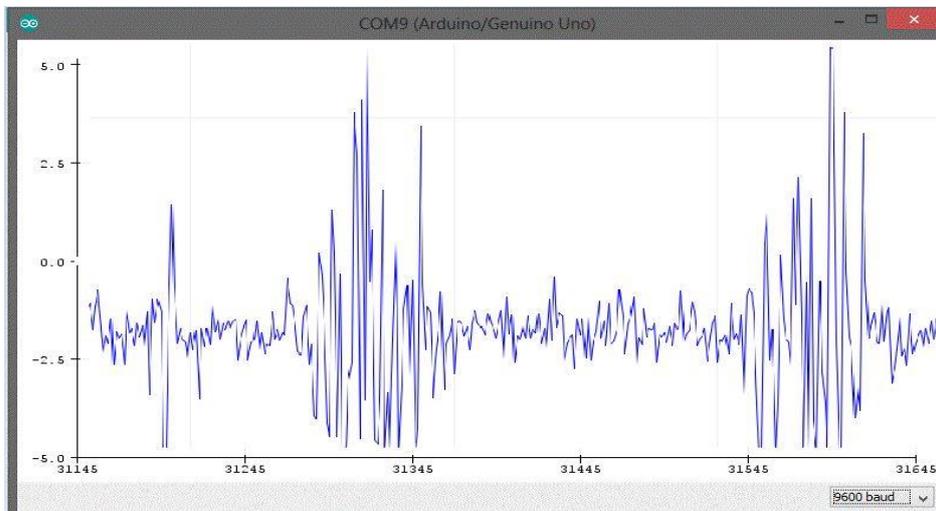


Figure III-27 visualisation de signal sous le traceur série de l'IDE

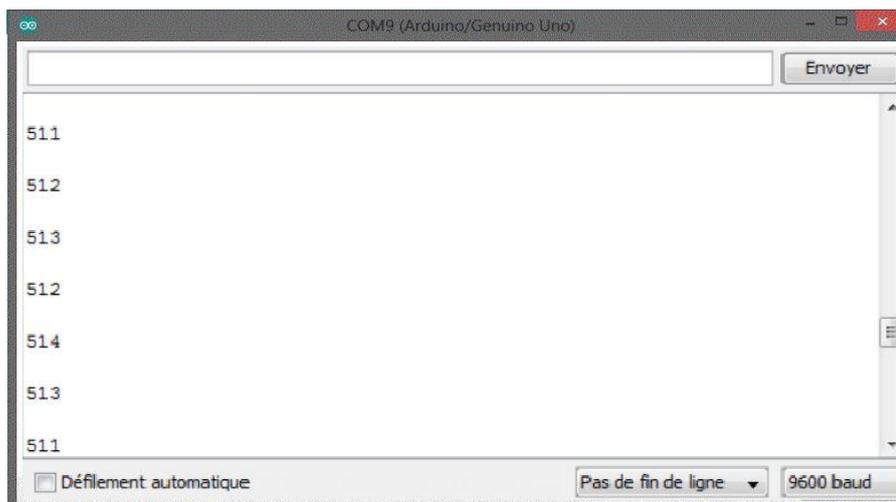


Figure III-28 visualisation des données sur le moniteur série

Les signaux EMG affichés sur le monitor série de l'IDE Arduino, sont enregistrés dans un fichier « .Txt », pour permettre leurs traitements sous Matlab.

III.3. Traitement et analyse du signal EMG

L'électrodiagnostic repose sur l'analyse des signaux de faible amplitude, souvent on doit traiter ces derniers pour en extraire l'information qui aide le médecin à établir un diagnostic rapide.

Alors le traitement numérique de notre signal EMG concerne particulièrement le filtrage, la rectification et la détection d'enveloppe.

III.3.1. La rectification

Cette partie retournera la région de signal de tension négative à la région de tension positive (obtenue par les électrodes) en conserve leur amplitude, et en calcule la valeur absolue de ce signal EMG brute. [27] Voir la figure ci-dessous (III-29) :

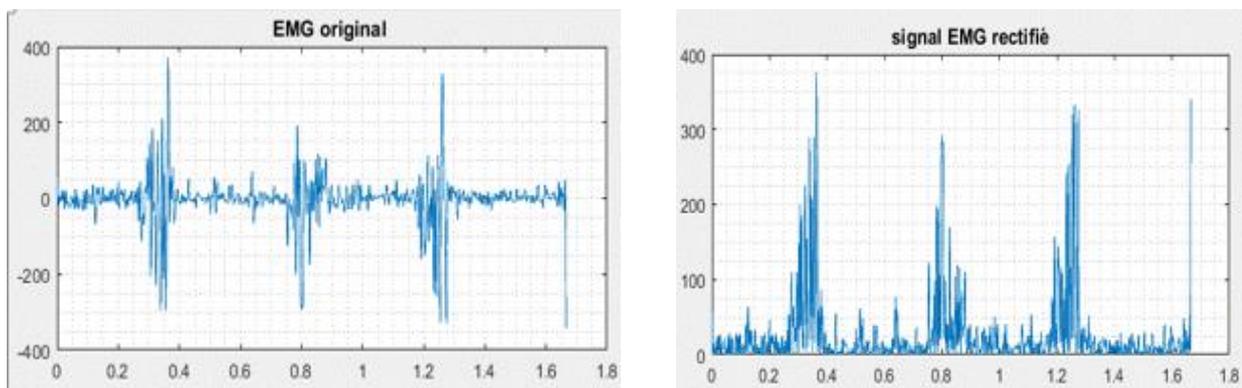


Figure III-29 EMG Rectifié

III.3.2. Détecteur d'enveloppe

Cette étape représente l'enveloppe du signal redressé (rectifié), obtenu à l'aide d'un filtrage.

Dans notre cas le filtre choisi c'est un filtre passe bas de Butterworth avec une fréquence de coupure dépend des fréquences hautes présentes dans le signal rectifié. En effet, le filtre est appliqué deux fois afin d'éliminer le déphasage. La figure III.30 montre le résultat de la détection d'enveloppe) d'un signal EMG enregistré à l'aide du circuit électronique réalisé dans notre PFE.

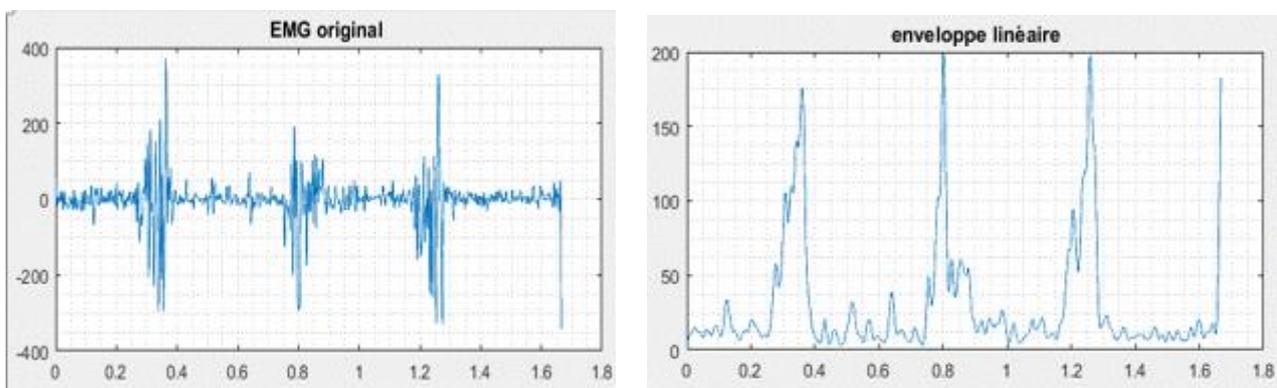


Figure III-30 Détecteur d'enveloppe

Afin de valider et tester notre circuit électrique ainsi que l'algorithme de la détection d'enveloppe, nous avons effectué quelques tests d'enregistrement du signal EMG. Pour ces tests nous avons choisi 4 sujets en bonne santé et n'ont pas d'antécédents de blessure au membre inférieur ainsi ne subit aucun historique avec une chirurgie orthopédique. Les participants sont des étudiants de l'Université de technologie Abou Bekr Belkaid Tlemcen. Tout au long de l'acquisition des données, les sujets devaient s'asseoir sur une chaise en position de repos avec la jambe allongée en position de repos, comme indiqué sur la figure (III.31.) De plus, les sujets doivent étendre leur jambe au maximum et revenir immédiatement en position de repos. Le processus est répété dans l'intervalle d'une minute. Ainsi la sortie a été capturée à l'aide d'un pc

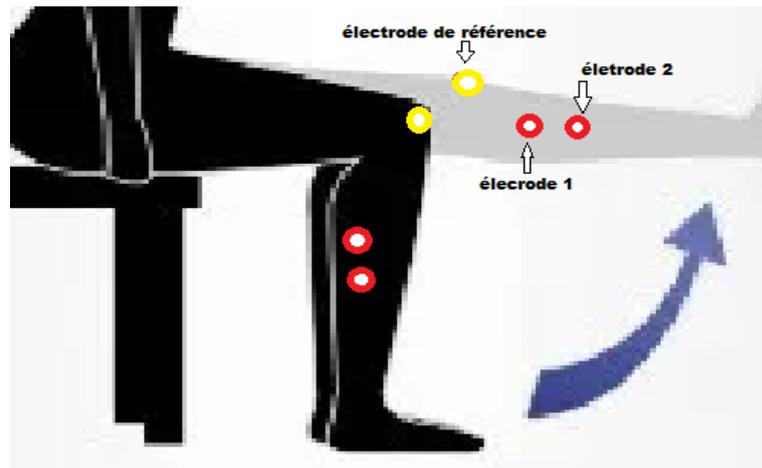


Figure III-31 Positions des pieds

Les mesures de l'effort musculaire illustrées par les figures suivantes.

Sujet 1 :

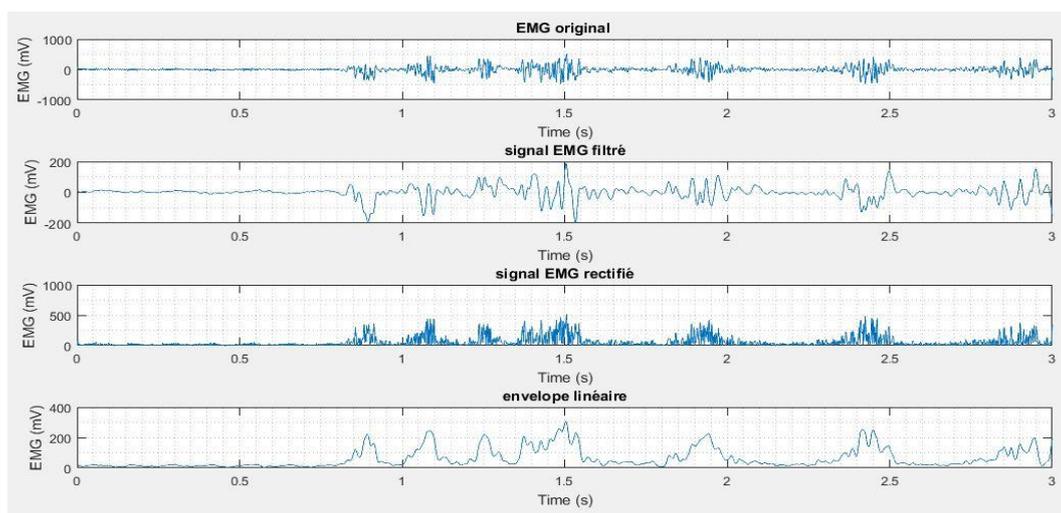


Figure III-32 Tracé signal EMG du sujet 1

Sujet 2 :

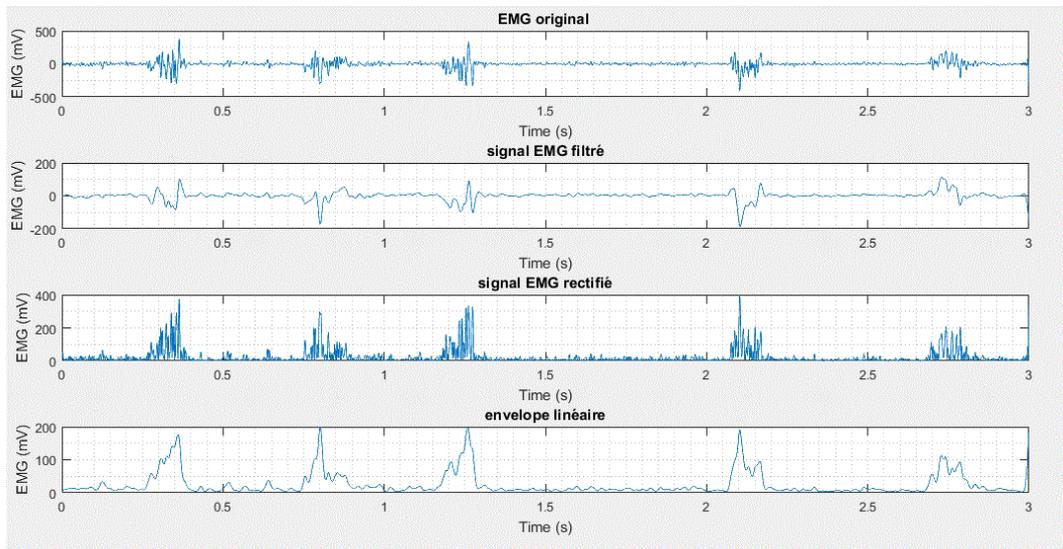


Figure III-33 Tracé signal EMG du sujet 2

Sujet 3

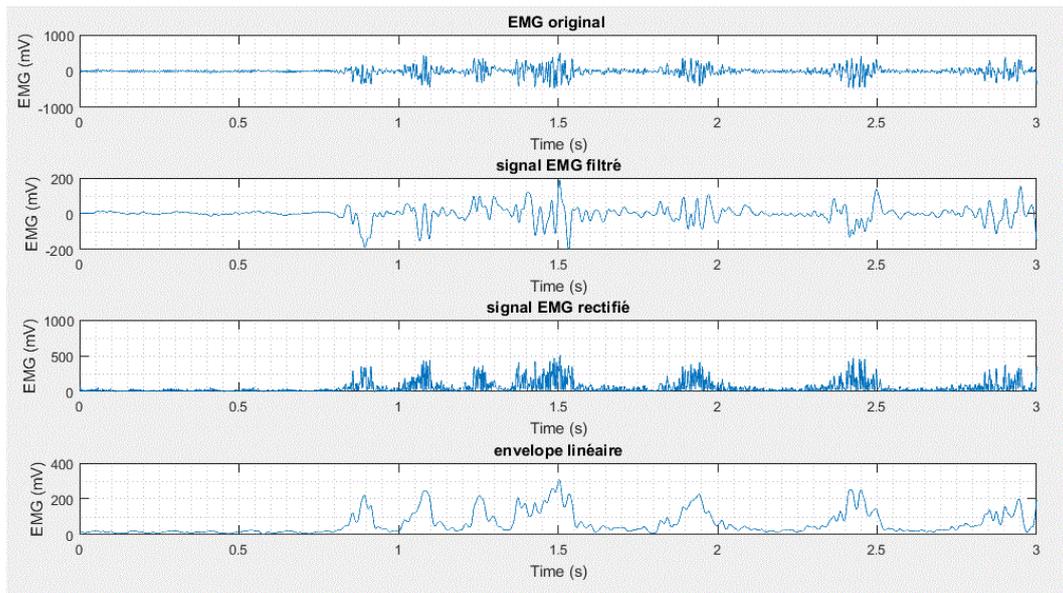


Figure III-34 Tracé signal EMG du sujet 3

Sujet 4

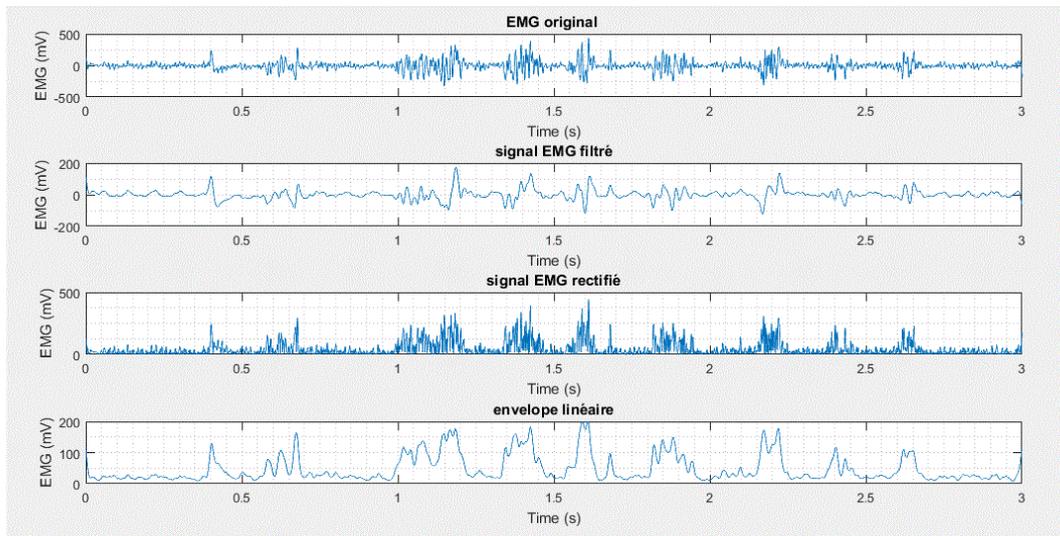


Figure III-35 Tracé signal EMG du sujet 4

III.3.3. Interprétation des résultats

Les figures montrent les signaux EMG obtenus à partir de muscles du mollet lors d'une contraction volontaire à un effort très fort et lent.

Dans le 1^{er} et la 3^{ème} cas on remarque une forte contraction c'est à dire des grandes amplitudes par contre dans la 2^{ème} et 4^{ème} cas il y a une faible contraction à cause des variations physiques existant entre les sujets comme la taille, le poids et le sexe des sujets.

Alors on peut noter qu'à travers l'enveloppe on peut apprécier l'effort. En effet l'amplitude de cette enveloppe traduit l'intensité de l'effort musculaire et la durée de l'effort avant le relâchement du muscle

III.4. L'interface graphique

Les interfaces graphiques sont souvent appelés **GUI** d'après l'anglais **Graphical User Interface**. C'est une fenêtre graphique regroupe un ensemble des options et des boutons mis à disposition de l'utilisateur.

Les données de signal EMG sont reçues et affichées sur un PC à l'aide d'une interface graphique réalisée sous le logiciel Matlab. Voir la figure (III-36).



Figure III-36 représente la page d'accueil de notre interface

La page d'accueil permet à l'utilisateur de :

- manipuler un bouton  pour ouvrir la page principale.

Voir la figure (III-37) ci-dessous.

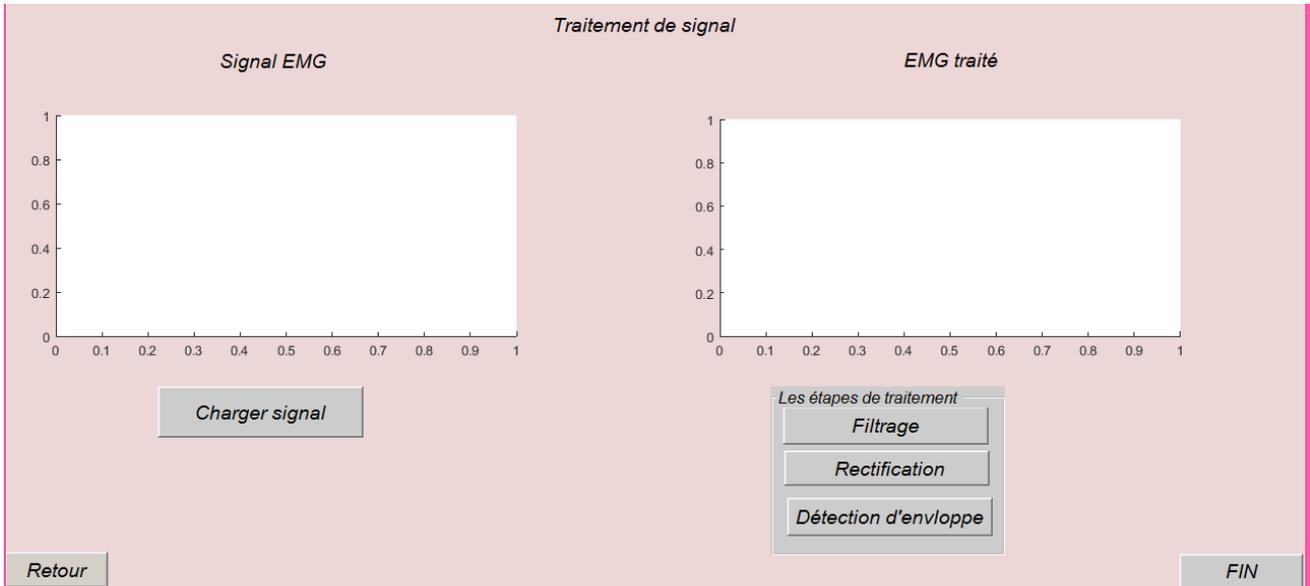


Figure III-37 représente la page principale de notre interface

La page principale permet à l'utilisateur de :

- manipuler un bouton pour ouvrir le fichier des données et tracer le signal en même temps. Voir la figure ci-dessous.

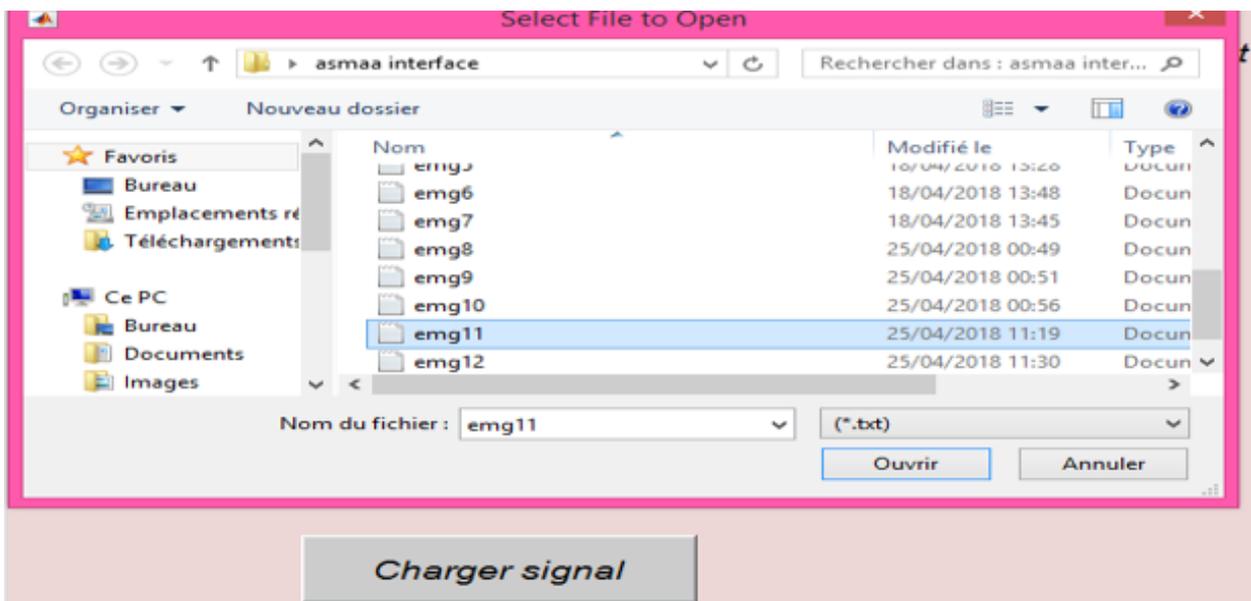


Figure III-38 représente la page principale de notre interface

Le choix de fichier à traiter {ici comme exemple : emg11}.

Après le choix de signal on le trace comme la montre la figure ci-dessous

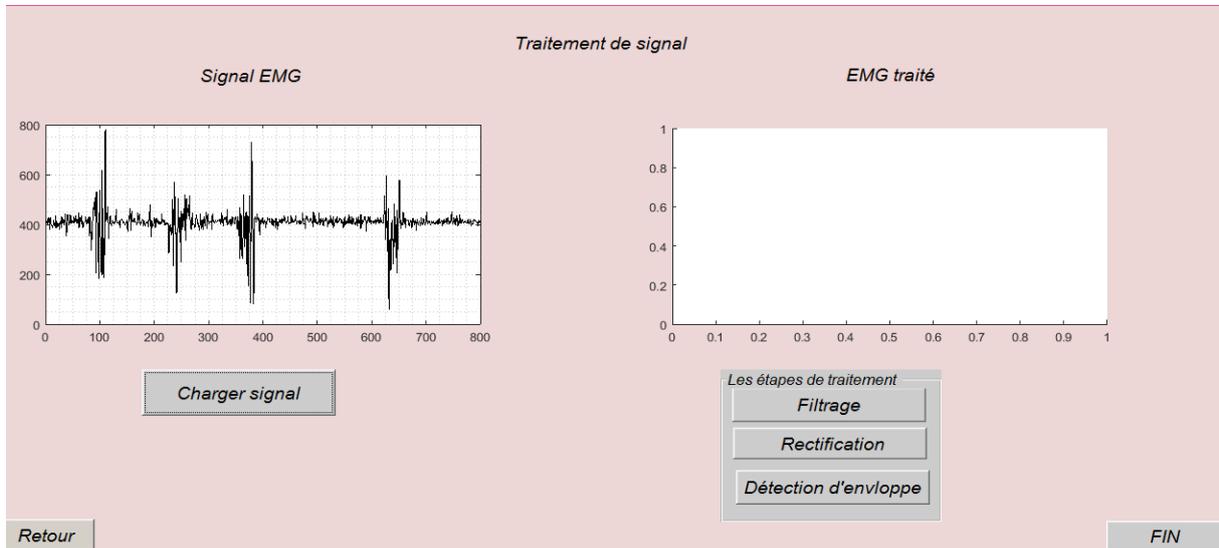


Figure III-39 tracer le signal EMG

L'interface graphique met à la position de l'utilisateur une boîte à outil pour le traitement de signal EMG déjà choisi et tracé.

On commence par le filtrage voir la figure ci-dessous (III-40)

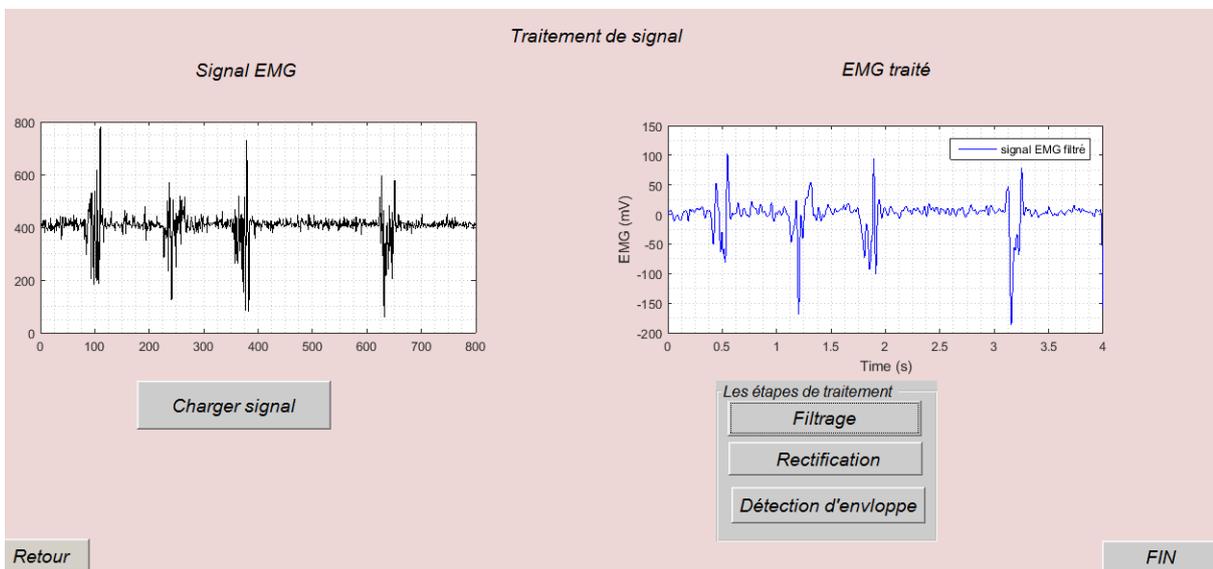


Figure III-40 EMG filtré

La figure ci-dessus montre les résultats du signal EMG filtré par le filtre Butterworth d'ordre 2 et de fréquence de coupure fixée à 20 Hz. On remarque que ce dernier donne des bons résultats.

Ensuite on passe à la rectification de notre signal .Voir la figure ci-dessous.

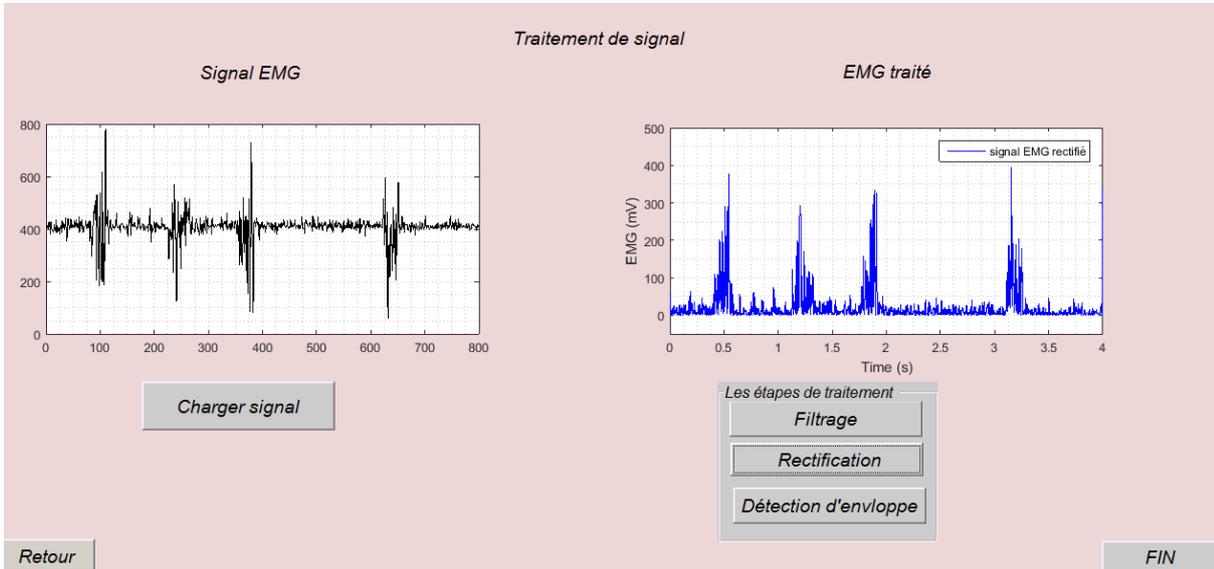


Figure III-41 EMG rectifié

Les résultats de cette étape consiste à rendre positive les différences potentielles négatives de notre signal EMG avec la conservation de leurs amplitudes pour avoir une bonne détection de l'enveloppe.

- La détection d'enveloppe comme une dernière étape de notre traitement.

Voir la figure ci-dessous.

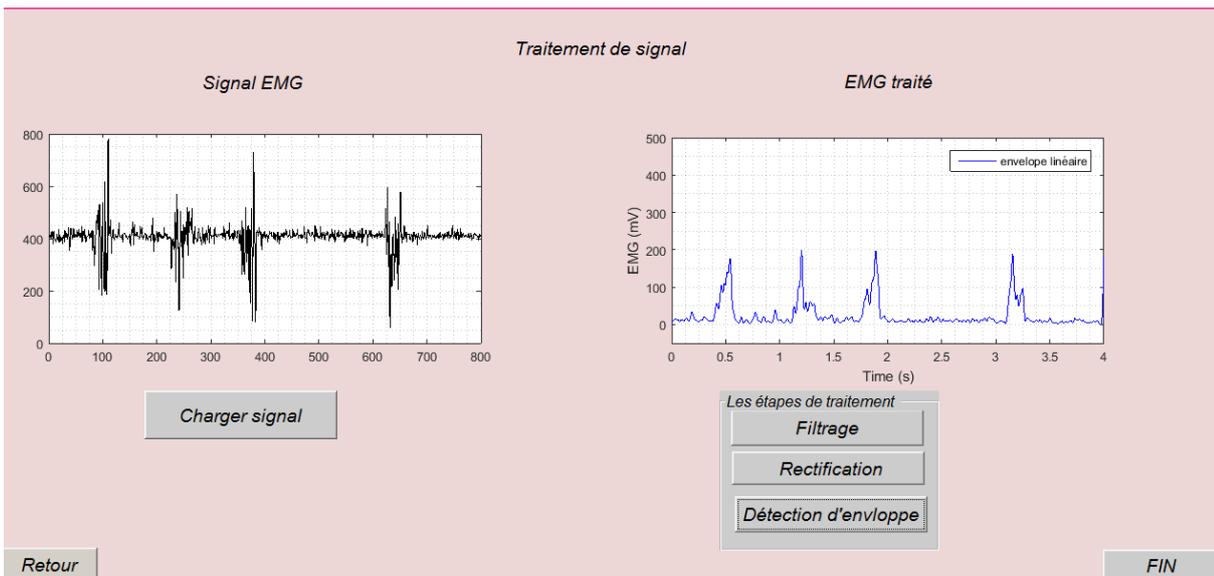


Figure III-42 l'enveloppe linéaire

Cette partie représente l'enveloppe de signal choisi et les résultats obtenus dans la figure ci-dessus

(III-42) fournissent une agréable visualisation des périodes d'activation du muscle pendant le mouvement des pieds.

Ensuite on remarque que la détection d'enveloppe du signal EMG effectuée par le filtre passe-bas donne des bons résultats mais il y a une diminution brusque d'amplitude ce qui constitue un inconvénient.

Alors notre interface permet aussi à l'utilisateur de :

- manipuler un bouton pour quitter le programme.



- manipuler un bouton pour le retour à la page d'accueil



Conclusion

Ce chapitre a été consacré essentiellement à la réalisation pratique de circuit permettant de enregistré le signal EMG. Des mesures illustrées sur des figures de ces signaux sont aussi présentées. De même nous avons testé et vérifié les différents blocs de notre circuit à travers des points de tests prévus sur la carte électronique , ce qui nous a permis de connaître et de comprendre le fonctionnement de chacun d'eux.

Nous avons aussi numérisé le signal EMG afin de pouvoir le visualiser sur l'ordinateur. Nous avons créé une interface graphique en utilisant le logiciel Matlab dans le but de faciliter l'acquisition et la manipulation aux utilisateurs. Les résultats obtenus montrent la bonne fonctionnalité du circuit réalisé.

Conclusion Générale

Conclusion générale

Dans notre projet de fin d'études, nous avons étudié et réalisé un dispositif permettant la détection de mouvement des pieds à travers le signal Electromyogramme (EMG) de surface.

Nous avons abordé notre PFE par une étude théorique sur l'anatomie et la physiologie des muscles. Cette étude a été suivie par une autre sur les différents circuits pouvant être exploités dans la réalisation de ce dispositif.

Basant sur cette étude, une réalisation pratique a été faite. Le circuit réalisé contient un étage d'amplificateur, un étage de filtrage, un étage d'offset et un autre étage de conversion analogique numérique basé sur la carte Arduino. Un algorithme de détection d'enveloppe a été aussi développé.

Les résultats obtenus sont très satisfaisants.

Ce PFE, nous a permis d'appliquer les notions que nous avons vues durant notre cursus universitaire et de les exploiter afin de réaliser un circuit fonctionnel.

Nous envisageons comme perspectives la transmission sans fils, la neurostimulation, l'application sur smartphone, l'amélioration de l'interface d'acquisition par l'ajout de programmes qui permettront par exemple l'aide au diagnostic en utilisant les outils de classification ou l'acquisition en temps réel.

Bibliographie

- [1] Clarys, J.P., Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 2000. 43(10): p. 1750-1762.
- [2] Bouchet, A. and J. Cuilleret, Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle. Vol. 2. 1991: Elsevier Masson.
- [3] Bichat, X., Anatomie générale : appliquée à la physiologie et à la médecine 1901 : G. Steinheil.
- [4] Bernard, C., Leçons de physiologie expérimentale appliquée à la médecine : Cours de semestre d'hiver 1854-1855. Vol. 1. 1865: Bailliere.
- [5] Vigneron, P., J. Dainat, and F. Bacou, Propriétés des fibres musculaires squelettiques. II. Influences hormonales. *Reproduction Nutrition Development*, 1989. 29(1): p. 27-53.
- [6] Goubel, F. and G. Lensele-Corbeil, Biomécanique : éléments de mécanique musculaire 2003 : Masson.
- [7] Cao, H., Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire, 2010, Université de Technologie de Compiègne.
- [8] De Luca, C.J. and W.J. Forrest, An electrode for recording single motor unit activity during strong muscle contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1972(5): p. 367-372.
- [9] Rüegg, J., Muscle contraction: molecular and cellular physiology, in *Comprehensive Human Physiology* 1996, Springer. p. 935-957.
- [10] Mambrito, B. and C.J. De Luca, A technique for the detection, decomposition and analysis of the EMG signal. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 1984. 58(2): p. 175-188.
- [11] Konte, C., Modélisation de l'atténuation du signal EMG diaphragmatique de surface, 2010, Université Joseph-Fourier-Grenoble I.
- [12] Priori, A., Brain polarization in humans: a reappraisal of an old tool for prolonged non-invasive modulation of brain excitability. *Clinical Neurophysiology*, 2003. 114(4): p. 589-595..
- [13] Matteucci, C. and P. Savi, Traité des phénomènes électro-physiologiques des animaux 1844: Fortin, Masson.
- [14] Barcroft, J. and H. Piper, The gaseous metabolism of the submaxillary gland with reference especially to the effect of adrenalin and the time relation of the stimulus to the oxidation process. *The Journal of physiology*, 1912. 44(5-6): p. 359-373.
- [15] Gasser, H.S. and J. Erlanger, A study of the action currents of nerve with the cathode ray oscillograph. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 1922. 62(3): p. 496-524.
- [16] Nastuk, W. and A.L. Hodgkin, The electrical activity of single muscle fibers. *Journal of Cellular Physiology*, 1950. 35(1): p. 39-73.
- [17] Blanc, Y., Etude de la marche par électromyographie cinésiologique 1994.
- [18] Desa, H., et al. Development of EMG circuit for detection of leg movement. in *Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE)*, 2016 IEEE Symposium on. 2016. IEEE.

- [19]. Jamal, M.Z., Signal acquisition using surface EMG and circuit design considerations for robotic prosthesis, in Computational Intelligence in Electromyography Analysis-A Perspective on Current Applications and Future Challenges2012, InTech.
- [20]. Kaplanis, P., et al., Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009. 19(1): p. 157-171.
- [21]. Schmidt, T., et al., Characterization of high-surface-area electrocatalysts using a rotating disk electrode configuration. Journal of The Electrochemical Society, 1998. 145(7): p. 2354-2358.
- [22] Wong, Y.-M. and G.Y. Ng, Surface electrode placement affects the EMG recordings of the quadriceps muscles. Physical Therapy in Sport, 2006. 7(3): p. 122-127.
- [23]. Reaz, M.B.I., M. Hussain, and F. Mohd-Yasin, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological procedures online, 2006. 8(1): p. 11.
- [24]. Poulichet, P., Cours sur l'électronique de conditionnement du capteur, 2006, Novembre.
- [25]. Milsant, F., Cours d'électronique1974 : Eyrolles.
- [26]. site web : www.generationrobots.com/fr/185-cartes-arduino
- [27] site web wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=robotsarduino:presentation_arduino
- [28]. Bennett, W., Response of a linear rectifier to signal and noise. Bell Labs Technical Journal, 1944. 23(1): p. 97-113.
- [29]. Phinyomark, A., et al., The usefulness of mean and median frequencies in electromyography analysis, in Computational intelligence in electromyography analysis-A perspective on current applications and future challenges2012, InTech.

Annexe

Annexe

1. Amplificateur différentiel INA114 (datasheet)





INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

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

APPLICATIONS

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

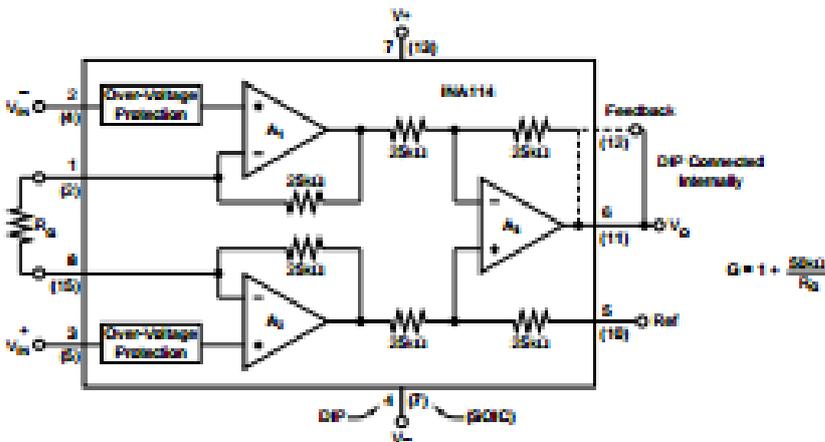
DESCRIPTION

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

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

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

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



International Airport Industrial Park • Mail Stop 001 • P.O. Box 11400, Tucson, AZ 85750 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 566-1111 • Telex: 910-002-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAX: (520) 566-1122 (US/Canada Only) • Cable: BURROB • Telex: 064-6891 • FAX: (520) 881-0100 • Immediate Product Info: (520) 566-4122

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = +15\text{V}$, $R_L = 3\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

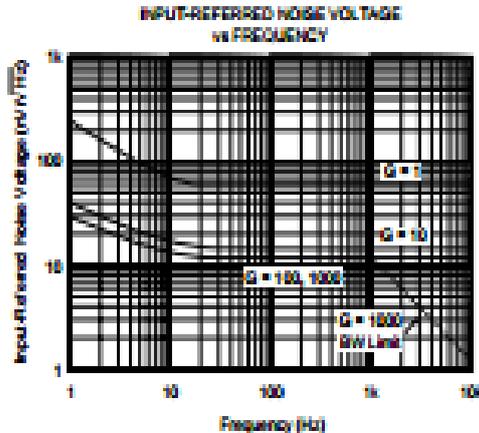
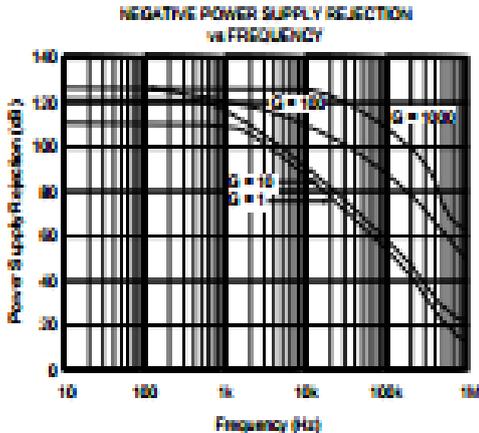
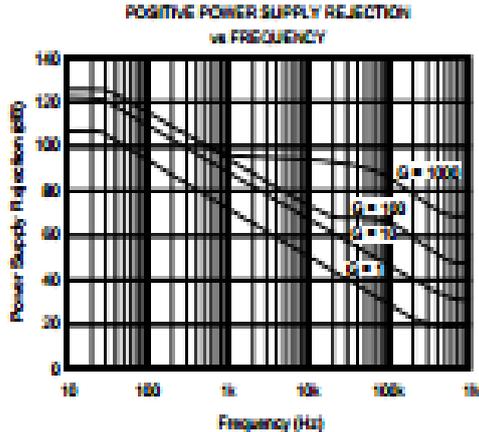
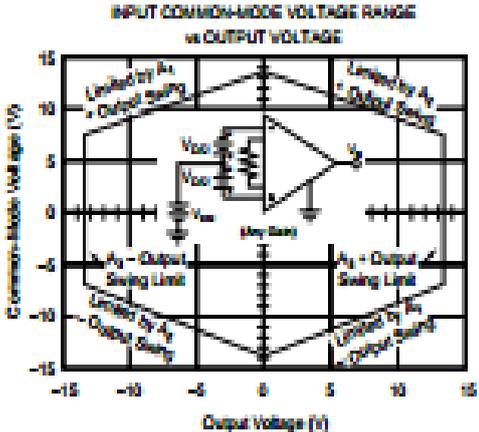
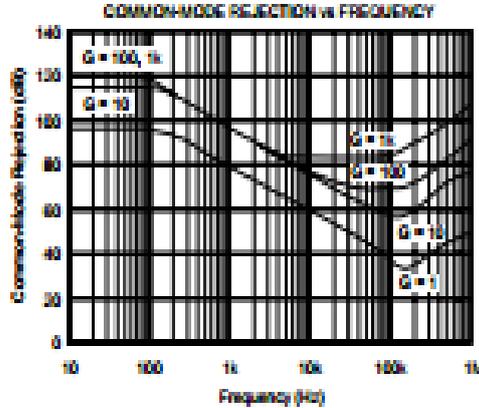
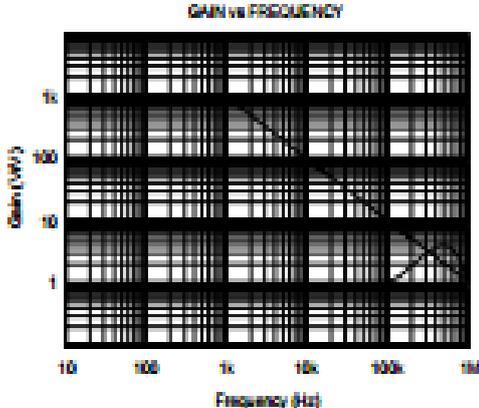
| PARAMETER | CONDITIONS | INA118BP, BU | | | INA118AP, AU | | | UNITS | |
|---|---|----------------|------------------------------|------------------------|--------------|------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| | | MIN | TYP | MAX | MIN | TYP | MAX | | |
| INPUT Offset Voltage, RTI Initial vs Temperature vs Power Supply Long-Term Stability Impedance, Differential Common-Mode Input Common-Mode Range Sift Input Voltage Common-Mode Rejection | $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{min}}$ to T_{max} $V_{\text{CM}} = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 10\text{V}$ | | $\pm 10 + 20\text{G}$ | $\pm 50 + 100\text{G}$ | | $\pm 25 + 30\text{G}$ | $\pm 125 + 300\text{G}$ | μV | |
| | | | $\pm 0.1 + 0.5\text{G}$ | $\pm 0.25 + 5\text{G}$ | | $\pm 0.25 + 5\text{G}$ | $\pm 1 + 10\text{G}$ | $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ | |
| | | | $0.5 + 3\text{G}$ | $3 + 10\text{G}$ | | * | * | $\mu\text{V}/\text{V}$ | |
| | | | $\pm 0.2 + 0.5\text{G}$ | * | | * | * | $\mu\text{V}/\text{mV}$ | |
| | | | $10^{10} \parallel \Omega$ | | | * | * | $\Omega \parallel \mu\text{F}$ | |
| | | ± 11 | ± 13.5 | | * | * | $\Omega \parallel \mu\text{F}$ | | |
| | $V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_L = 1\text{k}\Omega$ | | | ± 0 | | * | V | | |
| | $G = 1$ | 80 | 90 | | 75 | 90 | dB | | |
| | $G = 10$ | 90 | 115 | | 80 | 100 | dB | | |
| | $G = 100$ | 110 | 120 | | 100 | 110 | dB | | |
| | $G = 1000$ | 115 | 120 | | 100 | 110 | dB | | |
| BIAS CURRENT vs Temperature | | | ± 0.5 | ± 2 | | * | ± 5 | μA | |
| | | | ± 8 | | | * | | $\mu\text{A}/^\circ\text{C}$ | |
| OFFSET CURRENT vs Temperature | | | ± 0.5 | ± 2 | | * | ± 5 | μA | |
| | | | ± 8 | | | * | | $\mu\text{A}/^\circ\text{C}$ | |
| NOISE VOLTAGE, RTI $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_{\text{BW}} = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Noise Current $f = 10\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_{\text{BW}} = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz | $G = 1000$, $R_L = 3\text{k}\Omega$ | | | | | * | | $\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ | |
| | | | | 15 | | | * | | $\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | | | 11 | | | * | | $\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | | | 11 | | | * | | $\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | | | 0.4 | | | * | | $\mu\text{V}/\sqrt{\text{p}}$ |
| | | | | 0.4 | | | * | | $\mu\text{A}/\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | | | 0.2 | | | * | | $\mu\text{A}/\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | 18 | | | * | | $\mu\text{A}/\sqrt{\text{p}}$ | | |
| 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 | $1 + (50\text{k}\Omega/R_L)$ | 10000 | * | * | * | V/V | |
| | | | | ± 0.01 | ± 0.05 | | * | * | % |
| | | | | ± 0.02 | ± 0.4 | | * | ± 0.5 | % |
| | | | | ± 0.05 | ± 0.5 | | * | ± 0.7 | % |
| | | | | ± 0.5 | ± 1 | | * | ± 2 | % |
| | | | | ± 2 | ± 10 | | * | ± 10 | ppm/ $^\circ\text{C}$ |
| | | | | ± 25 | ± 100 | | * | * | ppm/ $^\circ\text{C}$ |
| | | | | ± 0.0001 | ± 0.001 | | * | ± 0.002 | % of FSR |
| | | | | ± 0.0005 | ± 0.002 | | * | ± 0.004 | % of FSR |
| | | | | ± 0.0005 | ± 0.002 | | * | ± 0.004 | % of FSR |
| | | ± 0.002 | ± 0.01 | | * | ± 0.02 | % of FSR | | |
| OUTPUT Voltage Load Capacitance Stability Short Circuit Current | $I_O = 5\text{mA}$, T_{min} to T_{max} $V_O = \pm 11.4\text{V}$, $R_L = 3\text{k}\Omega$ $V_O = \pm 2.25\text{V}$, $R_L = 3\text{k}\Omega$ | ± 12.5 | ± 12.7 | | * | * | | V | |
| | | ± 10 | ± 10.5 | | * | * | | V | |
| | | ± 1 | ± 1.5 | | * | * | | V | |
| | | 1000 | | | * | * | μF | | |
| | | $+300$ – -15 | | | * | * | 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 | | 1 | | | * | | MHz | |
| | | | | 100 | | | * | | kHz |
| | | | | 10 | | | * | | kHz |
| | | | | 1 | | | * | | kHz |
| | | | | 0.3 | 0.6 | | * | * | $\text{V}/\mu\text{s}$ |
| | | | | 18 | 30 | | * | * | μs |
| | | | | 30 | 30 | | * | * | μs |
| | | | | 120 | 120 | | * | * | μs |
| | | | | 1100 | 1100 | | * | * | μs |
| | | | | 30 | 30 | | * | * | μs |
| POWER SUPPLY Voltage Range Current | $V_S = 0\text{V}$ | ± 0.25 | ± 15 | ± 10 | * | * | * | V | |
| | | | ± 2.3 | ± 3 | | * | * | mA | |
| TEMPERATURE RANGE Specification Operating $R_{\theta\text{JA}}$ | | -40 | | 85 | * | | * | $^\circ\text{C}$ | |
| | | -40 | | 125 | * | | * | $^\circ\text{C}$ | |
| | | | 80 | | | * | | $^\circ\text{C}/\text{W}$ | |

* Specification same as INA118BP/AU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k Ω " term in the gain equation.

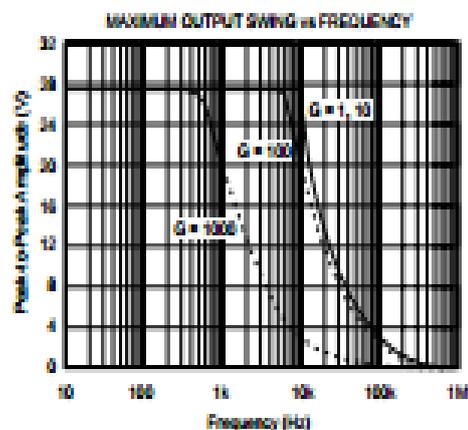
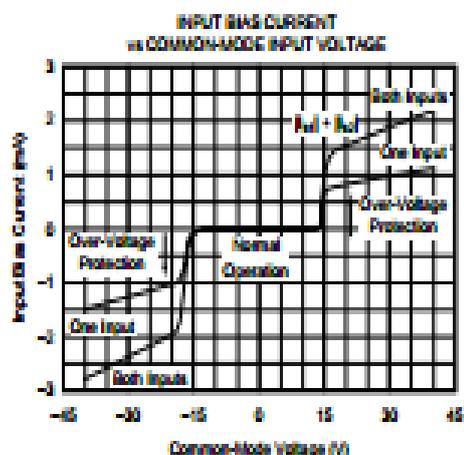
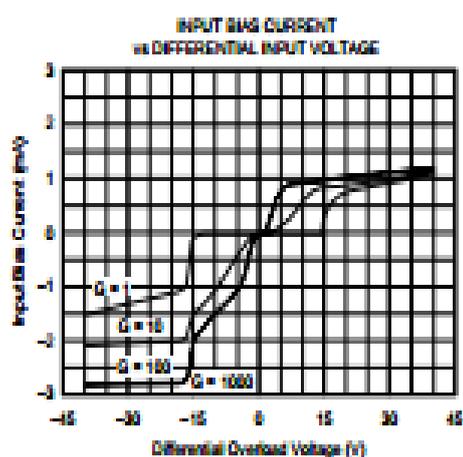
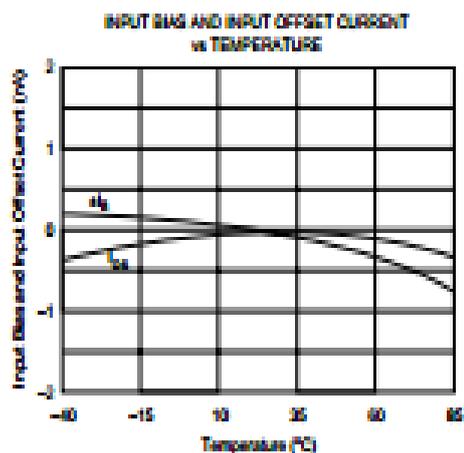
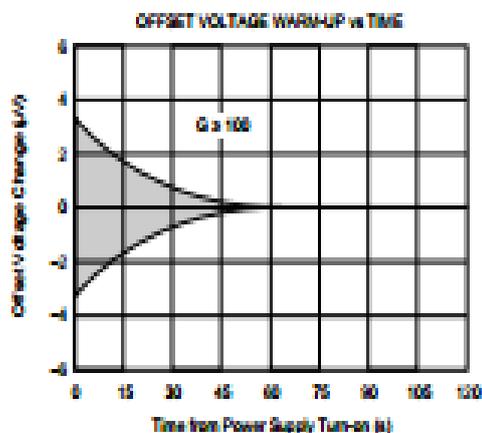
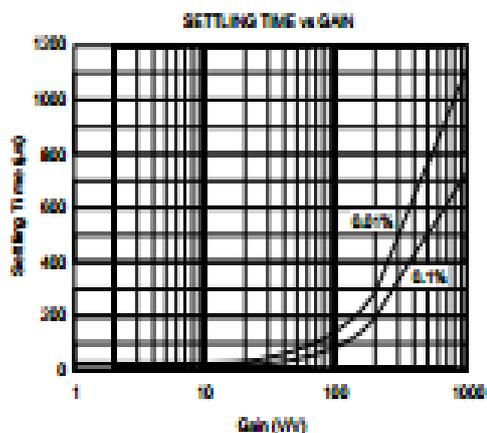
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

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



TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_c = +25^\circ\text{C}$, $V_{cc} = +15\text{V}$, unless otherwise noted.



2. Amplificateur opérationnel OP07 (datasheet)



Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier

Data Sheet

OP07

FEATURES

- Low V_{OS} : 75 μV maximum
- Low V_{OS} drift: 1.3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ maximum
- Ultrastable vs. time: 1.5 μV per month maximum
- Low noise: 0.6 μV p-p maximum
- Wide input voltage range: $\pm 14\text{ V}$ typical
- Wide supply voltage range: $\pm 13\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$
- 125°C temperature-tested dice

APPLICATIONS

- Wireless base station control circuits
- Optical network control circuits
- Instrumentation
- Sensors and controls
 - Thermocouples
 - Resistor thermal detectors (RTDs)
 - Strain bridges
 - Shunt current measurements
- Precision filters

GENERAL DESCRIPTION

The OP07 has very low input offset voltage (75 μV maximum for OP07E) that is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP07 also features low input bias current ($\pm 4\text{ nA}$ for the OP07E) and high open-loop gain (200 V/mV for the OP07E). The low offset and high open-loop gain make the OP07 particularly useful for high gain instrumentation applications.

PIN CONFIGURATION

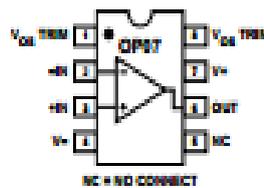
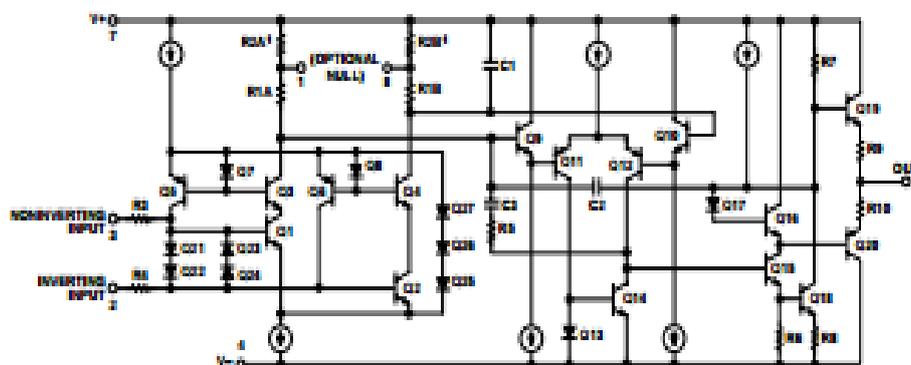


Figure 1.

The wide input voltage range of $\pm 13\text{ V}$ minimum combined with a high CMRR of 106 dB (OP07E) and high input impedance provide high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained even at high closed-loop gains. Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP07 an industry standard for instrumentation applications.

The OP07 is available in two standard performance grades. The OP07E is specified for operation over the 0°C to 70°C range, and the OP07C is specified over the -40°C to $+85^\circ\text{C}$ temperature range.

The OP07 is available in epoxy 8-lead PDIP and 8-lead narrow SOIC packages. For CERDIP and TO-99 packages and standard microcircuit drawing (SMD) versions, see the OP77.



¹R2A AND R2B ARE ELECTRONICALLY ADJUSTED ON CHIP AT FACTORY FOR MINIMUM INPUT OFFSET VOLTAGE.

Figure 2. Simplified Schematic

SPECIFICATIONS

OP07E ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_s = \pm 15$ V, unless otherwise noted.

Table 1.

| Parameter | Symbol | Conditions | Min | Typ | Max | Unit |
|--|----------------------|---|------------|------------|-----|------------------------------|
| INPUT CHARACTERISTICS | | | | | | |
| $T_A = 25^\circ\text{C}$ | | | | | | |
| Input Offset Voltage ¹ | V_{os} | | | 50 | 75 | μV |
| Long-Term V_{os} Stability ² | V_{os}/Time | | 0.3 | 1.5 | | $\mu\text{V}/\text{Month}$ |
| Input Offset Current | I_{os} | | 0.5 | 3.8 | | nA |
| Input Bias Current | I_b | | ± 1.2 | ± 4.0 | | nA |
| Input Noise Voltage | e_n p-p | 0.1 Hz to 10 Hz ³ | 0.35 | 0.6 | | μV p-p |
| Input Noise Voltage Density | e_n | $f_c = 10$ Hz | 10.3 | 18.0 | | nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | $f_c = 100$ Hz ⁴ | 10.0 | 13.0 | | nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | $f_c = 1$ kHz | 9.6 | 11.0 | | nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ |
| Input Noise Current | i_n p-p | | 14 | 30 | | pA p-p |
| Input Noise Current Density | i_n | $f_c = 10$ Hz | 0.32 | 0.80 | | pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | $f_c = 100$ Hz ⁴ | 0.14 | 0.23 | | pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ |
| | | $f_c = 1$ kHz | 0.12 | 0.17 | | pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ |
| Input Resistance, Differential Mode ⁴ | R_{id} | | 15 | 50 | | M Ω |
| Input Resistance, Common Mode | R_{icm} | | | 160 | | G Ω |
| Input Voltage Range | I_{VR} | | ± 13 | ± 14 | | V |
| Common-Mode Rejection Ratio | CMRR | $V_{cm} = \pm 13$ V | 106 | 123 | | dB |
| Power Supply Rejection Ratio | PSRR | $V_s = \pm 3$ V to ± 18 V | 5 | 20 | | $\mu\text{V}/\text{V}$ |
| Large Signal Voltage Gain | A_{vo} | $R_L \geq 2$ k Ω , $V_o = \pm 10$ V | 200 | 500 | | V/mV |
| | | $R_L \geq 500$ Ω , $V_o = \pm 0.5$ V, $V_s = \pm 3$ V ⁵ | 150 | 400 | | V/mV |
| $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$ | | | | | | |
| Input Offset Voltage ¹ | V_{os} | | | 45 | 130 | μV |
| Voltage Drift Without External Trim ⁶ | TCV_{os} | | 0.3 | 1.3 | | $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ |
| Voltage Drift with External Trim ⁶ | TCV_{os} | $R_T = 20$ k Ω | 0.3 | 1.3 | | $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ |
| Input Offset Current | I_{os} | | 0.9 | 5.3 | | nA |
| Input Offset Current Drift | TCI_{os} | | 8 | 35 | | pA/ $^\circ\text{C}$ |
| Input Bias Current | I_b | | ± 1.5 | ± 5.5 | | nA |
| Input Bias Current Drift | TCI_b | | 13 | 35 | | pA/ $^\circ\text{C}$ |
| Input Voltage Range | I_{VR} | | ± 13 | ± 13.5 | | V |
| Common-Mode Rejection Ratio | CMRR | $V_{cm} = \pm 13$ V | 103 | 123 | | dB |
| Power Supply Rejection Ratio | PSRR | $V_s = \pm 3$ V to ± 18 V | 7 | 32 | | $\mu\text{V}/\text{V}$ |
| Large Signal Voltage Gain | A_{vo} | $R_L \geq 2$ k Ω , $V_o = \pm 10$ V | 180 | 450 | | V/mV |
| OUTPUT CHARACTERISTICS | | | | | | |
| $T_A = 25^\circ\text{C}$ | | | | | | |
| Output Voltage Swing | V_o | $R_L \geq 10$ k Ω | ± 12.5 | ± 13.0 | | V |
| | | $R_L \geq 2$ k Ω | ± 12.0 | ± 12.8 | | V |
| | | $R_L \geq 1$ k Ω | ± 10.5 | ± 11.0 | | V |
| $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$ | | | | | | |
| Output Voltage Swing | V_o | $R_L \geq 2$ k Ω | ± 12 | ± 12.6 | | V |

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

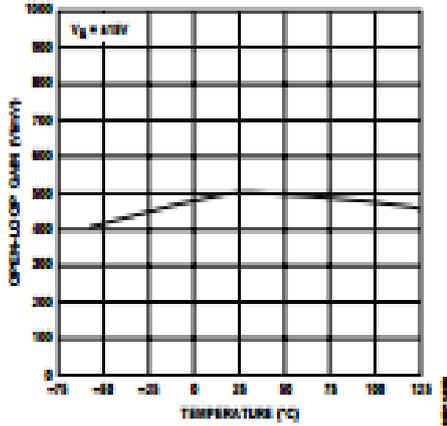


Figure 3. Open-Loop Gain vs. Temperature

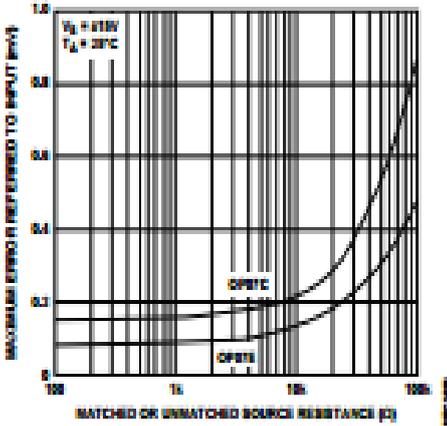


Figure 6. Maximum Error vs. Source Resistance

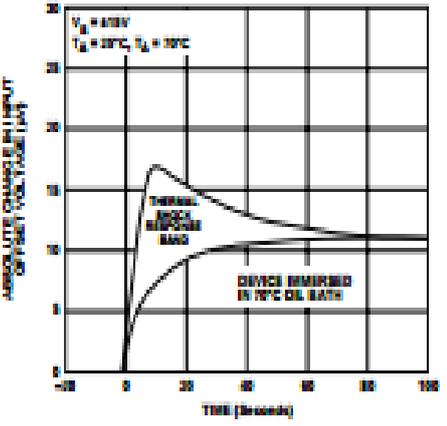


Figure 4. Offset Voltage Change due to Thermal Shock

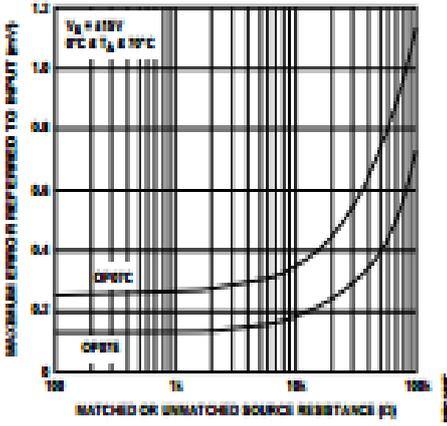


Figure 7. Maximum Error vs. Source Resistance

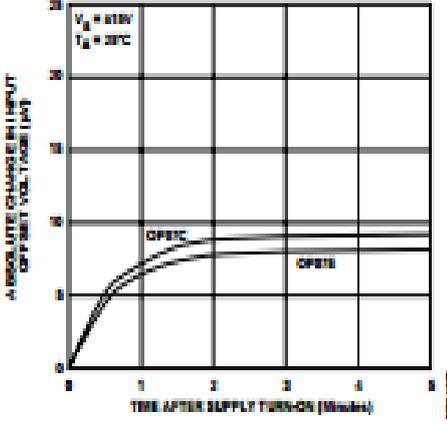


Figure 5. Warm-Up Drift

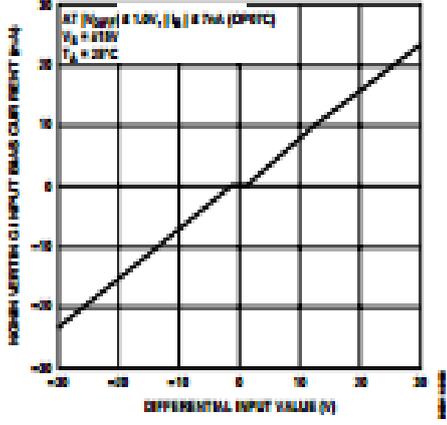


Figure 8. Input Bias Current vs. Differential Input Voltage

3. Amplificateur TL072 (datasheet)



TL072

LOW NOISE JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

[Please click here to visit our online spice models database.](#)

Features

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion...0.002% Typ
- Low Noise $V_n = 10\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ Typ at 1-kHz
- High Input Impedance...JFET-Input Stage
- Internal Frequency Compensation
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate...12V/ μs Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{cc+}
- SOP-8L: Available in "Green" Molding Compound (Pb free, Sn)
- Lead Free Finish/ RoHS Compliant (Note 1)

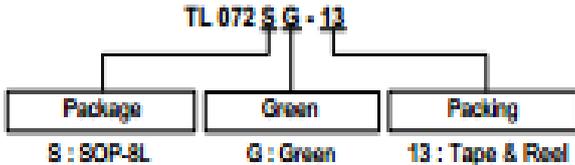
General Description

The JFET-input operational amplifiers in the TL072 are similar to the TL082, with low input bias and offset currents and fast slew rate. The low harmonic distortion and low noise make the TL072 ideally suited for high-fidelity and audio preamplifier applications. Each amplifier features JFET inputs (for high input impedance) coupled with bipolar output stages integrated on a single monolithic chip.

Applications

- Active filters
- Audio pre-amps

Ordering Information



| Device | Package Code | Packaging (Note 2) | 13" Tape and Reel | |
|------------|--------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| | | | Quantity | Part Number Suffix |
| TL0728G-13 | S | SOP-8L | 2500/Tape & Reel | -13 |



Notes: 1. EU Directive 2002/95/EC (RoHS). All applicable RoHS exemptions applied. Please visit our website at http://www.diodes.com/products/lead_free.html
 2. Pad layout as shown on Diodes Inc. suggested pad layout document AP02001, which can be found on our website at <http://www.diodes.com/datasheets/ds02001.pdf>.



TL072

**LOW NOISE JFET INPUT OPERATIONAL
AMPLIFIERS**
Absolute Maximum Ratings (Note 8)

| Symbol | Parameter | Rating | Unit |
|-----------|---|-------------|--------------------|
| ESD HBM | Human Body Model ESD Protection | 1 | KV |
| ESD MM | Machine Model ESD Protection | 200 | V |
| V_{CC+} | Supply Voltage + (Note 3) | +18 | V |
| V_{CC-} | Supply Voltage - (Note 3) | -18 | V |
| V_I | Input voltage (Notes 3 and 5) | ± 15 | V |
| V_{ID} | Differential Input Voltage, V_{ID} (Note 4) | ± 30 | V |
| | Duration of output short circuit (Note 6) | Unlimited | |
| P_D | Power Dissipation (Note 7) | 880 | mW |
| T_J | Operating Junction Temperature Range | 150 | $^{\circ}\text{C}$ |
| T_{ST} | Storage Temperature Range | -85 to +150 | $^{\circ}\text{C}$ |

- Notes:
3. ALL voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
 4. Differential voltage are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 5. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 18V, whichever is less.
 6. The output may be shorted to ground or either supply. Temperature and/or supply voltage must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
 7. Maximum power dissipation is a function of T_{Jmax} , θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_{Jmax} - T_A) / \theta_{JA}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150 $^{\circ}\text{C}$ can affect reliability.

Recommended Operating Conditions (Note 8)

| Symbol | Description | Rating | Unit |
|----------|-------------------------------------|------------|--------------------|
| V_{CC} | Supply Voltage | ± 15 | V |
| T_A | Operating Ambient Temperature Range | -40 to +85 | $^{\circ}\text{C}$ |

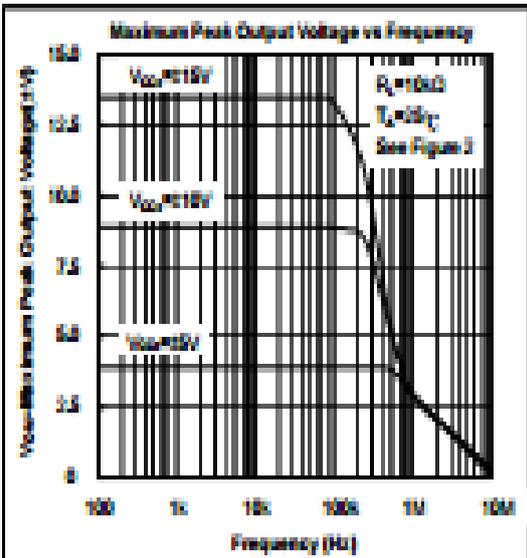
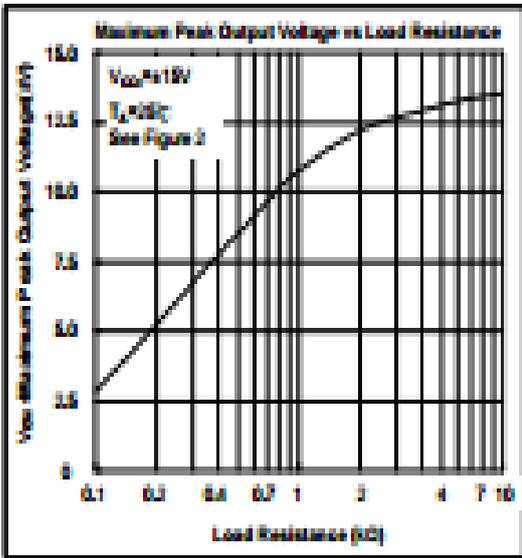
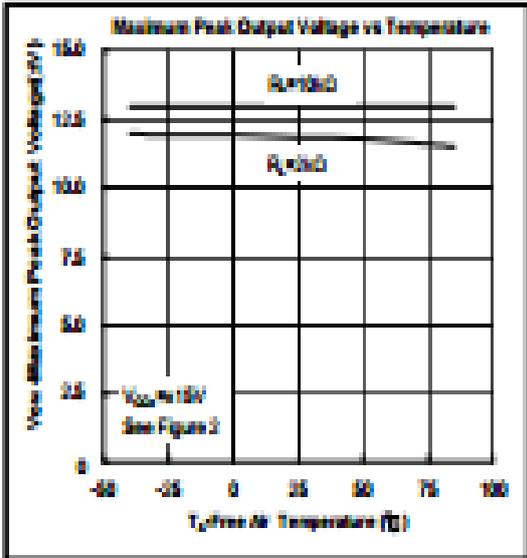
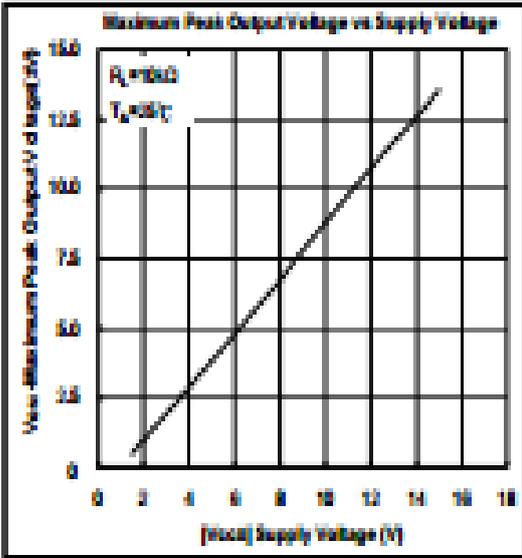
- Notes:
8. Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. Recommended Operating Conditions indicate conditions for which the device is intended to be functional, but specific performance is not guaranteed. For guaranteed specifications and the test conditions, see the Electrical Characteristics.



TL072

LOW NOISE JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

Typical Performance Characteristics



4. Convertisseur de tension ICL7660 (datasheet)

DATASHEET

ICL7660A, ICL7660A

CMOS Voltage Converters

 FN3072
 Rev.7.00
 Oct 5, 2010

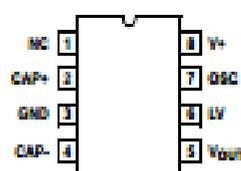
The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

Pinouts

 ICL7660, ICL7660A
 (8 LD PDIP, SOIC)
 TOP VIEW


Features

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to ±5V Supplies
- Simple Voltage Multiplication ($V_{OUT} = (-) nV_{IN}$)
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
 - ICL7660 1.5V to 10.0V
 - ICL7660A 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized μ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

ICL7660A, ICL7660A

Absolute Maximum Ratings

| | |
|--|--|
| Supply Voltage | |
| ICL7660 | +10.5V |
| ICL7660A | +13.0V |
| LV and OSC Input Voltage | -0.3V to (V+ +0.3V) for V+ < 5.5V (Note 2) (V+ -0.5V) to (V+ +0.3V) for V+ > 5.5V |
| Current into LV (Note 2) | 20µA for V+ > 3.5V |
| Output Short Duration (V _{supply} < 5.5V) | Continuous |

Operating Conditions

Temperature Range

| | |
|---------------------|---------------|
| ICL7660C, ICL7660AC | 0°C to 70°C |
| ICL7660AJ | -40°C to 85°C |

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

1. θ_{JA} is measured with the component mounted on an evaluation PC board in free air.

Thermal Information

| | | |
|---|----------------------------------|----------------------|
| Thermal Resistance (Typical, Note 1) | θ_{JA} (°C/W) | θ_{JC} (°C/W) |
| PDIP Package* | 110 | N/A |
| SOIC Package | 160 | N/A |
| Maximum Storage Temperature Range | -65°C to 150°C | |
| Maximum Lead Temperature (Soldering, 10s) | 300°C (SOIC - Lead Tips Only) | |

*Pb-free PDIPs can be used for through hole wave solder processing only. They are not intended for use in Reflow solder processing applications.

Electrical Specifications ICL7660 and ICL7660A, V+ = 5V, T_A = 25°C, C_{OSC} = 0, Test Circuit Figure 11
Unless Otherwise Specified

| PARAMETER | SYMBOL | TEST CONDITIONS | ICL7660 | | | ICL7660A | | | UNITS |
|--|-----------------------------|---|---------|------|------|----------|------|-----|-------|
| | | | MIN | TYP | MAX | MIN | TYP | MAX | |
| Supply Current | I ⁺ | R _L = ∞ | - | 170 | 500 | - | 60 | 165 | µA |
| Supply Voltage Range - Lo | V _L ⁺ | MIN ≤ T _A ≤ MAX, R _L = 10kΩ, LV to GND | 1.5 | - | 3.5 | 1.5 | - | 3.5 | V |
| Supply Voltage Range - Hi | V _H ⁺ | MIN ≤ T _A ≤ MAX, R _L = 10kΩ, LV to Open | 3.0 | - | 10.0 | 3 | - | 12 | V |
| Output Source Resistance | R _{OUT} | I _{OUT} = 20mA, T _A = 25°C | - | 55 | 100 | - | 60 | 100 | Ω |
| | | I _{OUT} = 20mA, 0°C ≤ T _A ≤ 70°C | - | - | 120 | - | - | 120 | Ω |
| | | I _{OUT} = 20mA, -55°C ≤ T _A ≤ 125°C | - | - | 150 | - | - | - | Ω |
| | | I _{OUT} = 20mA, -40°C ≤ T _A ≤ 85°C | - | - | - | - | - | 120 | Ω |
| | | V ⁺ = 2V, I _{OUT} = 3mA, LV to GND 0°C ≤ T _A ≤ 70°C | - | - | 300 | - | - | 300 | Ω |
| | | V ⁺ = 2V, I _{OUT} = 3mA, LV to GND, -55°C ≤ T _A ≤ 125°C | - | - | 400 | - | - | - | Ω |
| Oscillator Frequency | f _{OSC} | | - | 10 | - | - | 10 | - | kHz |
| Power Efficiency | P _{EFF} | R _L = 5kΩ | 95 | 98 | - | 96 | 98 | - | % |
| Voltage Conversion Efficiency | V _{OUT} EFF | R _L = ∞ | 97 | 99.9 | - | 99 | 99.9 | - | % |
| Oscillator Impedance | Z _{OSC} | V ⁺ = 2V | - | 1.0 | - | - | 1 | - | MΩ |
| | | V = 5V | - | 100 | - | - | - | - | kΩ |
| ICL7660A, V+ = 3V, T _A = 25°C, OSC = Free running, Test Circuit Figure 11, Unless Otherwise Specified | | | | | | | | | |
| Supply Current (Note 3) | I ⁺ | V ⁺ = 3V, R _L = ∞, 25°C | - | - | - | - | 28 | 100 | µA |
| | | 0°C ≤ T _A ≤ 70°C | - | - | - | - | - | 125 | µA |
| | | -40°C ≤ T _A ≤ 85°C | - | - | - | - | - | 125 | µA |
| Output Source Resistance | R _{OUT} | V ⁺ = 3V, I _{OUT} = 10mA | - | - | - | - | 97 | 150 | Ω |
| | | 0°C ≤ T _A ≤ 70°C | - | - | - | - | - | 200 | Ω |
| | | -40°C ≤ T _A ≤ 85°C | - | - | - | - | - | 200 | Ω |
| Oscillator Frequency (Note 3) | f _{OSC} | V ⁺ = 3V (same as 5V conditions) | - | - | - | 5.0 | 8 | - | kHz |
| | | 0°C ≤ T _A ≤ 70°C | - | - | - | 3.0 | - | - | kHz |
| | | -40°C ≤ T _A ≤ 85°C | - | - | - | 3.0 | - | - | kHz |

ICL7660A, ICL7660A

Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11) (Continued)

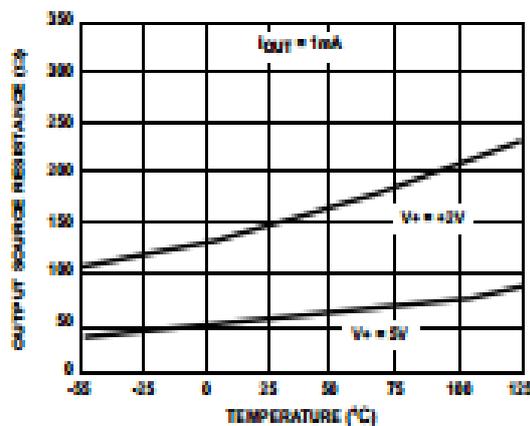


FIGURE 3. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

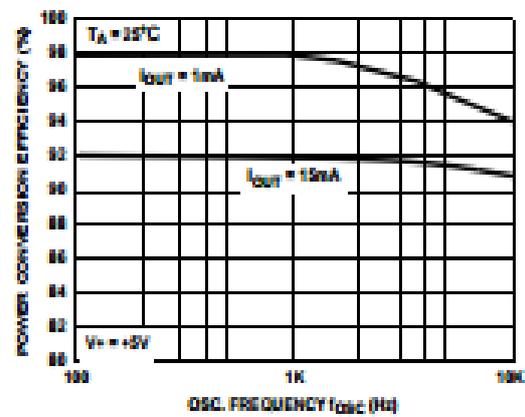


FIGURE 4. POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF OSC. FREQUENCY

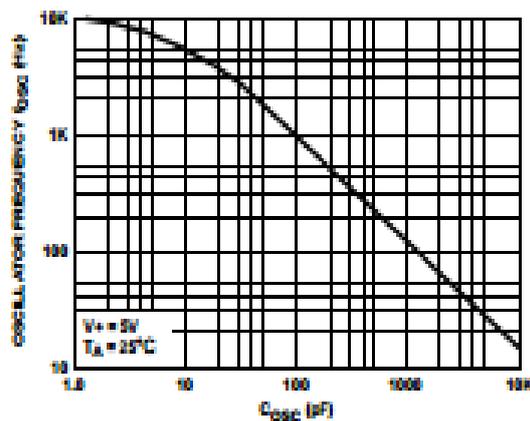


FIGURE 5. FREQUENCY OF OSCILLATION AS A FUNCTION OF EXTERNAL OSC. CAPACITANCE

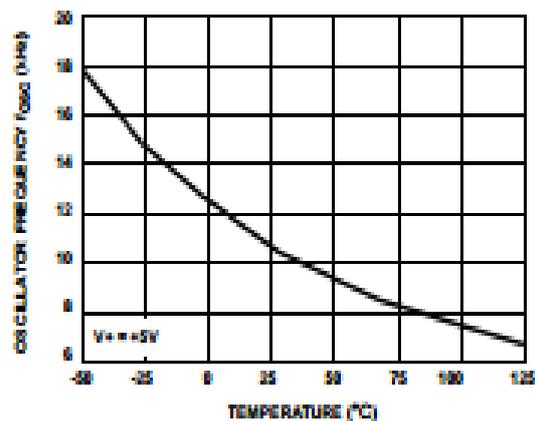


FIGURE 6. UNLOADED OSCILLATOR FREQUENCY AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

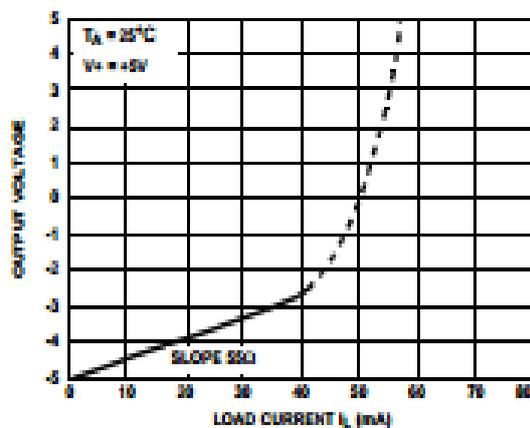


FIGURE 7. OUTPUT VOLTAGE AS A FUNCTION OF OUTPUT CURRENT

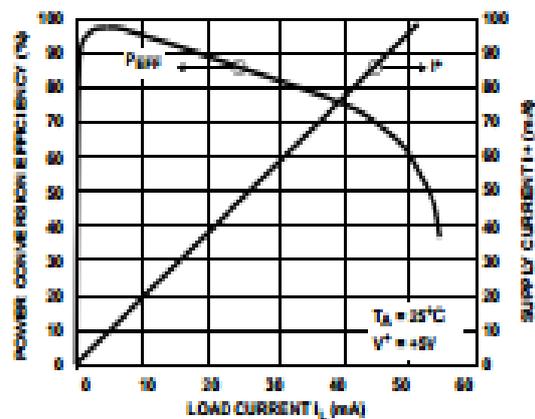


FIGURE 8. SUPPLY CURRENT AND POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF LOAD CURRENT

ICL7660A, ICL7660A

The voltage regulator portion of the ICL7660 and ICL7660A is an integral part of the anti-latchup circuitry, however its inherent voltage drop can degrade operation at low voltages. Therefore, to improve low voltage operation the "LV" pin should be connected to GROUND, disabling the regulator. For supply voltages greater than 3.5V the LV terminal must be left open to insure latchup proof operation, and prevent device damage.

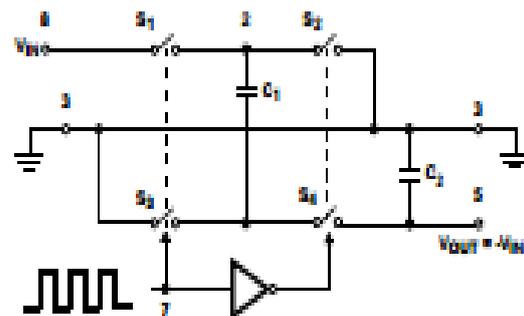


FIGURE 12. IDEALIZED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER

Theoretical Power Efficiency Considerations

In theory a voltage converter can approach 100% efficiency if certain conditions are met.

1. The driver circuitry consumes minimal power.
2. The output switches have extremely low ON resistance and virtually no offset.
3. The impedances of the pump and reservoir capacitors are negligible at the pump frequency.

The ICL7660 and ICL7660A approach these conditions for negative voltage conversion if large values of C_1 and C_2 are used.

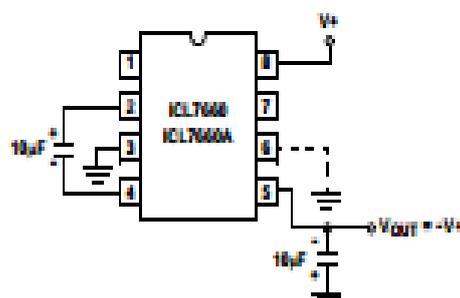


FIGURE 13A. CONFIGURATION

FIGURE 13. SIMPLE NEGATIVE CONVERTER

ENERGY IS LOST ONLY IN THE TRANSFER OF CHARGE BETWEEN CAPACITORS IF A CHANGE IN VOLTAGE OCCURS. The energy lost is defined by:

$$E = \frac{1}{2} C_1 (V_1^2 - V_2^2)$$

where V_1 and V_2 are the voltages on C_1 during the pump and transfer cycles. If the impedances of C_1 and C_2 are relatively high at the pump frequency (refer to Figure 12) compared to the value of R_L , there will be a substantial difference in the voltages V_1 and V_2 . Therefore it is not only desirable to make C_2 as large as possible to eliminate output voltage ripple, but also to employ a correspondingly large value for C_1 in order to achieve maximum efficiency of operation.

Do's And Don'ts

1. Do not exceed maximum supply voltages.
2. Do not connect LV terminal to GROUND for supply voltages greater than 3.5V.
3. Do not short circuit the output to V^+ supply for supply voltages above 5.5V for extended periods, however, transient conditions including start-up are okay.
4. When using polarized capacitors, the + terminal of C_1 must be connected to pin 2 of the ICL7660 and ICL7660A and the + terminal of C_2 must be connected to GROUND.
5. If the voltage supply driving the ICL7660 and ICL7660A has a large source impedance (25Ω - 30Ω), then a 2.2µF capacitor from pin 8 to ground may be required to limit rate of rise of input voltage to less than 2V/µs.
6. User should insure that the output (pin 5) does not go more positive than GND (pin 3). Device latch up will occur under these conditions. A 1N914 or similar diode placed in parallel with C_2 will prevent the device from latching up under these conditions. (Anode pin 5, Cathode pin 3).

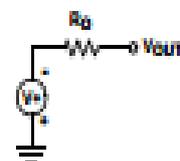


FIGURE 13B. THEVENIN EQUIVALENT

5. Amplificateur opérationnel TL081 (datasheet)



TL081

General purpose JFET single operational amplifiers

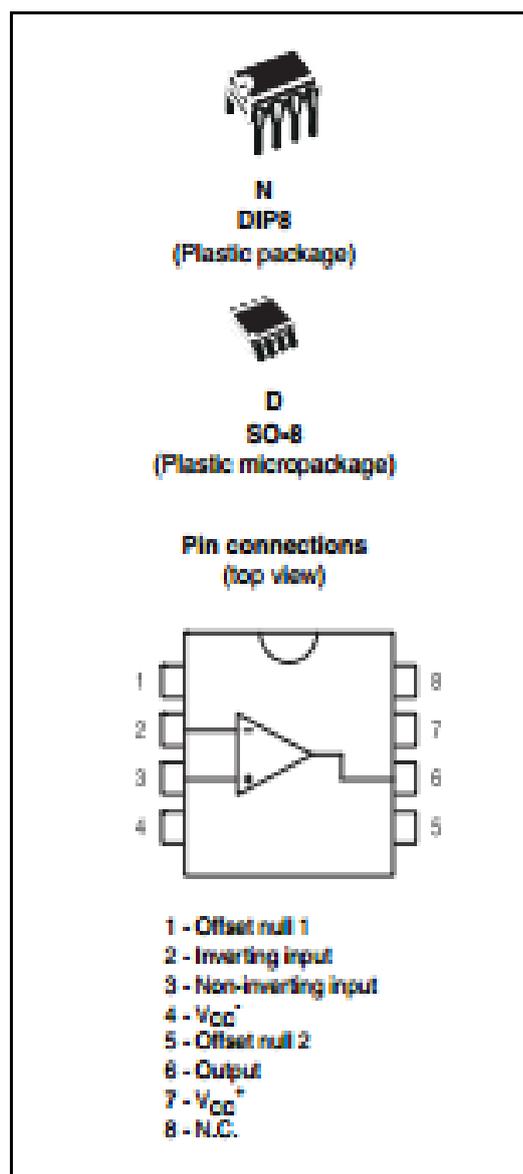
Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Internal frequency compensation
- Latch-up free operation
- High slew rate: 15 V/ μ s (typ)

Description

The TL081, TL081A and TL081B are high-speed JFET input single operational amplifiers incorporating well matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.



3 Electrical characteristics

Table 3. $V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

| Symbol | Parameter | TL081L, AC, AI, BC, BI | | | TL081C | | | Unit |
|---------------|---|------------------------|-------------|------------------------------|----------------------|-------------------|------|-------------------|
| | | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. | |
| V_{io} | Input offset voltage ($R_G = 50k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ TL081 TL081A TL081B $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ TL081 TL081A TL081B | | 3 3 1 | 10 6 3 13 7 5 | | 3 13 | | mV |
| DV_{io} | Input offset voltage drift | | 10 | | | 10 | | $\mu V/^{\circ}C$ |
| I_{io} | Input offset current ⁽¹⁾ $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | | 5 | 100 4 | | 5 100 10 | | μA nA |
| I_b | Input bias current ⁽¹⁾ $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | | 20 | 200 20 | | 20 400 20 | | nA |
| A_{vd} | Large signal voltage gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_O = \pm 10V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 50 25 | 200 | | 25 15 | 200 | | V/mV |
| SVR | Supply voltage rejection ratio ($R_G = 50k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 80 80 | 88 | | 70 70 | 88 | | dB |
| I_{CC} | Supply current, no load $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | | 1.4 | 2.5 2.5 | | 1.4 2.5 2.5 | | mA |
| V_{ICM} | Input common mode voltage range | ± 11 | +15 -12 | | ± 11 | +15 -12 | | V |
| CMR | Common mode rejection ratio ($R_G = 50k\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 80 80 | 88 | | 70 70 | 88 | | dB |
| I_{OS} | Output short-circuit current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ | 10 10 | 40 | 60 60 | 10 10 | 40 60 60 | | mA |
| $\pm V_{opp}$ | Output voltage swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $R_L = 2k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 2k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$ | 10 12 10 12 | 12 13.5 | | 10 12 10 12 | 12 13.5 | | V |
| SF | Slew rate ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain | 8 | 16 | | 8 | 16 | | V/ μs |

Figure 3. Maximum peak-to-peak output voltage versus frequency

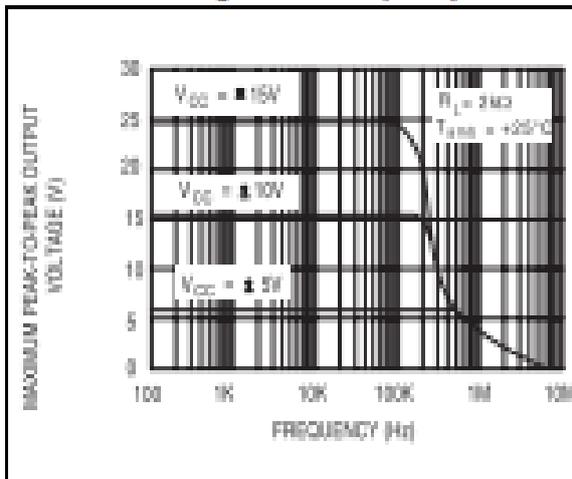


Figure 4. Maximum peak-to-peak output voltage versus frequency

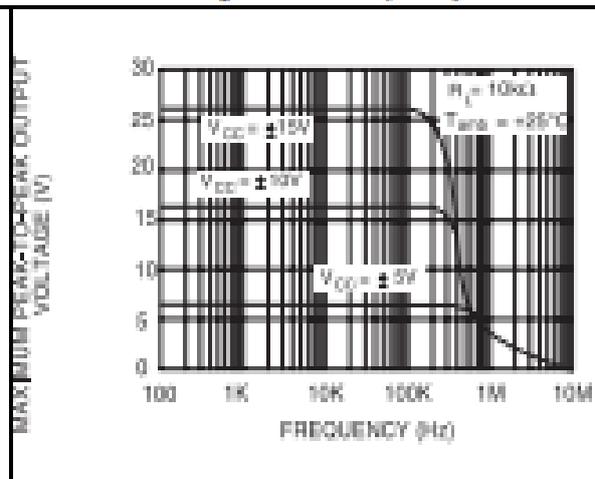


Figure 5. Maximum peak-to-peak output voltage versus frequency

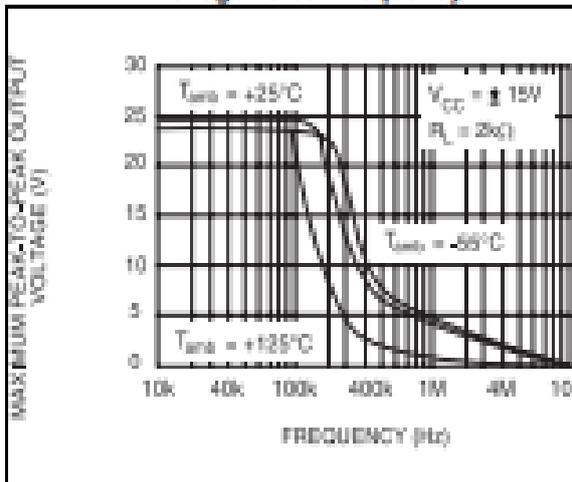


Figure 6. Maximum peak-to-peak output voltage versus free air temperature

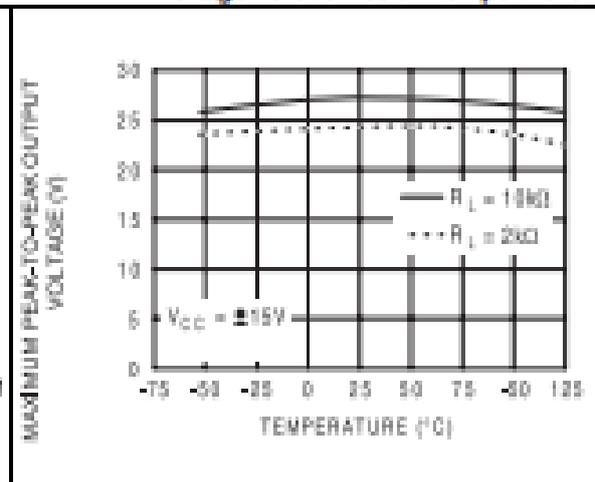


Figure 7. Maximum peak-to-peak output voltage versus load resistance

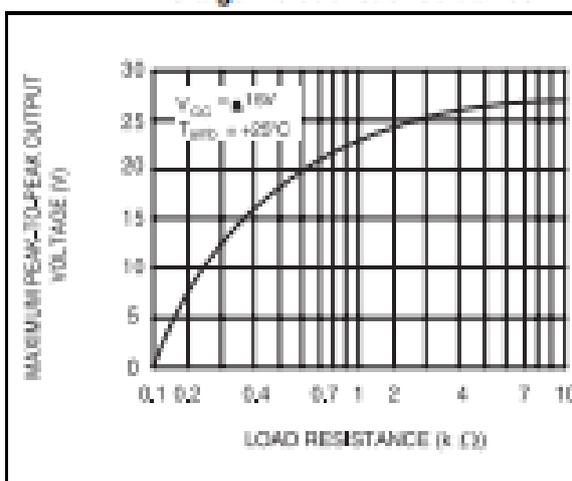
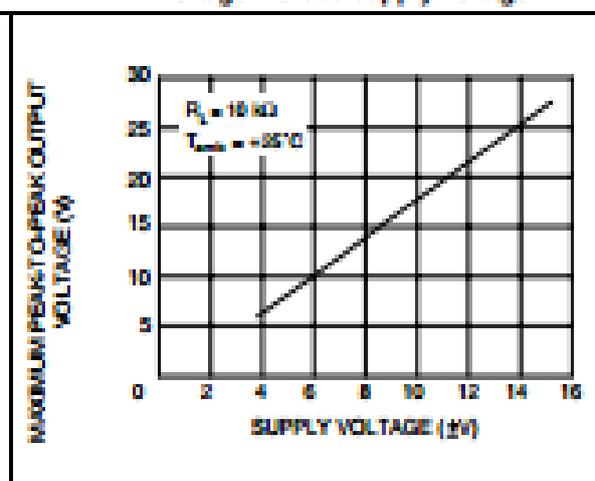


Figure 8. Maximum peak-to-peak output voltage versus supply voltage

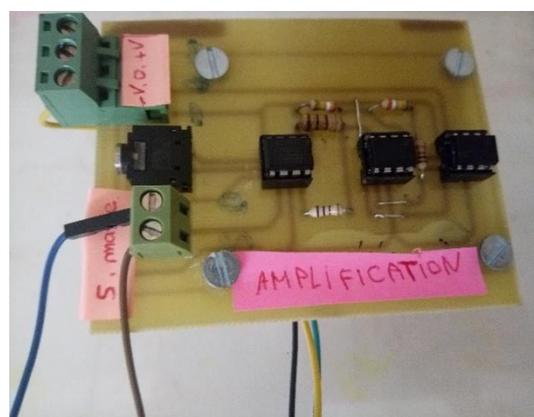




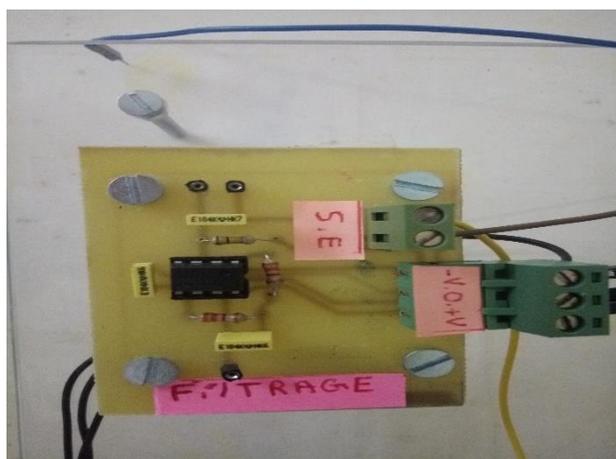
Le circuit EMG



Le circuit d'alimentation



Le circuit d'amplification



Le circuit de filtrage



Le circuit de d'offset

Résumé

Ce projet de fin d'études est consacré au développement d'un circuit de mise en forme du signal EMG. Le circuit utilise des électrodes auto-adhésives de surface pour capturer l'activité musculaire pendant l'extension et le repos du genou. Le circuit comporte aussi un amplificateur d'instrumentation, un étage de filtrage et un étage de conversion analogique numérique. Une partie traitement de signal a été aussi développée. Elle a comme but la détection de l'extension des jambes.

Mots clés : EMG, électrode de surface, amplificateur d'instrumentation, filtre, offset, Arduino,

Abstract

This end of studies project is dedicated to the development of an EMG signal shaping circuit. The circuit uses surface self-adhesive electrodes to capture muscle activity during knee extension and rest. The circuit also includes an instrumentation amplifier, a filter stage and a digital analog conversion stage. A signal processing part has also been developed. Its purpose is to detect the extension of the legs.

Key words: EMG, surface electrode, instrumentation amplifier, filter, offset, Arduino

المخلص

يهدف مشروع نهاية الدراسات هذا إلى تطوير دائرة تشكيل إشارة الكهربية للعضلة (EMG) تستخدم الدائرة أقطاب كهربية ذاتية اللصق لالتقاط نشاط العضلات أثناء تمديد الركبة والراحة. تشتمل الدائرة أيضًا على مضخم أجهزة، ومرحلة تصفية ومرحلة تحويل تناظرية رقمية. كما تم تطوير جزء معالجة الإشارة. الغرض منه هو الكشف عن تمديد الساقين.

الكلمات الرئيسية: الإشارة الكهربية للعضلة EMG، الكهربي السطحي، مكبر للصوت الأجهزة، تصفية، تعويض، اردوينو