



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par : LENSARI Zeyneb

**DETECTION DE RYTHME CARDIAQUE A LA
BASE D'UNE CARTE ARDUINO**

Soutenu le 01 juillet 2019 devant le Jury

Mr.	KHOLKHAL Mourad	Université de Tlemcen	Président
Mr.	DJEBBARI Abdelghani	Université de Tlemcen	Encadreur
Md.	HABIBES Naïma	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2018-2019

Remerciements

الحمد و الشكر لله

Tout d'abord, nous remercions toujours Allah tout puissant et le remercions de ce qui nous a permis de faire preuve de patience et de succès pour mener à bien ce travail.

Deuxièmement, je voudrais remercier l'encadreur, **Mr. DJEBARIA** pour son acceptation du projet de fin d'études et pour tous les conseils et orientations que lui ai donnés afin de terminer ce projet avec succès.

Je remercie les membres du jury **Mr. KHOLKHAL.M** et **Md. HABIBES.N** pour l'intérêt qui ils ont donné à ce recherche.

J'aimerais bien de remercier tous les enseignants du département de génie biomédicale qui m'ont enseigné au cours de mon cursus universitaire.

Je remercie mes collègues étudiants et tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce projet de près ou de loin.

Dédicace

Je dédie ce travail à :

Ma Mère,

Mon Père,

Mes Sœurs et Frères,

Mes Chères Amies,

Tout ma Famille,

Mes Collègues,

A tous ceux que j'aime,

A tous les personnes qui m'aidé une fois dans ma vie.

Zeyneb

Sommaire

Remerciements	
Dédicace	
Sommaire	
Liste des Figures	
Liste des Tableaux	
Liste D'abréviations	
Introduction Générale.....	12

CHAPITRE 01 : Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

1.1. Introduction.....	14
1.2. Le système cardiovasculaire.....	14
1.2.1. Anatomie du cœur.....	14
1.2.2. La circulation du sang.....	16
1.3. Le cycle cardiaque.....	16
1.4. Potentiel d'Action.....	17
1.5. Conduction électrique du cœur.....	18
1.5.1. L'électrocardiographe.....	19
1.5.2. Les éléments de l'ECG.....	19
1.5.3. Dérivations de l'ECG :.....	20
1.6. Le rythme cardiaque.....	22
1.7. Variabilité du rythme cardiaque.....	23
1.8. Conclusion.....	24

CHAPITRE 02 : Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

2.1. Introduction.....	26
2.2. Le Capteur.....	26
2.3. Pré-Amplification.....	27
2.3.1. L'amplificateur d'instrumentation.....	27
2.3.2. Analyse de circuit.....	28
2.3.3. Stimulation par Multisim.....	29
2.4. Circuit de pied droit.....	31
2.5. Filtrage.....	31
2.5.1. Filtre réjecteur.....	32
2.5.2 : Filtre passe haut.....	32
2.5.3. Filtre passe bas.....	33
2.6. L'Alimentation.....	34
2.7. Amplification.....	35
2.8. Circuit Offset.....	35
2.9. La carte ARDUINO.....	36
2.9.1 : Le Microcontrôleur.....	36
2.9.2 : Les entrées /sorties.....	37
2.9.3 : L'Utilisation de la carte Arduino Uno.....	38
2.9.4 : L'Environnement de développement.....	38
2.10. Conclusion.....	39

CHAPITRE 03 : Résultats et Interprétation

3.1. Introduction.....	41
3.2. Mise en Forme.....	41
3.2.1. Etage de Pré amplification.....	41
3.2.2. Etage de Filtrage.....	43
3.2.3. Amplification et Offset.....	44
3.2.4. Test d'Alimentation.....	46
3.3. Mesures.....	47
3.3.1. Effet de l'activité musculaire sur le signal ECG.....	47
3.4. Acquisition de Données.....	48
3.5. Calcul du rythme cardiaque.....	52
3.6. Variabilité du rythme cardiaque.....	55
3.6.1. Signaux HRV détectés.....	55
3.7. Analyse Spectrale.....	59
3.8 Analyse temps-fréquence.....	62
Conclusion.....	63
Conclusion Générale.....	64

Liste des Figures

Figure 1.1 : L'emplacement du cœur.....	14
Figure 1.2 : Les cavités du cœur	14
Figure 1.3 : Anatomie du cœur.....	15
Figure 1.4 : Structure de la paroi du cœur.....	15
Figure 1.5: Circulation du sang.....	16
Figure 1.6 : Les bruits cardiaques	17
Figure 1.7 : Le potentiel d'action.....	17
Figure 1.8 : Le schéma d'installation électrique du cœur	18
Figure 1.9: L'enregistrement de l'ECG.....	19
Figure 1.10 : Système de conduction électrique du cœur et génération du signal ECG	19
Figure 1.11 : Eléments de l'ECG	19
Figure 1.12 : Dérivations de membranes.....	21
Figure 1.13 : Dérivations Précordiales.....	22
Figure 2.1 : Schéma bloc de détection du signal ECG.....	26
Figure 2.2 : Les électrodes à pinces	26
Figure 2.3 : Amplificateur d'instrumentation à trois étages.....	27
Figure 2.4 : Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation.....	28
Figure 2.5 : Stimulation de l'amplificateur d'instrumentation.....	29
Figure 2.6 : l'amplification en mode commun.....	30
Figure 2.7 : L'amplification en mode différentielle	30
Figure 2.8 : Le schéma électrique de circuit de pied droit	31
Figure 2.9 : Le schéma électrique de filtre réjecteur	32
Figure 2.10 : Diagramme de Bode de filtre réjecteur.....	32
Figure 2.11 : Filtre passe haut actif.....	32
Figure 2.12 : Diagramme de Bode de filtre passe haut	33
Figure 2.13 : Filtre passe bas passif	33
Figure 2.14 : Diagramme de Bode de filtre passe bas.....	34
Figure 2.15 : Circuit d'alimentation.....	34
Figure 2.16 : Amplificateur opérationnel non inverseur	35
Figure 2.17 : Circuit offset.....	35
Figure 2.18: Présentation de la carte Arduino Uno	36
Figure 2.19 : Les caractéristiques de la carte Arduino Uno	37
Figure 2.20 : L'IDE dans un environnement Windows	38

Figure 3.1 : Schéma de circuit imprimé de pré-amplification.....	41
Figure 3.2 : Visualisation 3D de l'étage de pré-amplification	41
Figure 3.3 : Etage pré-amplification réalisé	41
Figure 3.4 : Signal ECG après prés amplification.....	42
Figure3.5 : Schéma de circuit imprimé de filtrage.....	42
Figure3.6 : Visualisation 3D de l'étage de filtrage	43
Figure 3.7 : Etage de filtrage réalisé	43
Figure 3.8 : Le signal ECG après filtrage.....	43
Figure 3.9 : Circuit imprimé d'amplification et offset	44
Figure 3.10 : Visualisation 3D d'étage d'amplification et offset	44
Figure 3.11 : Etage d'amplification et offset réalisé	44
Figure 3.12 : Signal ECG amplifié.....	45
Figure 3.13 : Signal ECG au sorite de l'offset	45
Figure 3.14 : Schéma de circuit imprimé d'alimentation.....	45
Figure 3.15 : Visualisation 3D d'étage d'alimentation	46
Figure 3.16 : Etage d'alimentation réalisé	46
Figure 3.17 : +VCC et -VCC.....	46
Figure 3.18 : Effet de l'EMG sur l'ECG.....	47
Figure 3.19 : ECG durant une inspiration forcée	47
Figure 3.20 : ECG durant une respiration forcée	48
Figure 3.21: Code Arduino 1.....	48
Figure 3.22 : Code Arduino 2.....	48
Figure 3.23: Signal ECG numérisé à travers le code 1	49
Figure 3.24: Signal ECG numérisé à travers code 2	49
Figure 3.25 : Signal ECG par MATLAB (sujet 1).....	50
Figure 3.26 : Signal ECG par MATLAB (sujet 2).....	50
Figure 3.27 : Signal ECG Bruité	51
Figure 3.28 : Signal ECG Filtré	51
Figure 3.29 : Diagramme de l'algorithme de calcul de rythme cardiaque.....	52
Figure 3.30 : Détection de pics R.....	52
Figure 3.31 : Exemple Rythme cardiaque de sujet 2.....	53
Figure 3.32 : Signal ECG (sujet 3) après effort physique	53
Figure 3.33 : Visualisation par MATLAB ECG (sujet 3) après effort physique	53
Figure 3.34 : Interface MATLAB (sujet 1)	54
Figure 3.35 : Interface MATLAB (sujet 2).....	54
Figure 3.36 : Interface MATLAB ECG (sujet 3) après effort physique	55
Figure 3.37 : Le signal ECG.....	56

Figure 3.38 : Détection de pics R.....	56
Figure 3.39 : Le signal HRV	56
Figure 3.40 : Le signal ECG.....	57
Figure 3.41 : Détection de pics R.....	57
Figure 3.42 : Le signal HRV	57
Figure 3.43 : Le signal ECG.....	58
Figure 3.44 : Détection de pics R.....	58
Figure 3.45 : Le signal HRV	58
Figure 3.46 : Densité spectrale du signal HRV en état de repos	59
Figure 3.47 : Spectrogramme du signal HRV en état de repos	60
Figure 3.48 : Densité spectrale du signal HRV en état d'effort	60
Figure 3.49 : Spectrogramme du signal HRV en état d'effort	60
Figure 3.50 : Densité spectrale du signal HRV pendant une respiration forcée.....	61
Figure 3.51 : Spectrogramme du signal HRV pendant une respiration forcée.....	61
Figure 3.52 : Spectrogramme du signal HRV-état normal.....	62
Figure 3.53 : Spectrogramme du signal HRV-état d'effort.....	62
Figure 3.54 : Spectrogramme du signal HRV-état de respiration forcée	63

Liste des Tableaux

Tableau 1.1 : Les Dérivations de l'ECG	21
Tableau 1.2 : Les valeurs de différents paramètres d'un battement cardiaque.....	23
Tableau 1.3 : Études utilisant la VFC dans les maladies cardiaques.....	24

Liste d'abréviations

bpm: Battements par minute

ECG: Electrocardiogramme

EMG: Electromyogramme

GND: Ground

HRV: Heart Rate Variability

IDE: Integrated Development Environment

SNA : Système Nerveux Autonome

TRMC : Taux de Réjection en Mode Commun

Introduction Générale

Introduction Générale

L'instrumentation biomédicale est une branche de génie biomédical qui consiste à réaliser des dispositifs biomédicaux permettant l'aide au diagnostic médical ou la thérapie de pathologies liés à un système donné dans l'organisme humain.

Les techniques d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire permettent l'étude des paramètres physiologiques, à savoir la pression intracardiaque, le débit et la viscosité du sang dans le système cardiovasculaire. Cette exploration peut se faire à travers des signaux physiologiques et électro physiologiques.

La fréquence cardiaque est une grandeur reflétant une mesure quantitative de l'activité cardiaque. Cette grandeur est exprimée en battements par minute (bpm), qui est d'environ 70 bpm pour un cas normal. La valeur de la fréquence cardiaque varie dans le cas normal selon l'âge et l'activité physique. Dans le cas d'un trouble du rythme cardiaque connue comme arythmie cardiaque, le nombre de battements par minute est soit élevé ou réduit par rapport au cas normal, ce qui correspond à une tachycardie ou bradycardie, respectivement.

Une fréquence cardiaque trop élevée ou trop réduite au repos est un facteur de risque considérable en faveur de maladie cardiovasculaire. Dans ce contexte, le signal ECG s'avère indispensable pour l'analyse précise de ces troubles en permettant la détection instantanée du rythme cardiaque.

L'objectif du présent projet de fin d'études en Master Instrumentation biomédicale est de développer un circuit de mise en forme du signal ECG et d'implanter le programme d'acquisition de ce signal par le biais d'une carte du type Arduino. Le pilotage de cette acquisition de données sera accompli dans un environnement MATLAB.

On va commencer dans le premier chapitre par la partie médicale concernant le système cardiovasculaire et l'électrocardiogramme.

Dans le deuxième chapitre on va présenter la conception du circuit électronique qui permet la détection du signal ECG.

Le Troisième chapitre concerne le calcul de rythme cardiaque, le signal HRV et traitement du signal, et en fin on se termine avec une conclusion générale.

CHAPITRE 01 : Généralité sur l'Electrocardiogramme(ECG)

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

1.1. Introduction

Dans ce chapitre on s'intéresse au l'aspect médical de notre thème, l'anatomie du cœur, le fonctionnement du système cardiovasculaire et l'activité électrique cardiaque.

1.2. Le système cardiovasculaire

Le cœur et les vaisseaux sanguins constituent le système cardiovasculaire.

Le système cardio-vasculaire (SCV) est modélisé dans son ensemble, avec ses différents compartiments : Pompe cardiaque, petite et grande circulation, circuit artériel et circuit veineux. La principale mission du système cardio-vasculaire (SCV), la fourniture d'oxygène et de nutriments aux différents tissus de l'organisme, est assurée par une double circulation sanguine, systémique (du cœur vers les tissus par les artères et retour par les veines) et pulmonaire (du cœur vers le poumon et retour), chacun de ces deux compartiments étant mis en mouvement par la pompe cardiaque correspondante (ventricule gauche ou droit). Cette double pompe est contrôlée, en fréquence et en volume éjecté à chaque battement, par le système nerveux autonome (SNA) [1].

1.2.1. Anatomie du cœur

Le cœur c'est le muscle qui assure le pompage du sang dans les vaisseaux sanguins .Il situé dans le thorax entre les des deux poumons et posé sur le diaphragme dans le médiastin.

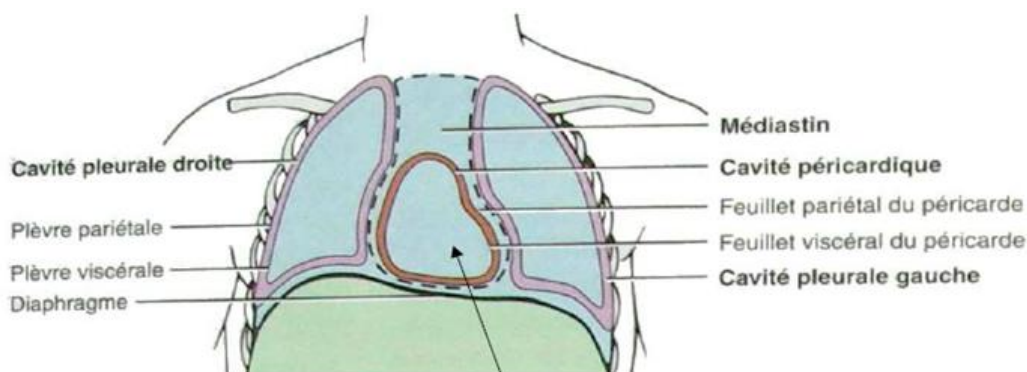


Figure 1.1 :L'emplacement du cœur [2].

C'est un organe creux de forme conique environ 250 à 300g de masse, 12cm de long, 9cm de large et 6cm d'épaisseur composé de quatre cavités : deux oreillettes séparés par une collision appelée le septum inter-auriculaire et deux ventricules séparés par le septum inter-ventriculaire.

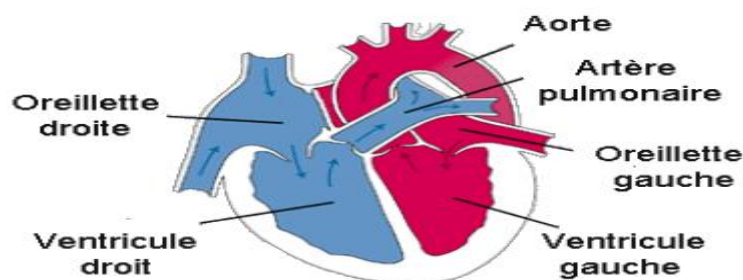


Figure 1.2 : Les cavités du cœur

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

- **La valve atrio-ventriculaire droite (tricuspide) :** entre l'atrium droit et le ventricule droit.
- **La valve atrio-ventriculaire gauche (mitrale) :** entre l'atrium gauche et le ventricule gauche.
- **La valve sigmoïde pulmonaire :** entre le ventricule droit et le tronc pulmonaire.
- **La valve sigmoïde aortique :** entre le ventricule gauche et l'aorte descendante.

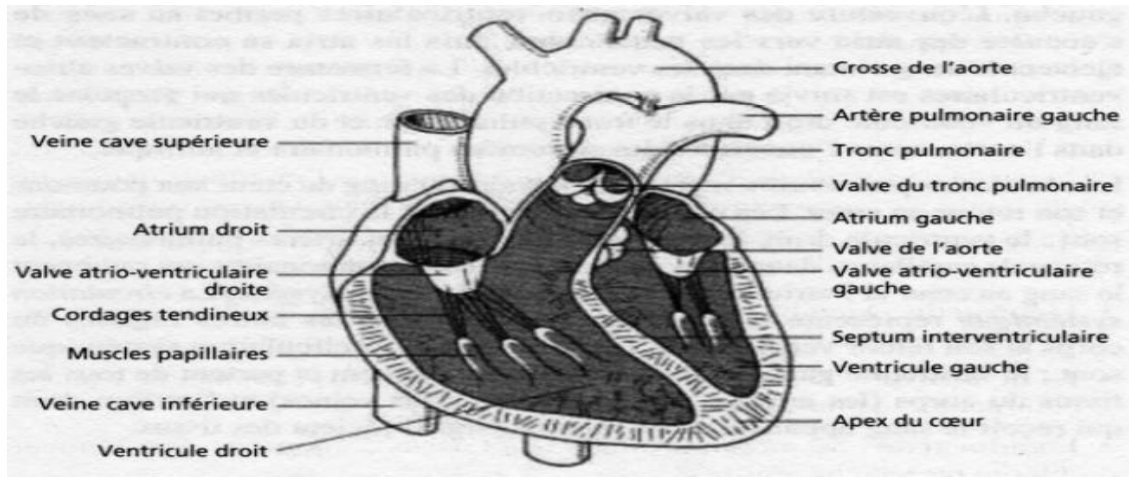


Figure 1.3 : Anatomie du cœur

La paroi du cœur est composée de trois couches, de l'extérieur vers l'intérieur :

- **L'épicarde :** Membrane séreuse formée de couches de tissu conjonctif, recouvertes d'un épithélium. Couche externe lubrifiante.
- **Le myocarde :** Tissu musculaire cardiaque et tissus conjonctifs. Couche contractile, la plus épaisse.
- **L'endocarde :** Membrane épithéliale et tissus conjonctifs. Revêtement interne protecteur renforcé.

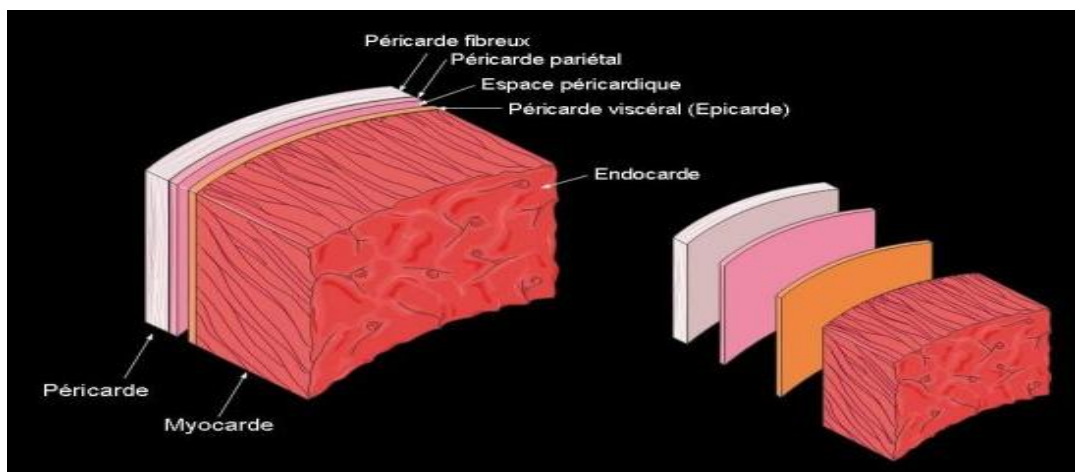


Figure 1.4 : Structure de la paroi du cœur .

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

1.2.2. La circulation du sang

Le cœur pomper le sang avec un débit de 5 L/min .Le oreillette droite reçoit le sang de veine cave supérieure, veine cave inférieure et le sinus coronaire et ensuite l'éjecter dans le ventricule droit. Celui-ci passe le sang vers l'artère pulmonaire à travers la valve pulmonaire après vers les poumons. Le sang vient des poumons appelé sang oxygéné retourne au cœur à travers les veines pulmonaires à la fin de circulation pulmonaire dans l'oreillette gauche. La circulation systémique du sang est début lors que le sang est pulsé par le ventricule gauche à travers la valve aortique vers l'aorte et ensuite vers tous les organes du corps humain et se termine lors que le sang désoxygéné est retourne au cœur par les veines caves.

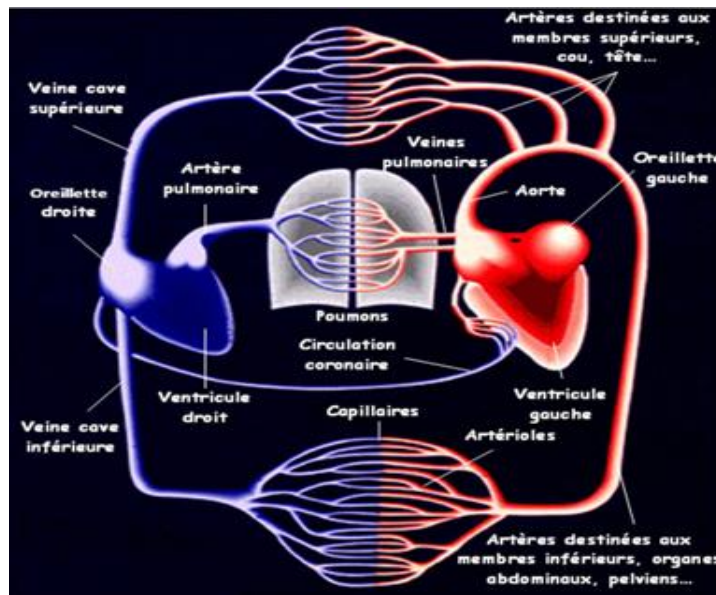


Figure 1.5: Circulation du sang [3].

Le cœur a une circulation propre appelée la circulation coronarienne assurée par les vaisseaux coronaires.

1.3. Le cycle cardiaque

C'est une activité mécanique qui rassemble l'ensemble des contractions du muscle cardiaque et correspond à un battement du cœur. Durée d'un cycle cardiaque au repos: 0.8s→75 battements par minute (75bpm).

Systole : implique que les oreillettes sont contractées pour éjecter le sang vers les ventricules et ceux dernières expulsent le sang vers le système circulatoire, les valves sigmoïdes s'ouvrent et provoque le bruit cardiaque.

Diastole : correspond à la relaxation des oreillettes et des ventricules, les valves sigmoïdes sont fermées et les valves auriculo-ventriculaires sont ouvertes.

Lors d'un cycle cardiaque:

- Dépolarisation / repolarisation (phénomènes électriques)
- Contraction (systole)/ relaxation (diastole) (phénomènes mécaniques)
- Changements de pression et volume (phénomènes hémodynamiques)

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

Les bruits du cœur:

On peut l'entendre par placer un stéthoscope sur le thorax d'un patient ou exactement l'emplacement du cœur dans le thorax.

- B1: fermeture des valves auriculo-ventriculaires après le début de la systole ventriculaire: bruit résonant et fort.
- B2: fermeture des valves sigmoïdes au début de la diastole ventriculaire: bruit sec et court moins fort que B1.
- B3: turbulence du sang pendant le remplissage ventriculaire.
- B4: systole auriculaire bref silence long silence
Seuls B1 et B2 sont audibles au stéthoscope.

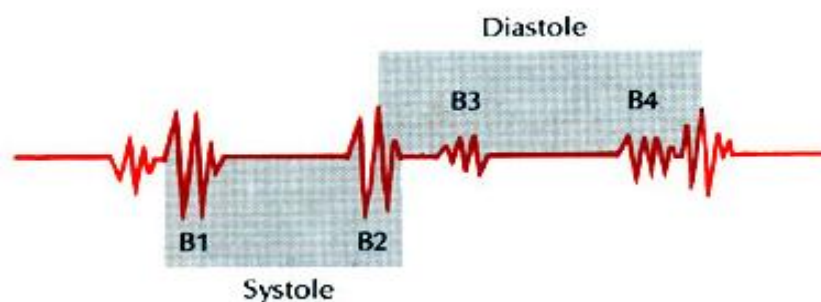


Figure 1.6 : Les bruits cardiaques

1.4. Potentiel d'Action

La cellule myocardique au repos est électropositive en surface, électronégative à l'intérieur. Si l'on place une électrode à la surface de la cellule et une autre à l'intérieur, une différence de potentiel de -90 mV s'inscrit sur l'appareil enregistreur

Lorsque la cellule est excitée (stimulus mécanique, chimique ou électrique), la surface devient électronégative et l'intérieur électropositif : c'est la dépolarisation. La différence de potentiel entre la surface et l'intérieur de la cellule est de + 30 mV.

Ce changement de polarité est très rapide, de l'ordre de la milliseconde ; c'est la phase 0. Puis se succèdent :

- la phase de repolarisation initiale ou phase 1,
- la phase 2 de dépolarisation maintenue ou plateau,
- la phase 3 de repolarisation, la cellule redevient positive à l'extérieur, négative à l'intérieur.
- la phase 4 est une phase de polarisation stable.

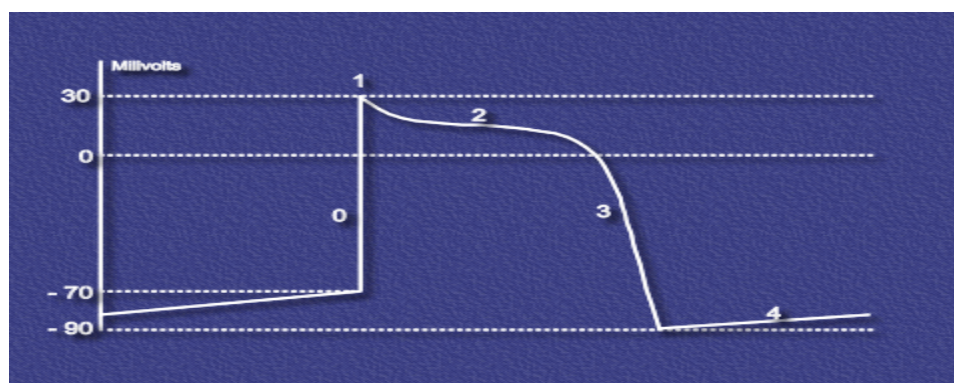


Figure1.7 : Le potentiel d'action

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

- Durant la phase 4 de repos, la cellule contient beaucoup de potassium et peu de sodium.
- Pendant la phase 0, la membrane devient très perméable au sodium, qui pénètre dans la cellule.

Il y a donc un brusque mouvement d'ions responsable des variations de potentiel qui sont enregistrées par l'électrocardiogramme.

- Suit l'entrée du calcium et une sortie de potassium pendant la phase 2.
- Durant la phase 3, le sodium et le calcium ressortent.
- Pendant la phase 4, une pompe sous la dépendance de l'ATPase membranaire rétablit la concentration de potassium intracellulaire [4].

1.5. Conduction électrique du cœur

Le muscle cardiaque appelé myocarde est doué d'automatisme : il possède des cellules musculaires cardiaques appelées cardiomyocytes ayant la propriété de produire une activité électrique répétitive spontanée. L'ensemble de ces cellules forme le tissu nodal qui produit donc des impulsions électriques entraînant une contraction myocardique [5].

La stimulation électrique est générée par le nœud sinusal et ensuite propager dans le long du système de conduction du cœur passer par le nœud auriculo-ventriculaire au faisceau de His ensuite réseau de Purkinje pour provoquée la contraction (systole) et la relaxation (diastole) du muscle cardiaque.

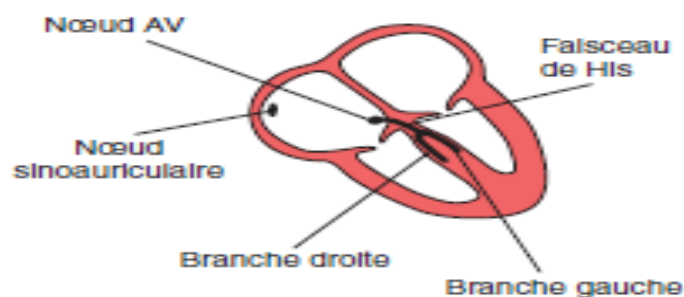


Figure 1.8 : Le schéma d'installation électrique du cœur [6].

Les impulsions électriques produites par le tissu nodal correspondent à des potentiels d'action générés par les cellules automatiques et conduits à grande vitesse vers les myocytes contractiles. Le myocarde est ainsi constitué de deux populations de cellules : les myocytes automatiques constituant le tissu nodal et à l'origine de l'automatisme cardiaque et les myocytes contractiles largement majoritaires assurant le travail mécanique.

L'excitation électrique des myocytes contractiles résulte de mouvements ioniques calciques et sodiques (dépolariation) déclenchant le raccourcissement des protéines contractiles (à l'origine de la contraction myocardique). Toutes les cellules myocardiques contractiles dépolariées au cours d'un instant bref se contractent de manière presque synchrone.

Après chaque activation, les cellules cardiaques demandent un certain temps avant de pouvoir être à nouveau stimulées; c'est la période réfractaire. Celle-ci est d'abord absolue, aucun stimulus, quelle que soit son intensité, ne pouvant alors entraîner de nouvelle dépolariation. Elle devient ensuite relative, la dépolariation pouvant alors être déclenchée par un stimulus de plus en plus faible au fur et à mesure que le temps s'écoule [6].

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

1.5.1. L'électrocardiographie

C'est un examen médical qui sert à représenter l'activité électrique ou les potentiels électriques provoquent par les échanges ioniques à travers la membrane du muscle cardiaque du cœur sur un papier millimétrique .

La détection de cette activité électrique est faite par des électrodes métalliques de bonne contacte places sur la surface de la peau.

L'électrocardiogramme c'est l'enregistrement de cette activité qui est un outil important dans le diagnostic de pathologies cardiaque.



Figure 1.9: L'enregistrement de l'ECG [6].

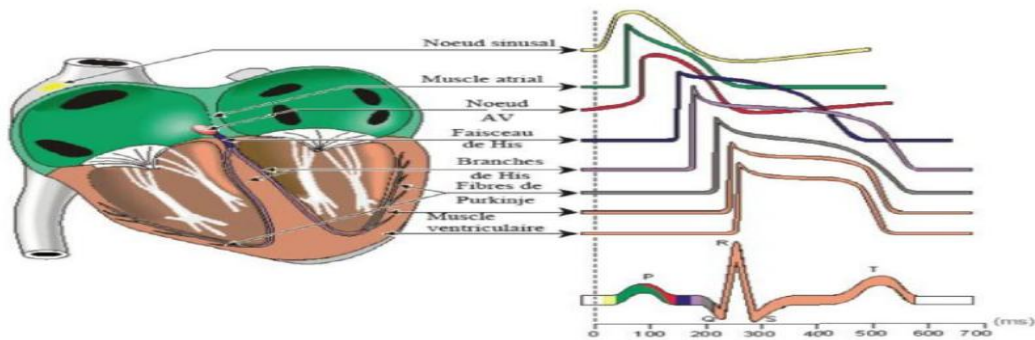


Figure 1.10 : Système de conduction électrique du cœur et génération du signal ECG

1.5.2. Les éléments de l'ECG

Sont les différents ondes, intervalles et segments qui constituant cette représentation graphique ou le tracé d'un ECG qui varient en mV par second .Ces éléments varient au niveau d'amplitude et de temps d'un patient à un autre c'est qui donne une information utile dans l'interprétation.

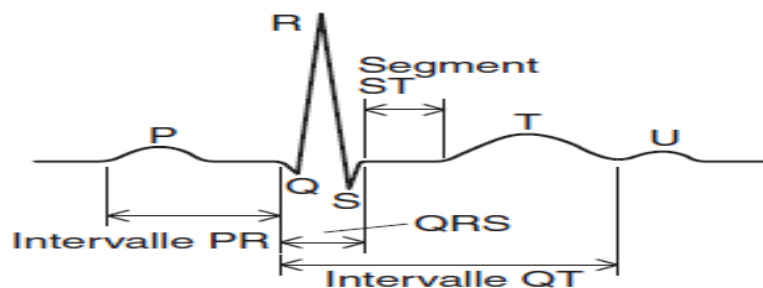


Figure 1.11 : Eléments de l'ECG

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

L'onde P :

C'est le premier élément de l'ECG qui correspond à la contraction des oreillettes en même temps c'est-à-dire dépolarisation auriculaire. Passage du sang vers les ventricules.

Le complexe QRS :

Correspond à la dépolarisation des ventricules au même temps précède contraction ventriculaire.

L'onde T :

Représente la repolarisation des ventricules. Précède relaxation ventriculaire

Intervalle PR :

Fin de la dépolarisation auriculaire et début de la dépolarisation ventriculaire et aussi la pause du nœud auriculo-ventriculaire.

Intervalle QT :

Début QRS à fin onde T. Correspond au temps de systole ventriculaire.

Temps entre début dépolarisation ventriculaire et fin repolarisation ventriculaire. Passage du sang vers les vaisseaux.

Segment ST :

Fin complexe QRS au début onde T et durée dépolarisation ventriculaire

Intervalle RR :

Correspond au délai entre la dépolarisation auriculaire et ventriculaire, c'est-à-dire propagation de l'onde électrique vers tout le réseau de conduction cardiaque. C'est la durée entre deux complexes QRS permet de calculer la fréquence ou le rythme cardiaque.

1.5.3. Dérivations de l'ECG :

Le signal électrique de l'ECG est détecté par des électrodes disposées sur les membres et le thorax d'un patient. Les dérivations sont la comparaison de l'activité électrique du cœur dans plusieurs directions différentes, par exemple la dérivation (D_{II}) est obtenue par les mains gauche, droite et le pied droit.

L'ECG est fait de 12 dérivations, 6 de membres ($D_I D_{II} D_{III} VR VL VF$) et 6 de thorax (V_1-V_6).

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

Dérivation	Connexions
D _I	BG et BD
D _{II}	JG et BD
D _{III}	JG et BG
VR	BD et résultante de (BG + JG)
VL	BG et résultante de (BD + JG)
VF	JG et résultante de (BG + BD)
V ₁	V ₁ et résultante de (BG + BD + JG)
V ₂	V ₂ et résultante de (BG + BD + JG)
V ₃	V ₃ et résultante de (BG + BD + JG)
V ₄	V ₄ et résultante de (BG + BD + JG)
V ₅	V ₅ et résultante de (BG + BD + JG)
V ₆	V ₆ et résultante de (BG + BD + JG)

BG : bras gauche ; BD : bras droit ; JG : jambe gauche

Tableau 1.1 : Les Dérivations de l'ECG

a) Les dérivations standards :

C'est sont les dérivations bipolaires qui traduit la différence de potentiel entre de deux électrodes et appelé aussi dérivations d'Einthoven.

- (D_I) : Enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et le poignet gauche (left : L).
- (D_{II}) : Enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche (left : L) et la jambe gauche (foot : F).
- (D_{III}) : Enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et la jambe gauche (foot : F).

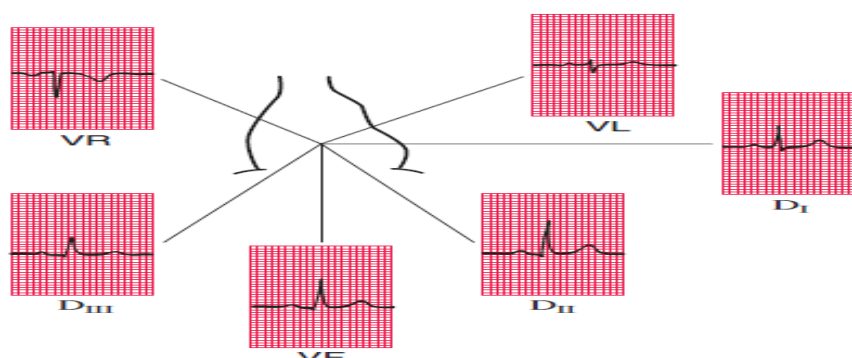


Figure 1.12 : Dérivations de membranes

b) Les dérivations précordiales

C'est sont les dérivations unipolaires thoraciques.

- V₁ : 4e espace intercostal au bord droit du sternum.
- V₂ : 4e au bord gauche du sternum.
- V₃ : à mi-distance entre V₂ et V₄.
- V₄ : 5e espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire.
- V₅ : même niveau horizontal que V₄ sur la ligne axillaire antérieure gauche.
- V₆ : même niveau horizontal que V₄ et V₅ sur la ligne axillaire moyenne gauche[8].

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

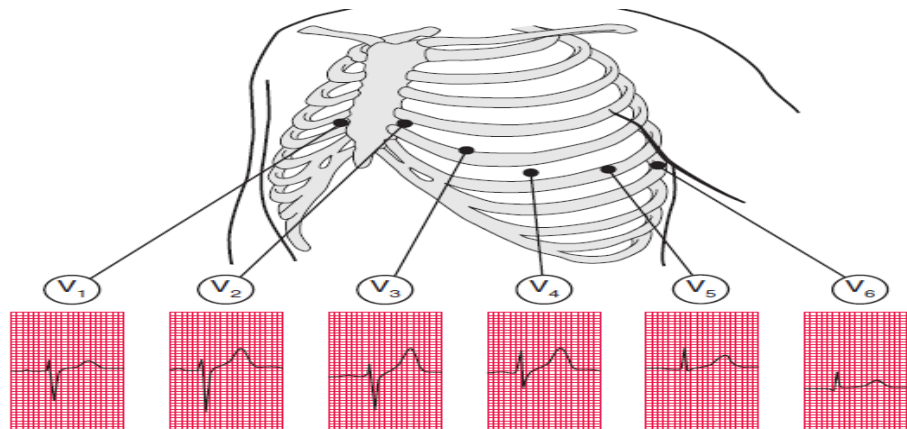


Figure 1.13 : Dérivations Précordiales

1.6. Le rythme cardiaque

C'est le nombre des battements du cœur pendant une minute. On peut le calculer par l'un des éléments caractéristique d'un signal ECG comme par exemple l'intervalle RR.

La fréquence cardiaque c'est une notion quantitative de l'activité cardiaque exprimé en Battements/Minute, il est environ de 70 batts/min cette valeur varie dans le cas normal selon l'âge et l'activité physique hors de la normale il est soit trop rapide (Tachycardie) ou trop lent (Bradycardie).

Le rythme cardiaque est influencé par :

- Le système nerveux central
- Le système nerveux sympathique dont la stimulation augmente la fréquence cardiaque et la contractilité myocardique
- Le système nerveux parasympathique dont l'effet est inverse par rapport au système nerveux sympathique
- Des sécrétions hormonales[7].

Une fréquence cardiaque élevée au repos est en rapport avec un risque plus important de mort par maladie cardio-vasculaire ce pour ça l'électrocardiogramme est indispensable pour l'analyse précise de ces troubles par la détection instantanée du rythme cardiaque.

Quelques méthodes utilisées pour calculer le rythme cardiaque :

Les pouls :

Cela consiste à appuyer avec un ou plusieurs doigts à travers la peau sur une artère contre un os ; la pulpe des doigts permet de sentir les gonflements de l'artère dus à l'augmentation de la pression artérielle par la contraction du cœur (systole)

Méthode auscultatoire :

Ecoute du cœur par un stéthoscope, aussi fiable mais ne permet pas une surveillance continue dans le temps.

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

Méthode oxymétrique :

Non invasive (non traumatique) par pose d'un capteur au bout d'un doigt (cardiobague IR) ou sur l'oreille, analysant en temps réel la variation de couleur du sang suivant son oxygénation. Cette variation est cyclique, synchrone du rythme cardiaque.

Méthode hémodynamique :

Dans certains cas, on peut introduire un fin cathéter dans une artère, relié à un capteur de pression : la variation cyclique des pressions ainsi mesurée permet de calculer en temps réel le rythme cardiaque

Méthode électro cardiographique :

La contraction cyclique du muscle cardiaque est secondaire à une dépolarisation des membranes

cellulaires qui est détectée par des électrodes situées sur la peau. L'enregistrement en temps-réel sous forme de tracé sur un scope est un moyen simple de surveillance automatisée de la fréquence cardiaque (ceinture thoracique avec boîtier cardio fréquence mètre). Dans ce projet on s'intéresse à cette dernière méthode.

	Onde P	Intervalle PQ	Complexe QRS	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde T
Durée (s)	(Pd) 0.08-0.1	(PQd) 0.12-0.2	0.08	(STd) 0.20	(QTd) 0.36 (1)	0.2
Amplitude (mV)	(Pa) 0.25	Isoélectrique : 0	Qa<0, Ra>0, Sa<0	Isoélectrique : 0	-	Ta>0

Tableau 1.2 : Les valeurs de différents paramètres d'un battement cardiaque[9].

1.7. Variabilité du rythme cardiaque

HRV (Heart Rate Variabilité), la variabilité du rythme cardiaque (HRV) appelée également variabilité cardiaque correspond à la variation de temps entre deux battements du cœur sur une période de temps donné. La HRV apparaît comme un bon reflet de la capacité du cœur à moduler son rythme en fonction des sollicitations externes et internes. Elle est régulée par le système nerveux autonome (SNA) [10].

CHAPITRE 01

Généralité sur l'Electrocardiogramme (ECG)

Auteurs	Année	Maladie	Conclusion
Carnethon <i>et al.</i>	2002	CAD	VFC peut être utilisée pour identifier les déséquilibrés neuro-végétatifs chez les adultes sains
Menezes <i>et al.</i>	2004	AH	VFC diminuée chez les patients hypertendus par rapport à ceux normotendus
Terathongkum <i>et al.</i>	2004	AH	VFC diminuée, facteur prédictif indépendant de l'hypertension artérielle chez les patients
Bittencourt <i>et al.</i>	2005	HC	Augmentation significative de la modulation parasympathique lors de la respiration contrôlée (tilt test)
Pecyna	2006	AMI	VFC diminuée en post infarctus
Carney <i>et al.</i>	2007	CAD	Corrélation entre facteurs inflammatoires et VFC chez des patients coronariens
Karas <i>et al.</i>	2008	AH	Réduction de la composante sympathique (LF) dans l'hypertension de sujets âgés
Larosa <i>et al.</i>	2008	AMI	VFC diminuée au cours de l'infarctus du myocarde

AMI : infarctus du myocarde aigu ; CAD : maladie coronarienne ; AH : hypertension artérielle ; HC : cardiomyopathie hypertrophique ; VFC : variabilité de la fréquence cardiaque.

Tableau 1.3 : Études utilisant la VFC dans les maladies cardiaques [10].

1.8. Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté la description du système cardiovasculaire, l'anatomie du cœur et l'activité électrique cardiaque. Par la suite on s'intéresse par la mise en forme du signal ECG.

CHAPITRE 02 : Conception du Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

2.1. Introduction

Dans ce chapitre on va présenter l'analyse de tous les étages du circuit de mise en forme de signal ECG illustrée dans le schéma bloc qui contient 7 étages commencé par la pré-amplification en suite filtrage et amplification et se termine par l'acquisition de données.

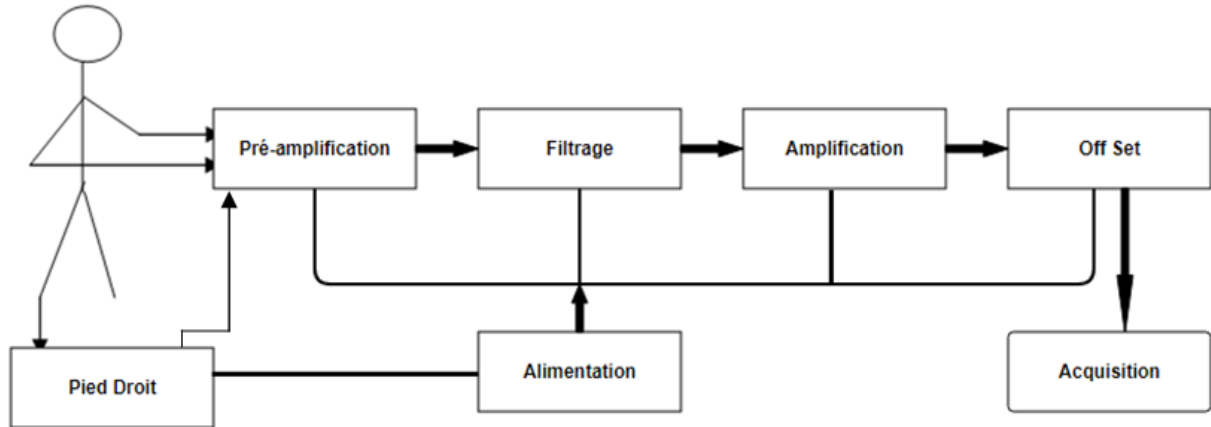


Figure 2.1 : Schéma bloc de détection du signal ECG

2.2. Le Capteur

Est un outil qui permet de transférer une grandeur physique en une grandeur électrique exploitable comme le signal ECG dans notre cas.

C'est le premier élément dans la chaîne de la mise en forme du signal ECG dans notre cas on va utiliser des pinces en plastique avec électrode métallique à fin d'assurer un bon contact avec la peau et éliminer l'impédance électrode-peau, sont utilisables pour plusieurs fois.

Ces pinces sont conçues pour l'enregistrement d'ECG de routine ne pas utiliser pendant une défibrillation.

Extrémité : plaque électro sensible avec l'alliage Argent / Chlorure d'argent (Ag-Ag/Cl) pour assurer la sécurité du patient. 4 pinces électrodes de 4 couleurs.

Le signal ECG acquis de la dérivation DII de la manière suivante : La pince rouge relié à la main droite, le vert à la main gauche et le noir au pied droit.



Figure 2.2 : Les électrodes à pinces

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

2.3. Pré-Amplification

Les signaux physiologiques ou électro-physiologiques sont des signaux à faibles amplitudes de l'ordre de μV ou mV alors un Pré-amplification est nécessaire se fait par un amplificateur d'instrumentation qui assure une amplification sélective ne concerne que l'information utile.

2.3.1. L'amplificateur d'instrumentation

C'est l'amplificateur qui permet d'amplifier une petite différence de tension entre deux points.

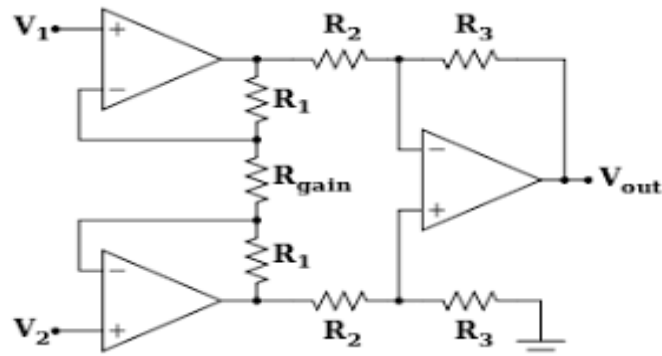


Figure 2.3 : Amplificateur d'instrumentation à trois étages

Caractérisé par :

- a) Fonction de Transfert

Qui représente le rapport entre ce qui est en entrée avec celui en sortie.

$$v_0 = A_1 v_1 + A_2 v_2 \quad \text{avec} \quad A_1 = \frac{v_0}{v_1} \quad \text{et} \quad A_2 = \frac{v_0}{v_2}$$

À partir de cette fonction on peut calculer le gain au mode commun :

$$A_c = A_1 + A_2 \quad \text{et le gain en mode différentiel :} \quad A_d = \frac{A_1 - A_2}{2}$$

- b) La Tension en mode différentiel

Représente la différence entre deux signaux d'entrée

$$V_d = V_1 - V_2$$

- c) La Tension en mode commun

Représente la moyenne arithmétique de deux signaux d'entrée.

$$V_c = \frac{v_1 + v_2}{2}$$

- d) Le Taux de réjection en mode commun

Définit la capacité de l'amplificateur d'instrumentation à rejeter la tension en mode commun est donnée par :

$$\text{TRMC} = 20 \log \frac{A_d}{A_c}$$

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

On utilise un amplificateur d'instrumentation a des caractéristiques spécifiques pour augmenter l'amplitude du signal détecté au quelques mV sans modification de le contenu fréquentiel du signal.

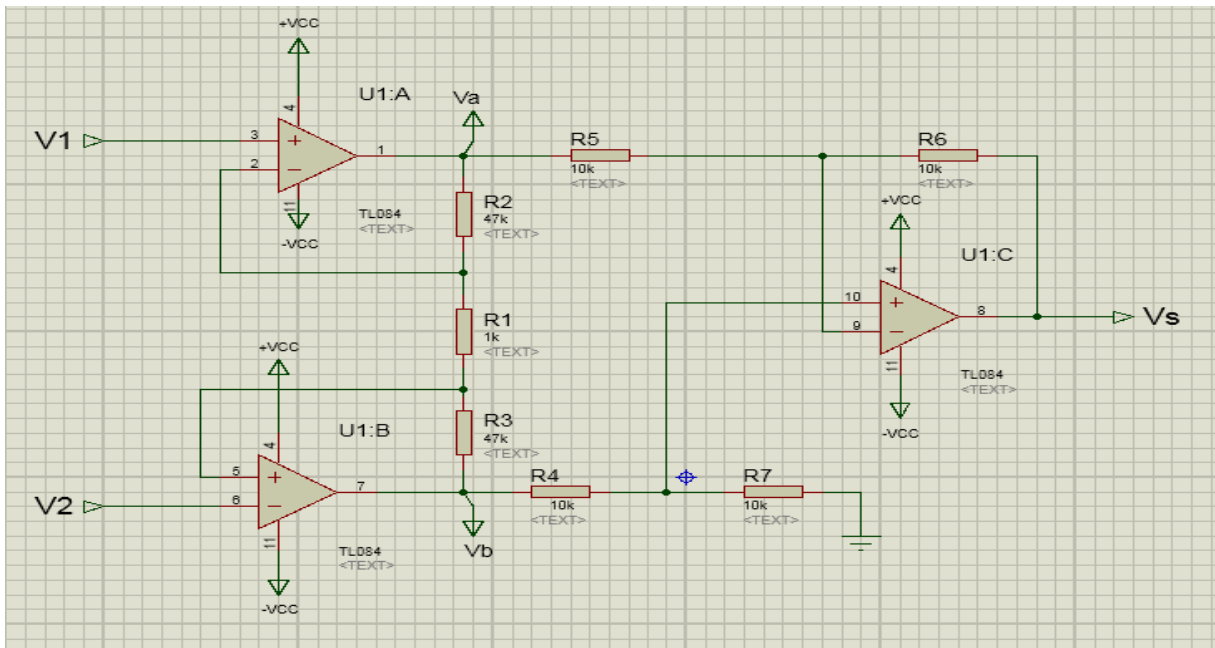


Figure 2.4 : Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation

Ce circuit est réalisé autour de l'amplificateur opérationnel TL084. C'est un amplificateur opérationnel à entrée JFET, quadruple compte tenu des caractéristiques qu'il porte à savoir :

- _ Une impédance d'entrée très grande ($10^{12} \Omega$).
- _ Taux de réjection en mode commun élevé (86 dB, $R_s=50\Omega$).
- Un courant de fuite très faible.
- _ Faible dérive en température.

2.3.2. Analyse de circuit

Par MILLMANN en obtient :

Pour U1A :

$$e^- = \frac{\frac{V_a}{R_2} + \frac{V_2}{R_1}}{\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_1}} = \frac{V_a \cdot R_1 + V_2 \cdot R_2}{R_1 + R_2}$$

$$e^+ = V_1$$

$$e^- = e^+ = V_1 = \frac{V_a \cdot R_1 + V_2 \cdot R_2}{R_1 + R_2} \quad \Rightarrow \quad \mathbf{V_a = V_1 \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) - V_2 \frac{R_2}{R_1}} \dots\dots\dots(1)$$

Pour U2B :

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

$$e^- = \frac{\frac{Vb}{R3} + \frac{V1}{R1}}{\frac{1}{R3} + \frac{1}{R1}} = \frac{Vb.R1 + V1.R3}{R1 + R3}$$

$$e^+ = V2$$

$$e^- = e^+ = V2 = \frac{Vb.R1 + V1.R3}{R1 + R3} \implies \mathbf{Vb = V1 \left(1 + \frac{R2}{R1}\right) - V1 \frac{R2}{R1}} \dots\dots\dots(2)$$

Avec R2=R3

Pour U3C :

$$e^- = \frac{\frac{Vs}{R6} + \frac{Va}{R5}}{\frac{1}{R6} + \frac{1}{R5}} = \frac{Vs.R5 + Va.R6}{R6 + R5}$$

$$e^+ = \frac{\frac{0}{R7} + \frac{Vb}{R4}}{\frac{1}{R7} + \frac{1}{R4}} = \frac{Vb.R7}{R7 + R4}$$

$$e^- = e^+ \implies \frac{Vs.R5 + Va.R6}{R6 + R5} = \frac{Vb.R7}{R7 + R4} \implies \mathbf{Vs = Vb \frac{R6}{R5} - Va \frac{R6}{R5}} \dots\dots\dots(3)$$

Avec R4=R5=R6=R7

Si on remplace (1) et (2) dans (3) on obtient :

$$\mathbf{Vs = (V2 - V1) \left(1 + \frac{2 R2}{R1}\right) \frac{R6}{R5}}$$

Le gain de l'amplificateur est :

$$\mathbf{G = \frac{Vs}{V2 - V1} = \left(1 + \frac{2 R2}{R1}\right) \frac{R6}{R5}}$$

Dans ce cas G=95 mais si R1=949Ω alors G=100 .

2.3.3. Stimulation par Multisim

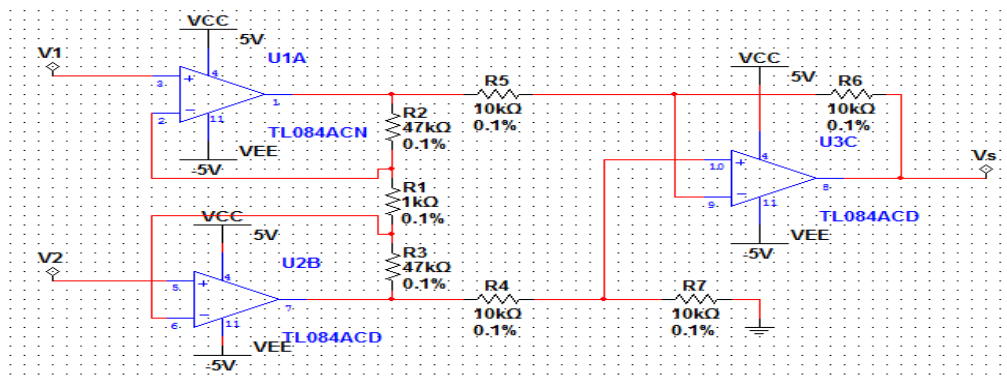


Figure 2.5 : Stimulation de l'amplificateur d'instrumentation

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

On mode commun on a court-circuité les deux entrées V1 et V2 pour calcul le gain, théoriquement est nul mais en pratique est très faible.

On a utilisé un signal d'entrée sinusoïdal de 10 mV p-p à 60 Hz

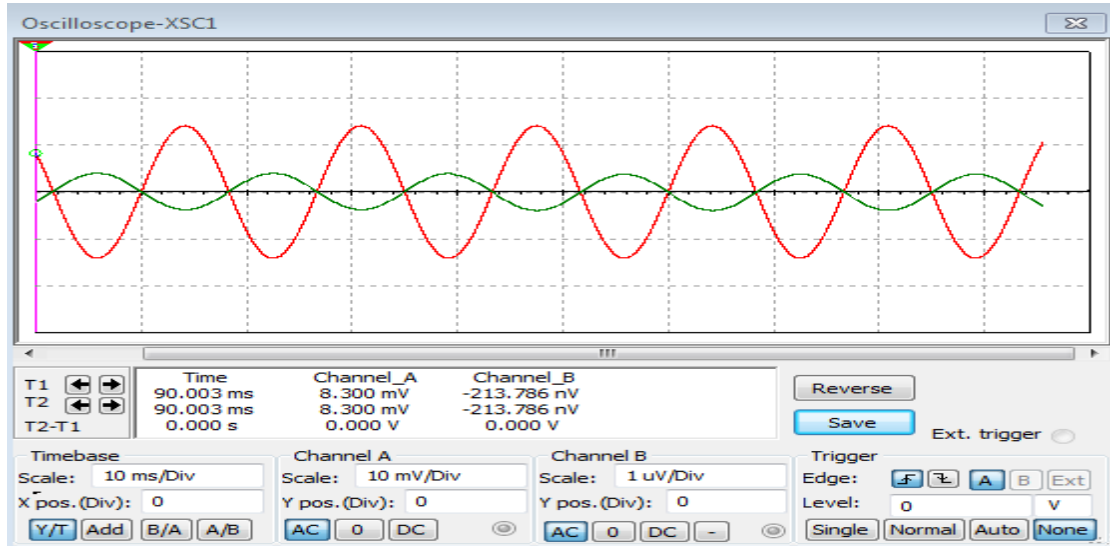


Figure 2.6 : L'amplification en mode commun

Le gain en mode commun : $G_{mc} = V_{out_{mc}} / V_{in_{mc}} = 1.10^{-6} / 3.10.10^{-3} = 0,33.10^{-4}$

On mode différentielle on a utilisé un V1 de 10 mV p-p et un V2=0

On obtient :

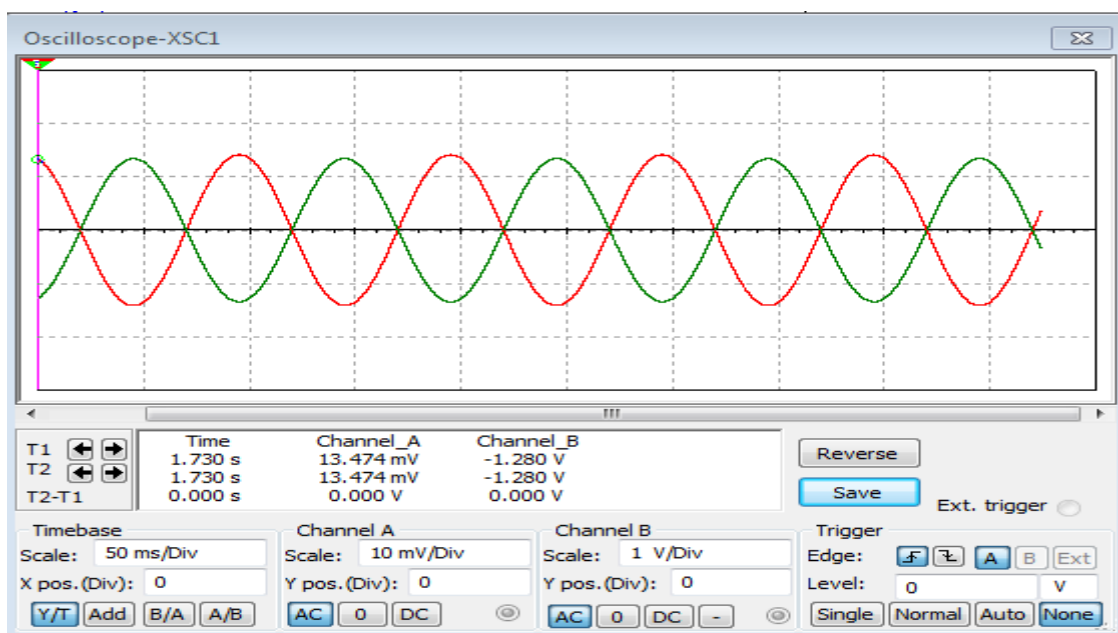


Figure 2.7 :L'amplification en mode différentielle

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

Le gain en mode différentiel : $G_{diff} = V_{out}/V_{in} = 1/10 \cdot 10^{-3} = 100$

Le taux de rejection en mode commun est donnée par :

$$\begin{aligned} \text{TRMC (dB)} &= 20 \text{Log}_{10} \left(\frac{G_{diff}}{G_{mc}} \right) \\ &= 20 \text{Log} (100/0,33 \cdot 10^{-4}) = 129,63 \sim \mathbf{130 \text{dB}} \end{aligned}$$

Mais pratiquement est de : **86 dB**

Cette différence de valeur de TRMC due à la difficulté de mesurer la valeur exacte de le gain en mode commun (G_{mc}) qui est théoriquement nul mais pratiquement a un valeur très faible à détecter par l'oscilloscope avec la présence de différents bruits au niveau de laboratoire.

2.4. Circuit de pied droit

L'électrode de pied droit est relié à un circuit de contre réaction (circuit de pied droit) qui consiste à mesurer la tension en mode commun du corps et l'inverser (valeur négative) pour le réinjecter autre fois au l'électrode à fin de l'isoler le patient et de protéger l'entrée de circuit intégré contre le courant de fuite.

Le circuit du pied droit est aussi un efficace moyen pour maintenir la sécurité du patient ; dans le cas d'apparition d'un voltage très élevé entre le patient et la terre causé par un courant de fuite.

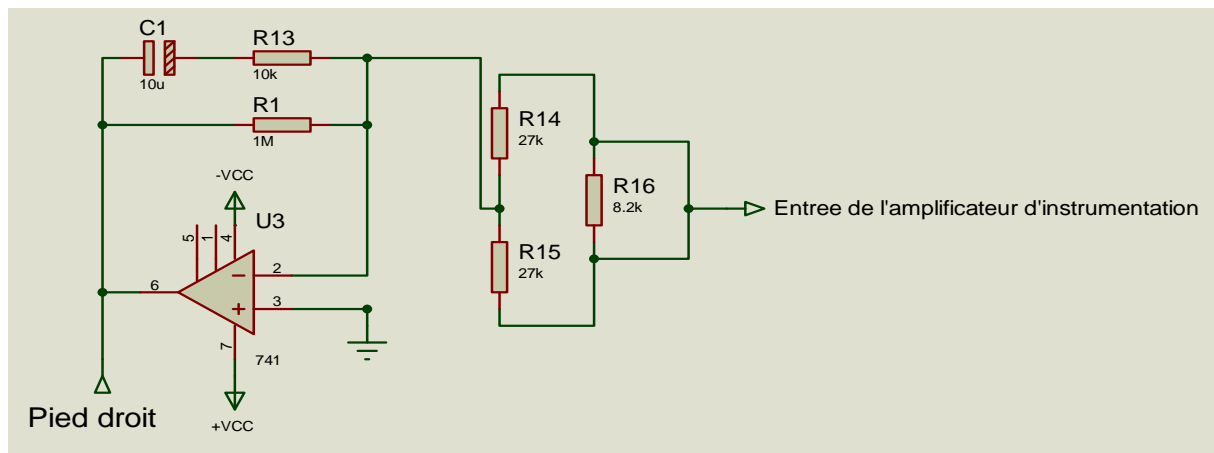


Figure 2.8 : Le schéma électrique de circuit de pied droit

2.5. Filtrage

Le filtre permet d'éliminer ou de réduire les bruits ou fréquences indésirables pour donner une information utile est exploitable.

La respiration de sujet provoque des bruits en basse fréquence qui cause la distorsion de la ligne de base. L'activité musculaire provoque des bruits en haute fréquence, il ya aussi les bruits de secteur il faut les éliminer par l'utilisation des filtres analogiques. La bande fréquentielle du signal ECG est de 0.03Hz à 150Hz [13] et sur cette base on choisit des filtres adaptés pour ne pas perdre le contenu du signal.

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

2.5.1. Filtre réjecteur

C'est le filtre qui laisser passer tous les fréquences sauf que une fréquence déterminé qui la fréquence de coupure dans notre cas on va l'utiliser pour éliminer les bruits de secteur de 50 Hz.

On a choisi un filtre réjecteur de type passif d'une structure basée sur deux filtres, passe bas et passe haut de même fréquence de la coupure à 50Hz.

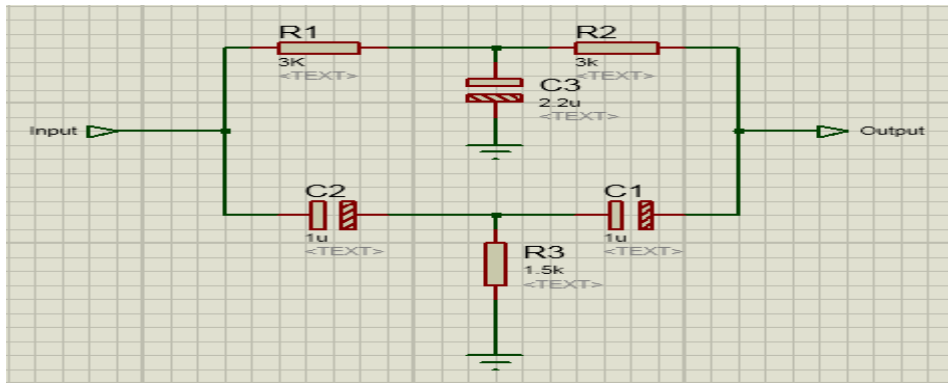


Figure 2.9 : Le schéma électrique de filtre réjecteur

Théoriquement la fréquence de la coupure égale : $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$ $F_c=50\text{Hz}$

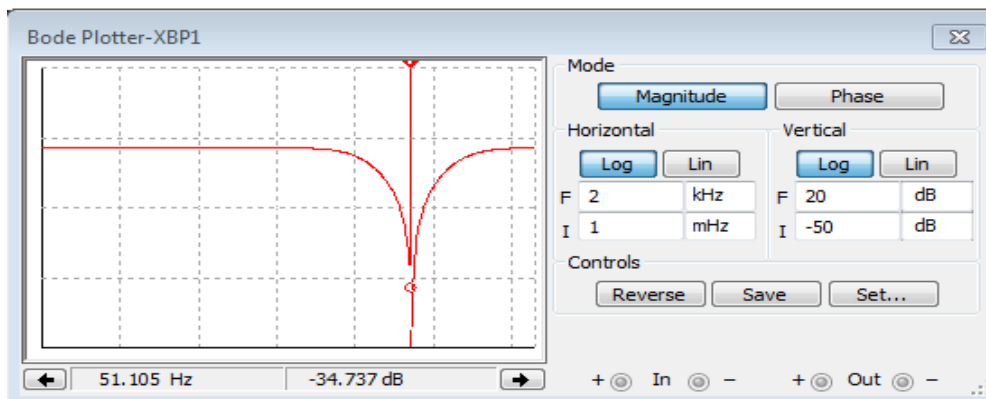


Figure 2.10 : Diagramme de Bode de filtre réjecteur

2.5.2 : Filtre passe haut

C'est un filtre contre les bases fréquences qui ne laisser passer que les fréquences supérieure à la fréquence de coupure correspondent, on va utiliser un filtre passe haut actif de duxième ordre .

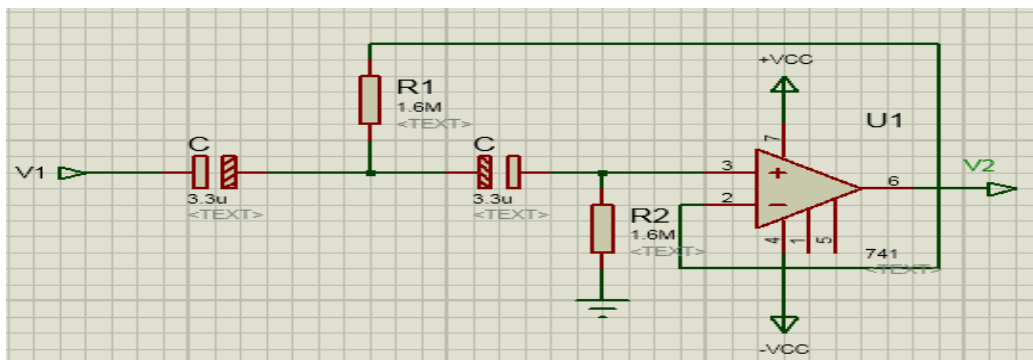


Figure 2.11 : Le schéma électrique de filtre passe haut actif

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

Fonction de transfert :

$$H(j\omega) = \frac{k(j\omega)^2}{(j\omega C)^2 + j\omega RC + 1}$$

Fréquence de coupure :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C\sqrt{R_1 R_2}} \quad \text{dans notre cas } F_c = 0.03 \text{ Hz}$$

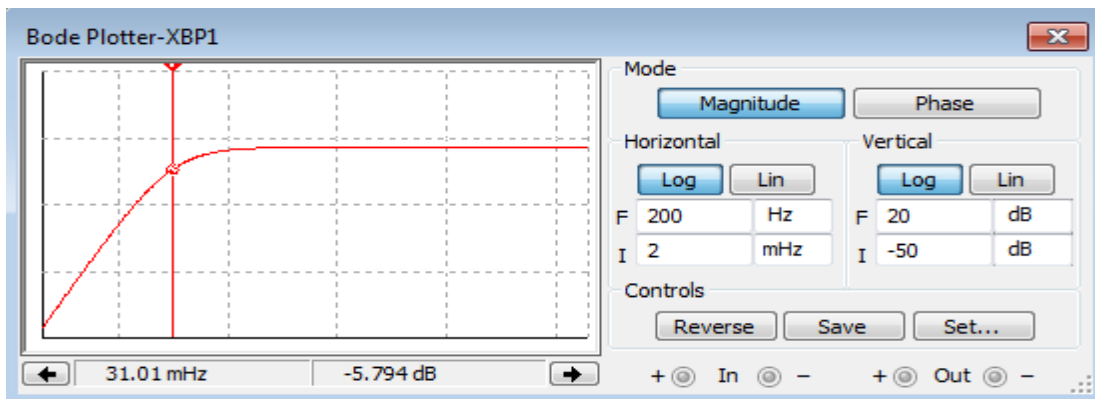


Figure 2.12 : Diagramme de Bode de filtre passe haut

2.5.3. Filtre passe bas

Un filtre passe bas passif de premier ordre permet de réduire les bruits de fréquence supérieure à la fréquence de coupure.

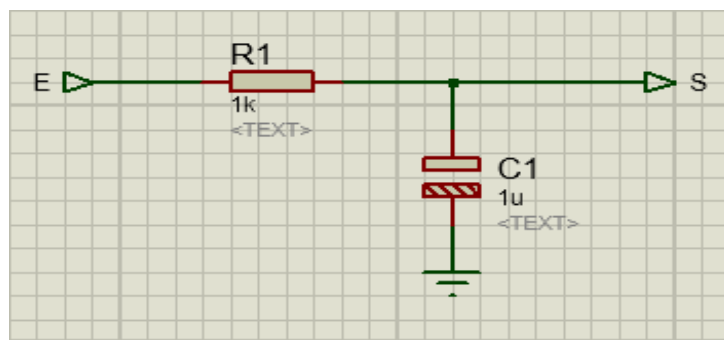


Figure 2.13 : Le schéma électrique de filtre passe bas passif

La fréquence de coupure est donnée par :

$$F_c = \frac{1}{2\pi CR} \quad \text{dans notre cas } F_c = 159 \text{ Hz}$$

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

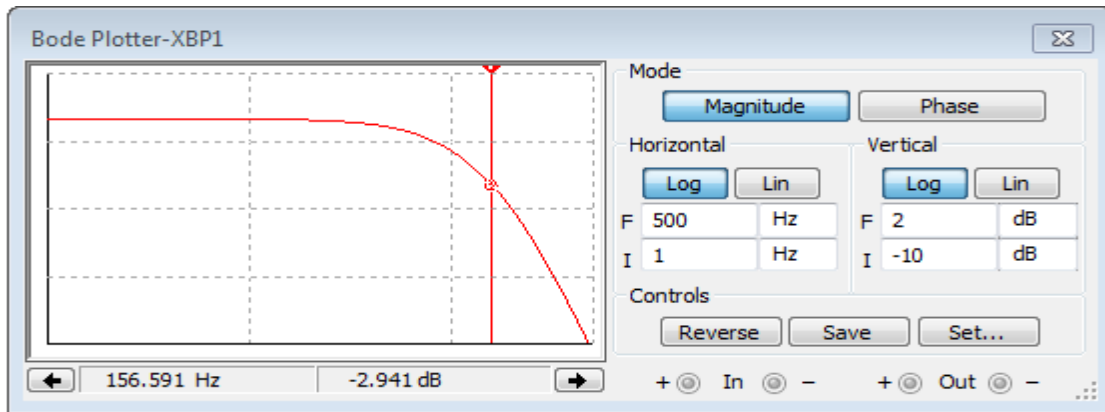


Figure 2.14 : Diagramme de Bode de filtre passe bas

2.6. L'Alimentation

Dans notre circuit de mise en forme du signal ECG on a besoin d'une alimentation symétrique de (+5V et -5V) si pour ca on va utiliser le circuit suivant pour l'obtenir a partir d'une batterie de 9 V.

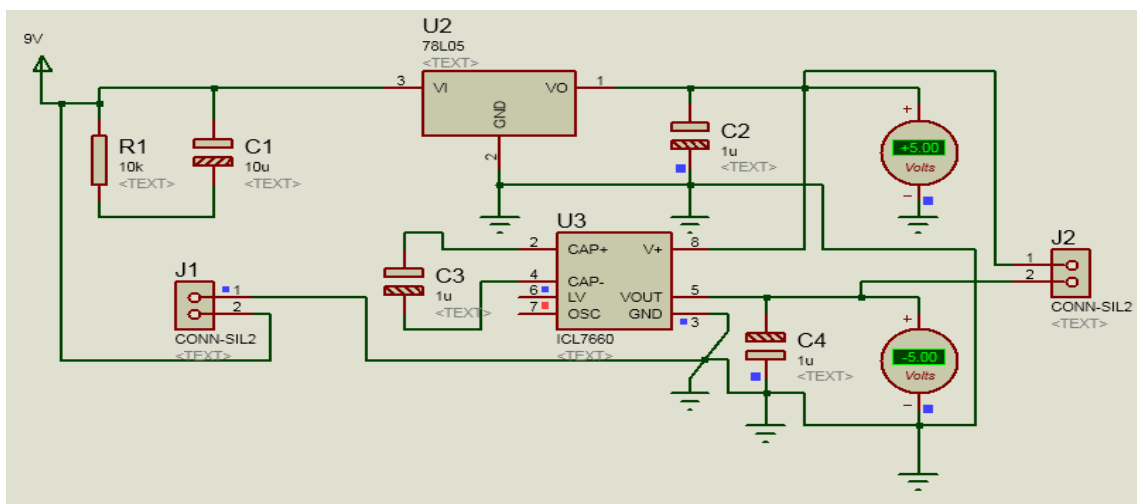


Figure 2.15 : Circuit d'alimentation

Ce circuit est composé de deux éléments essentiels :

- Le régulateur de tension **LM7805** qui reçoit en entrée une tension continue de 9V et donne comme sortie une tension de 5V.
- Le circuit intégré **ICL7660** qui permet de convertir une tension positive à une tension négative.

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

2.7. Amplification

On utilise un simple amplificateur opérationnel U741 pour assurer une amplification de signal ECG utile au moins à 1 V a fin d'être claire et prêt au traitement numérique.

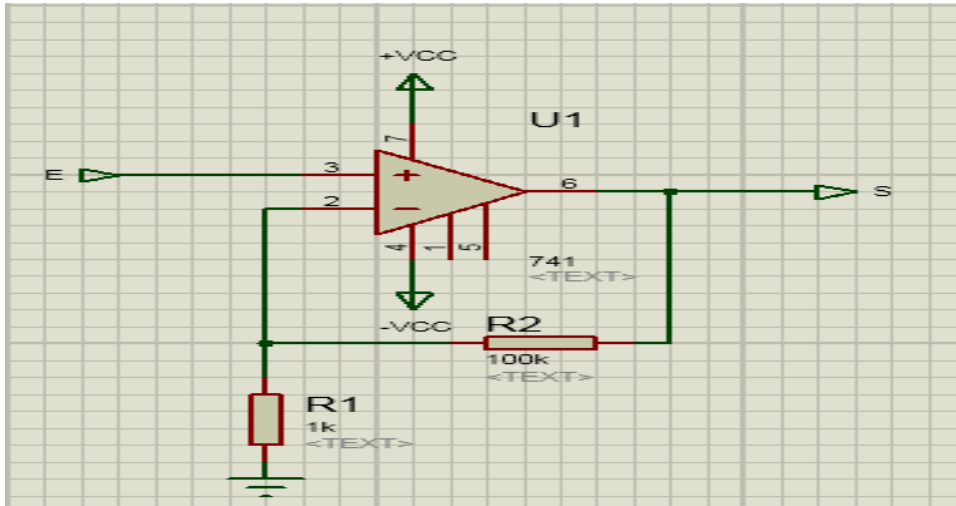


Figure 2.16 : Amplificateur opérationnel non inverseur

On a :

$$S = \left(\frac{R1+R2}{R1} \right) E \quad \text{C'est-à-dire le gain de ce l'amplificateur est donnée par : } G = \frac{R1+R2}{R1}$$

Alors dans notre cas le gain égal à 101.

On va remplacer la resistance R2 par un potentiometre de 200K Ω pour ajuster le gain de l'amplification par ce que le signal ECG est varie d'un idividue à un autre .

2.8. Circuit Offset

Le signal ECG c'est un signal bipolaire à des valeurs positives et négatives pour être acquis par la carte ARDUINO il faut l'ajouter une composante continue rendre l'amplitude du signal positif entre 0 et 5V si pour ça on utilise un circuit d'offset.

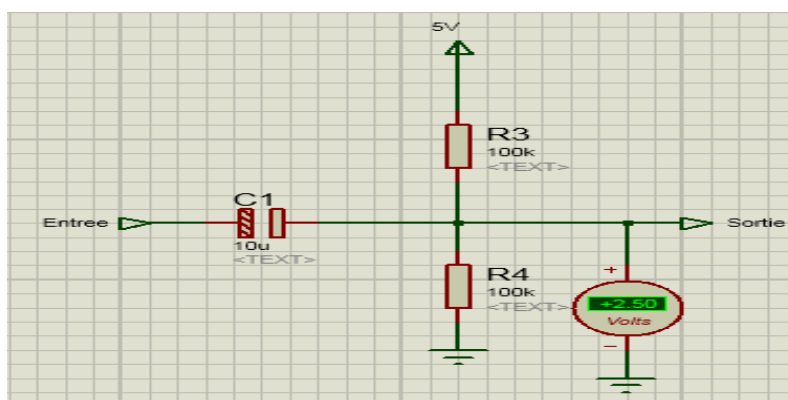


Figure 2.17 : Circuit offset

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

Ce circuit permet d'ajouter une tension continue de 2.5 V au signal ECG pour le rendre visible sur le PC et sans écrêtage.

2.9. La carte ARDUINO

Une carte Arduino est une petite (5,33 x 6,85 cm) carte électronique équipée d'un microcontrôleur.

Le microcontrôleur permet, à partir d'événements détectés par des capteurs, de programmer et commander des actionneurs ; la carte Arduino est donc une interface programmable.

La carte Arduino la plus utilisée est la carte Arduino Uno.

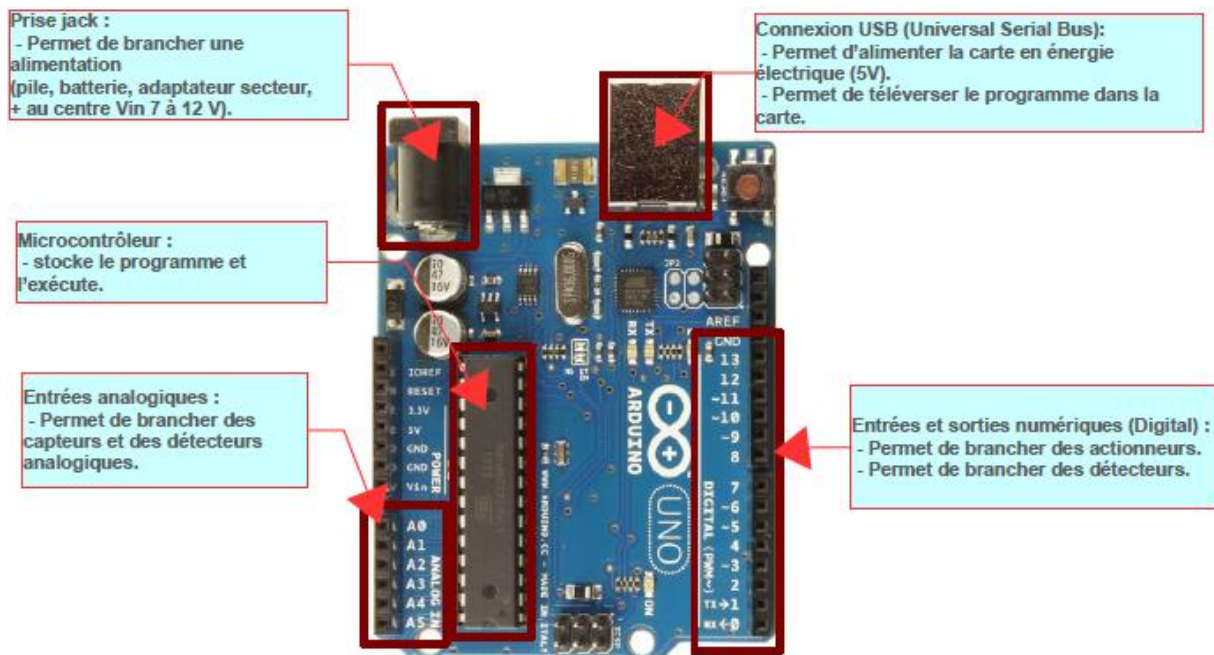


Figure 2.18: Présentation de la carte Arduino Uno

2.9.1 : Le Microcontrôleur

C'est le cœur de la carte Arduino. L'Arduino Uno que nous utiliserons pour la conversion analogique digitale du signal ECG est équipée d'un microcontrôleur Atmel AVR de type ATmega328[11].

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

Catégorie	Valeur
Microcontrôleur	ATmega328
Tension de service	5V
Tension d'entrée (recommandée)	7-12V
Tension d'entrée (limites)	6-20V
Ports numériques	14 entrées et sorties (6 sorties commutables en MLI – modulation de largeur d'impulsion)
Ports analogiques	6 entrées analogiques
Courant maxi. par broche d'E/S (c.c.)	40 mA
Courant maxi. par broche 3,3V	50 mA
Mémoire	32 Ko (ATmega328), dont 0,5 Ko est utilisé par le chargeur d'amorçage
SRAM	2 Ko (ATmega328)
EEPROM	1 Ko (ATmega328)
Fréquence d'horloge	16 MHz

Figure 2.19 : Les caractéristiques de la carte Arduino Uno

2.9.2 : Les entrées /sorties

Les broches d'alimentation à utiliser sont les suivantes :

•5V. La tension régulée utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres composants de la carte.

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

•GND. Broche de masse ou 0V.

Broches numériques en entrée ou sortie :

Chacune des 14 broches numériques de la carte UNO (numérotées des 0 à 13) peut être utilisée soit comme une entrée numérique, soit comme une sortie numérique il suffit de les déclarer en début de programme. Ces broches fonctionnent en 5V et chaque broche peut fournir ou recevoir un maximum de 40mA d'intensité.

Certaines broches ont des fonctions spécialisées :

•Broche 13 : dans la carte est incluse une LED connectée à la broche 13 lorsque la broche est au niveau HAUT, la LED est allumée et lorsque la broche est au niveau BAS, la LED est éteinte.

•Broches PWM : elles pilotent les moteurs à courant continu en vitesse. On peut aussi les utiliser pour piloter une diode en luminosité.

Broches analogiques en entrée :

La carte Uno dispose de 6 entrées analogiques (numérotées d'A0 à A5), chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (c'est à dire sur 1024 niveaux soit de 0 à 1023).

En terme de tension la sensibilité est donc de $5/1024 = 4,88$ mV

Différence entre entrée numérique (digital en anglais) et analogique : Une entrée numérique ne détecte que deux valeurs : 0 (0Volt) et 1 (5Volts) .Une entrée analogique peut détecter 1024 valeurs comprises entre 0 et 5 Volts par saut de 4 ,88 mV.

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG

2.9.3 : L'Utilisation de la carte Arduino Uno

Pour commencer à utiliser l'Arduino Uno, vous allez dans un premier temps devoir télécharger la dernière version du logiciel Arduino. Il est compatible Windows, Mac ou Linux.

Une fois cela fait, lancez le logiciel. Vous pourrez constater la simplicité de l'interface du logiciel qui présente très sobrement une page vierge destinée au code, ainsi qu'une barre de boutons et un menu.

Cette console servira de relais exclusif à la communication avec votre carte Arduino, afin que vous puissiez compiler des programmes et les transférer sur votre carte.

Vous devrez ensuite connecté votre Arduino Uno sur votre ordinateur grâce à sa connexion USB et commencez pas à pas votre initiation en suivant les explications et autres vidéos de programmation amateurs..

Pour finir, le code que vous rentrerez sur l'éditeur de texte vierge de votre logiciel Arduino (en langage C ou C++), sera la manière de faire comprendre au microcontrôleur ce que vous souhaitez instaurer comme programme.

Les boutons présents dans la barre du logiciel serviront à compiler et envoyer les informations à la carte et également à tester la configuration de votre programme, afin de vérifier sa viabilité [12].

2.9.4 :L'Environnement de développement

IDE signifie « Integrated Development Environment » ou en bon français Environnement de Développement Intégré. Cette application propose effectivement tout ce qui est nécessaire pour éditer un programme, vérifier sa syntaxe, puis le téléverser dans une carte Arduino, c'est-à-dire programmer le microcontrôleur de la carte. Très simple à utiliser, l'IDE est très facile à prendre

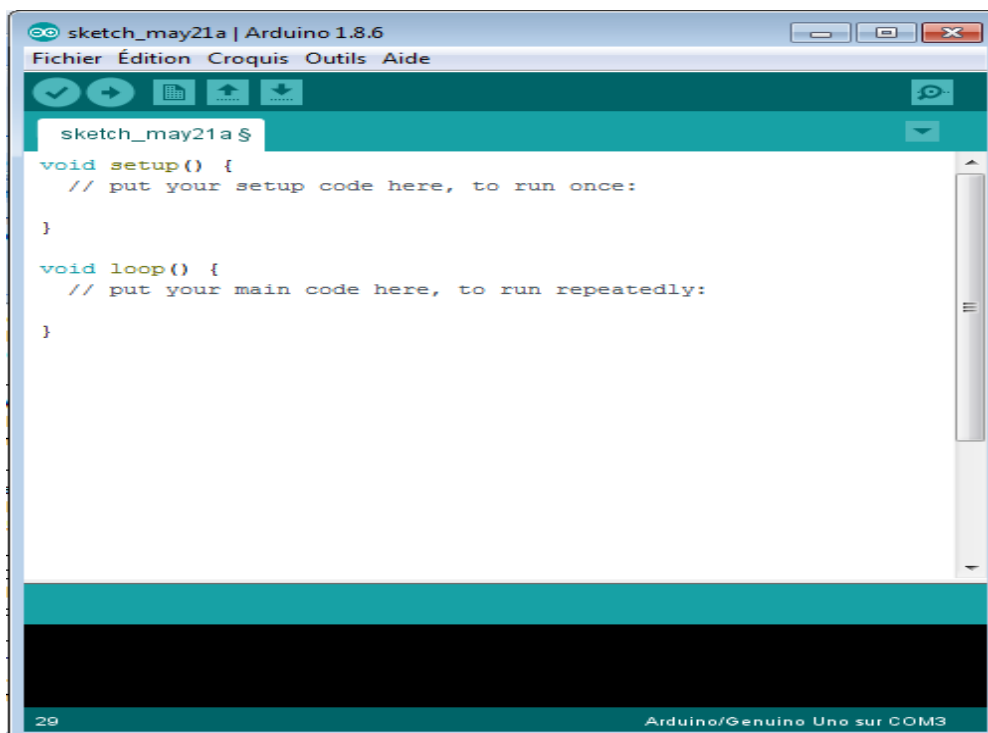


Figure 2.20 : L'IDE dans un environnement Windows

CHAPITRE 02

Conception de Circuit de Mise en Forme du Signal ECG



Verify

Vérifie votre code pour les erreurs de compilation.



Télécharger

Compile votre code et le télécharge sur le tableau configuré. Voir téléchargement ci-dessous pour plus de détails.

Remarque: Si vous utilisez un programmeur externe avec votre carte, vous pouvez maintenir la touche "shift" de votre ordinateur enfoncée lorsque vous utilisez cette icône. Le texte changera en "Upload using Programmer"



Nouveau

Crée un nouveau croquis.



Ouvrir

Présente un menu de tous les croquis de votre carnet de croquis. En cliquant dessus, vous l'ouvrirez dans la fenêtre en cours en remplaçant son contenu.

Remarque: en raison d'un bogue dans Java, ce menu ne défile pas. si vous devez ouvrir une esquisse tard dans la liste, utilisez la commande Fichier | Menu Carnet de croquis à la place.



Enregistrer

Enregistre votre dessin.



Moniteur série

Ouvre le moniteur série .

2.10. Conclusion

Dans ce chapitre on a mentionné tous les éléments utilisés dans la conception du circuit, de la détection jusqu'à l'acquisition du signal ECG et par la suite en va présenter les résultats pratiques obtenu.

CHAPITRE 03 : Résultats et Interprétation

3.1. Introduction

Après la mise en forme, dans ce chapitre on va présenter le signal ECG obtenu à la sortie de chaque étage du circuit électronique que nous avons développé. Ce signal sera acquis par une carte Arduino Uno.

3.2. Mise en Forme

3.2.1. Etage de Pré amplification

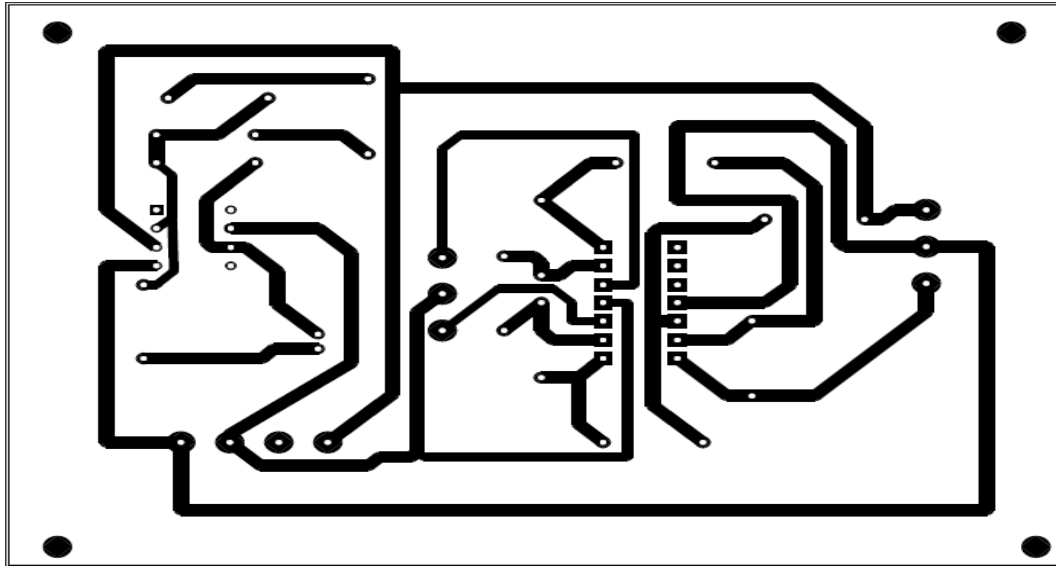


Figure3.1 :Schéma du circuit imprimé de l'étage de pré-amplification

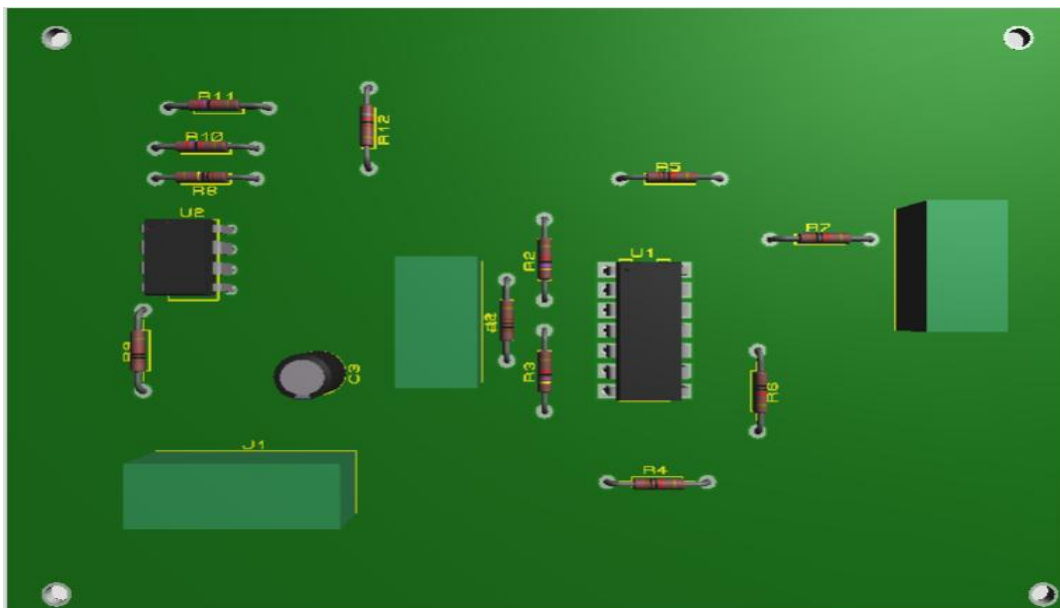


Figure3.2 : Visualisation 3D de l'étage de pré-amplification

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

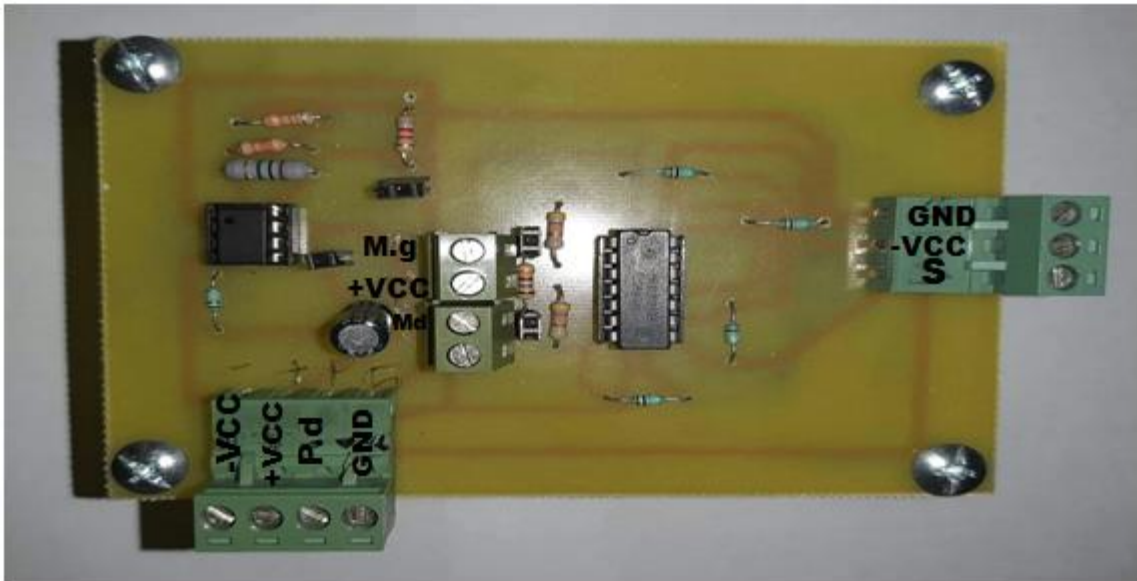


Figure 3.3 : Etage de pré-amplification réalisé

La main droite (pin5) et la main gauche (pin3) sont reliées aux deux entrées de l'amplificateur d'instrumentation par des électrodes, le pied droit est relié au circuit de pilotage du pied droit.

A la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, nous obtenons ce signal de 60 mV d'amplitude sans filtrage.

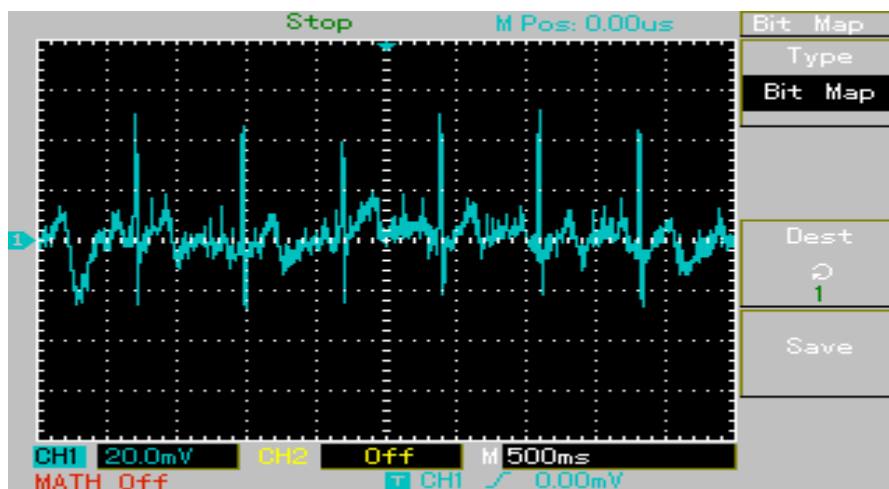


Figure 3.4 : Signal ECG après pré-amplification

3.2.2. Etage de Filtrage

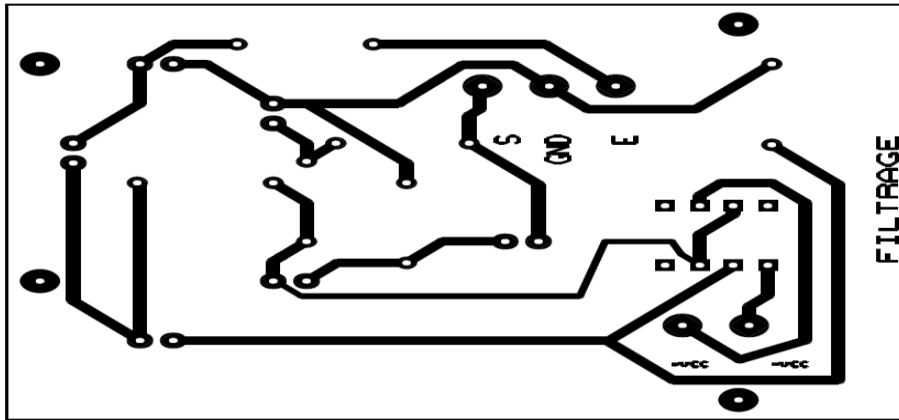


Figure 3.5 : Schéma du circuit imprimé de l'étage de filtrage

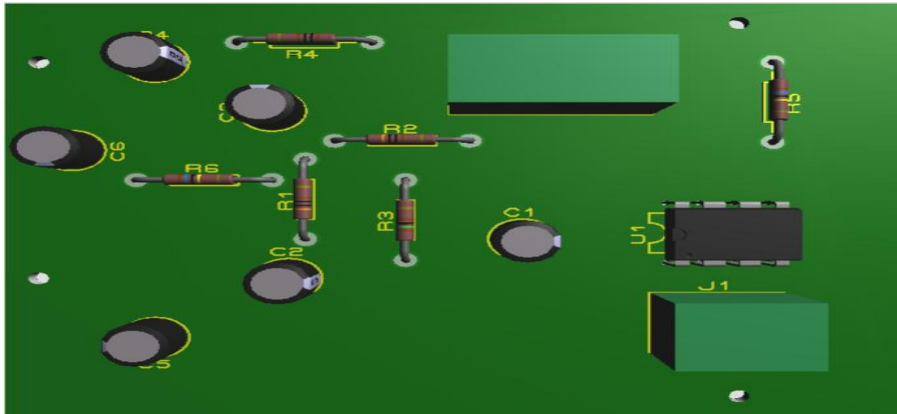


Figure 3.6 : Visualisation 3D de l'étage de filtrage

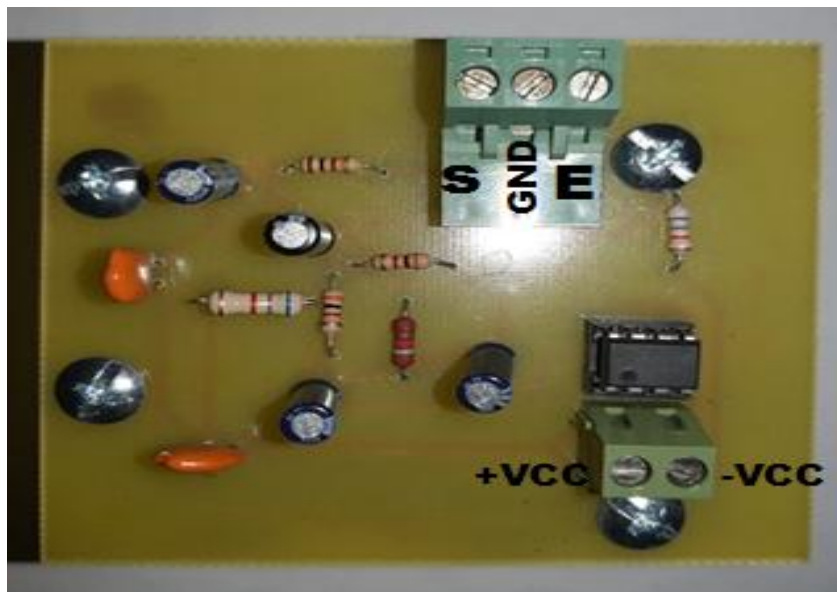


Figure 3.7 : Etage de filtrage réalisé

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

A la sortie de l'étage de filtrage, le signal ECG est d'une amplitude d'environ 10mV.

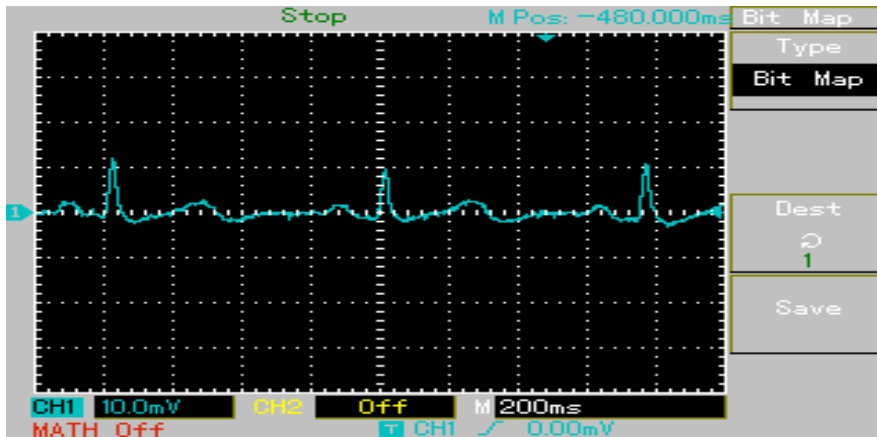


Figure 3.8 :Signal ECG après filtrage

3.2.3. Amplification et Offset

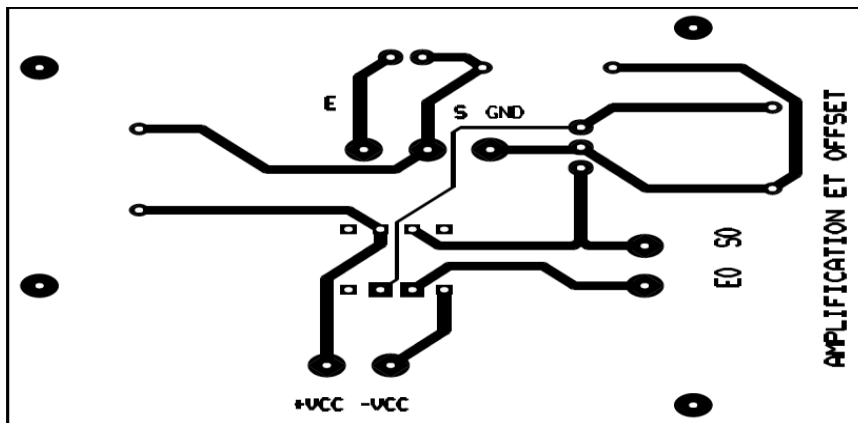


Figure3.9 : Circuit imprimé de l'étage d'amplification et d'offset

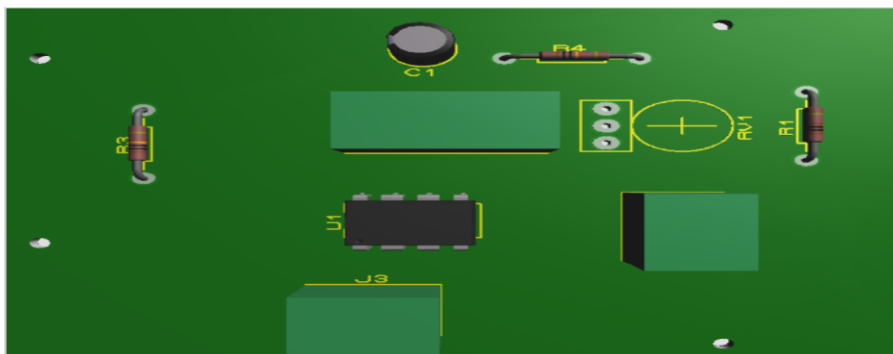


Figure3.10 : Visualisation 3D de l'étage d'amplification et d'offset

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation



Figure 3.11 : Etage d'amplification et d'offset réalisé

Après amplification, nous obtenons un signal ECG d'une amplitude d'environ 2V crête-à-crête.

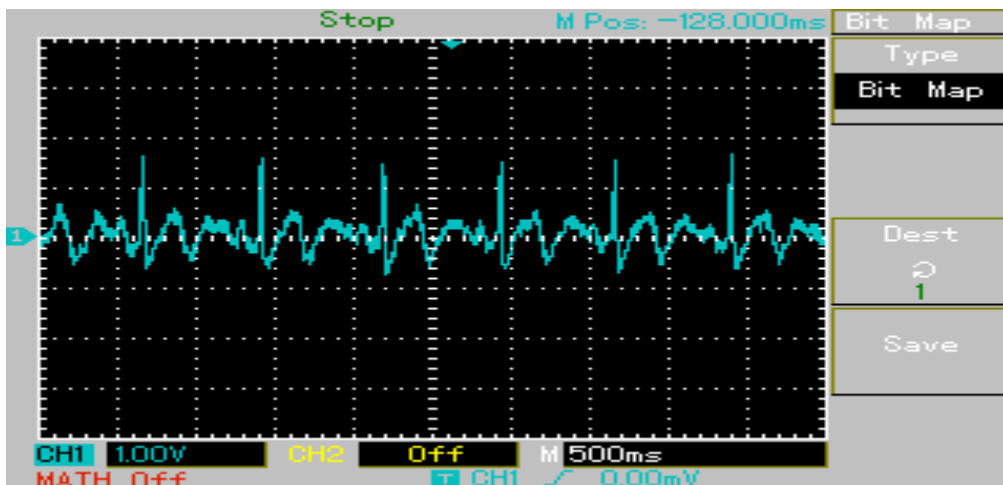


Figure 3.12 : Signal ECG amplifié

Le signal ECG est ensuite élevé de 2.5V par rapport à 0V.

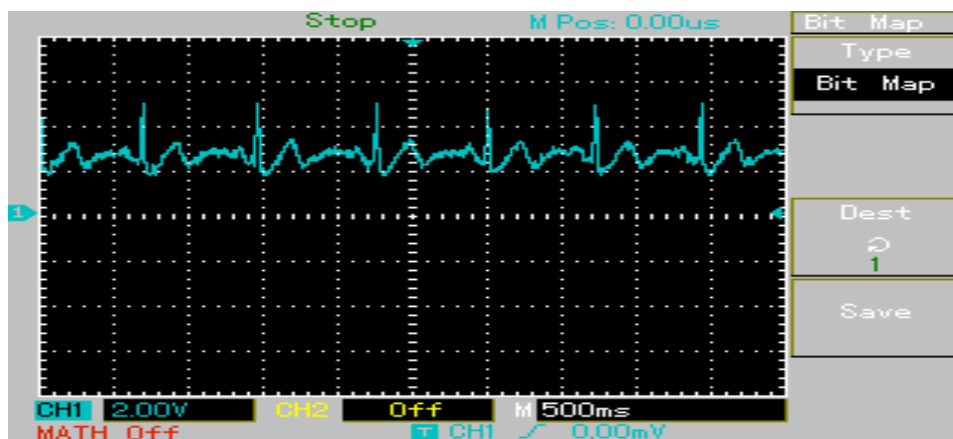


Figure 3.13 : Signal ECG à la sortie de l'étage d'offset

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

3.2.4. Test d'Alimentation

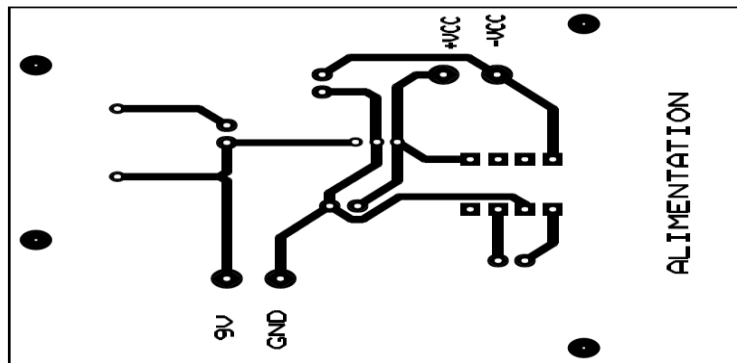


Figure 3.14 : Schéma du circuit imprimé de l'étage d'alimentation

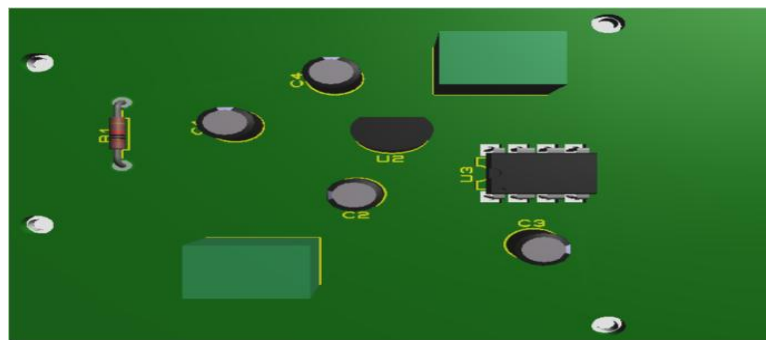


Figure 3.15 : Visualisation 3D de l'étage d'alimentation

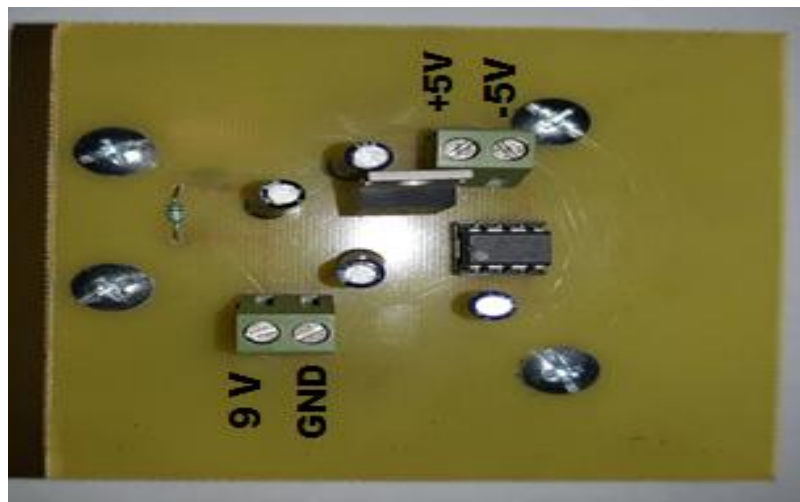


Figure 3.16 : Etage d'alimentation réalisé

A la sortie du circuit d'alimentation, et à travers l'oscilloscope nous avons vérifié les valeurs des tensions symétriques en assurant $\pm 5V$ comme tensions d'alimentations $\pm V_{cc}$.

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

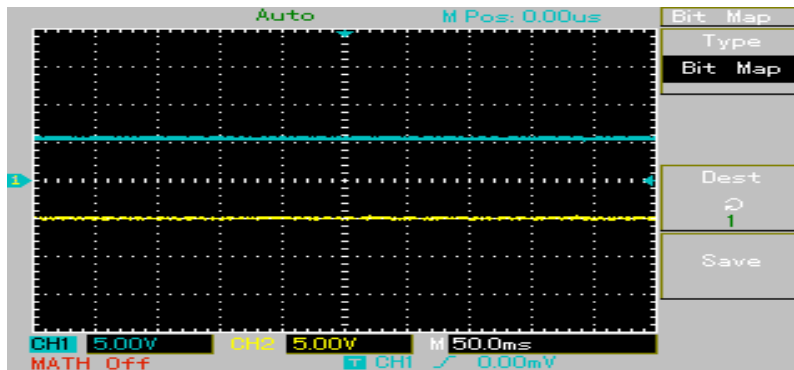


Figure 3.17 : +VCC et -VCC

3.3. Mesures

3.3.1. Effet de l'activité musculaire sur le signal ECG

L'électromyogramme (EMG) est considéré comme l'une des sources de bruit par rapport au signal ECG. Ce signal est dû à l'activité musculaire du sujet qui influence le signal ECG. La figure 3.18 représente un enregistrement du signal ECG affecté par une contraction musculaire des mains :

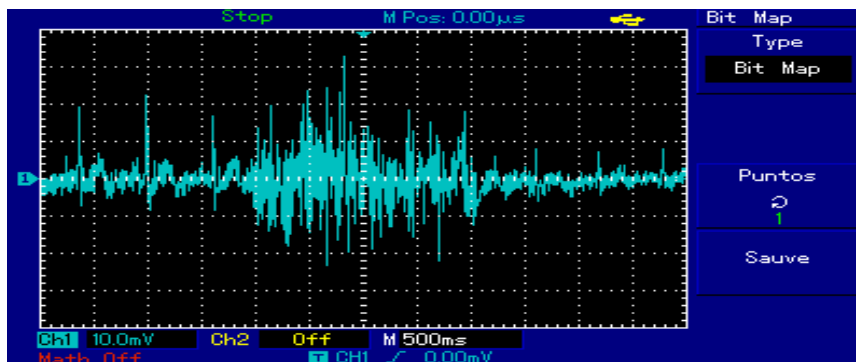


Figure 3.18 : Effet de l'EMG sur l'ECG

3.3. 2. Effet de la respiration

La respiration et le mouvement du patient sont également considérés comme sources de bruit durant l'acquisition du signal ECG.

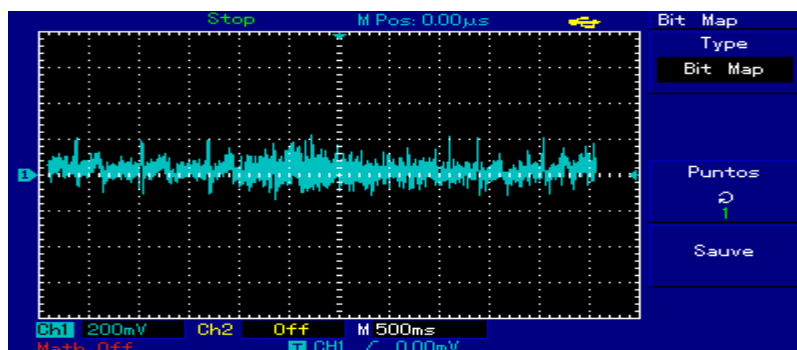


Figure 3.19 : ECG durant une inspiration forcée

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

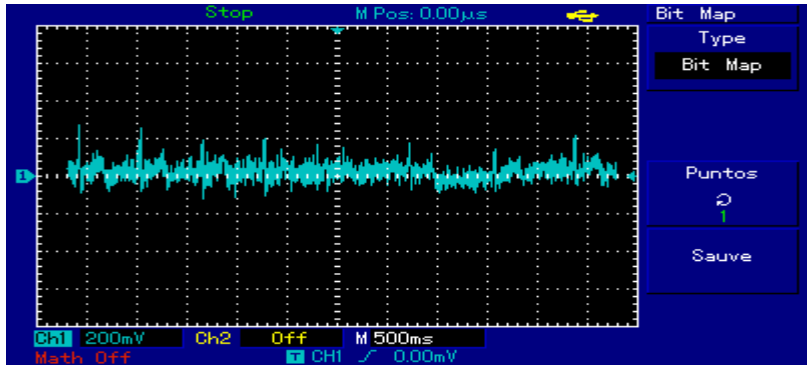


Figure 3.20 : ECG durant une respiration (inspiration et expiration) forcée

3.4. Acquisition de Données

Pour accomplir l'acquisition de données, nous avons relié la sortie de l'étage d'offset à l'entrée analogique A0 de la carte Arduino Uno et le GND du circuit analogique de mise en forme avec celui de la carte Arduino Uno. Un raccordement via le port USB avec le PC assure l'acheminement des données et leur visualisation.

Au niveau de l'IDE de l'Arduino, nous avons utilisé deux codes différents pour la numérisation du signal ECG juste pour la visualisation du signal avec deux formes différentes comme la suite :

```
signal | Arduino 1.8.6
Fichier Édition Croquis Outils Aide

signal

const int ecg =0;//initialiser la broche A0 a 0 (pour lire la valeur de l'ECG)
int valeurLue0; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

float tension0;
//float tension2; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
  //on se contente de démarrer la liaison série
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  valeurLue0 = analogRead(ecg);
  // on traduit la valeur brute en tension (produit en croix)
  tension0 = valeurLue0 * 3.3 / 1024;
  Serial.println(tension0);
  delay(20);
}

Arduino/Genuino Uno sur COM3
```

Figure 3.21: Code Arduino 1

```
ECG2 | Arduino 1.8.6
Fichier Édition Croquis Outils Aide

ECG2

const int ECG=0;
int valeurLue1;
float tension1;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  valeurLue1=analogRead(ECG);
  Serial.println(valeurLue1);
  Serial.println();
  delayMicroseconds(500000);
}

Arduino/Genuino Uno sur COM3
```

Figure 3.22 : Code Arduino 2

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

Et comme résultats sur le traceur série, nous obtenons :

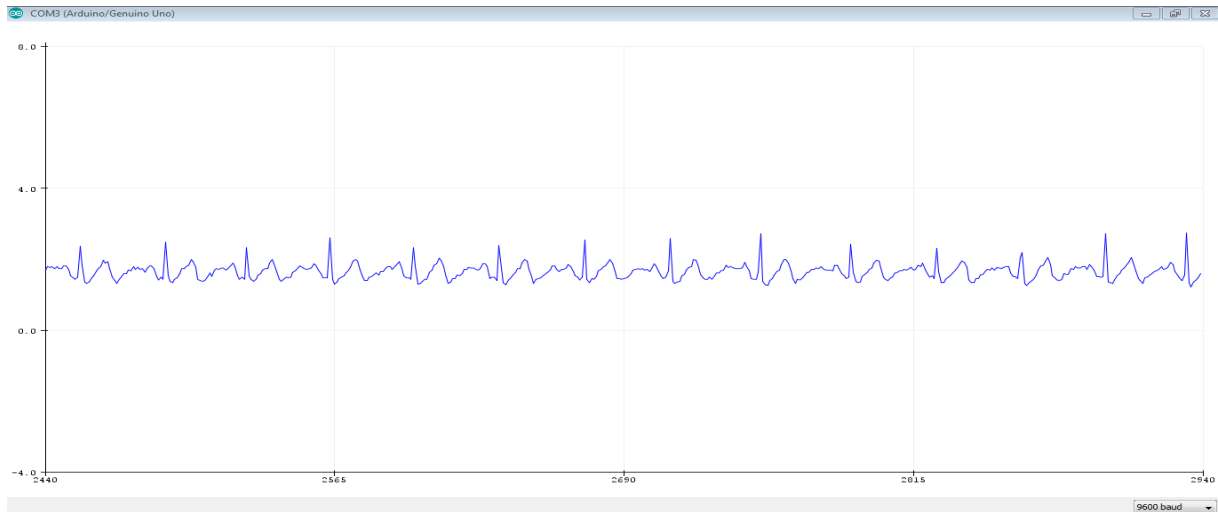


Figure 3.23: Signal ECG numérisé à travers le code 1

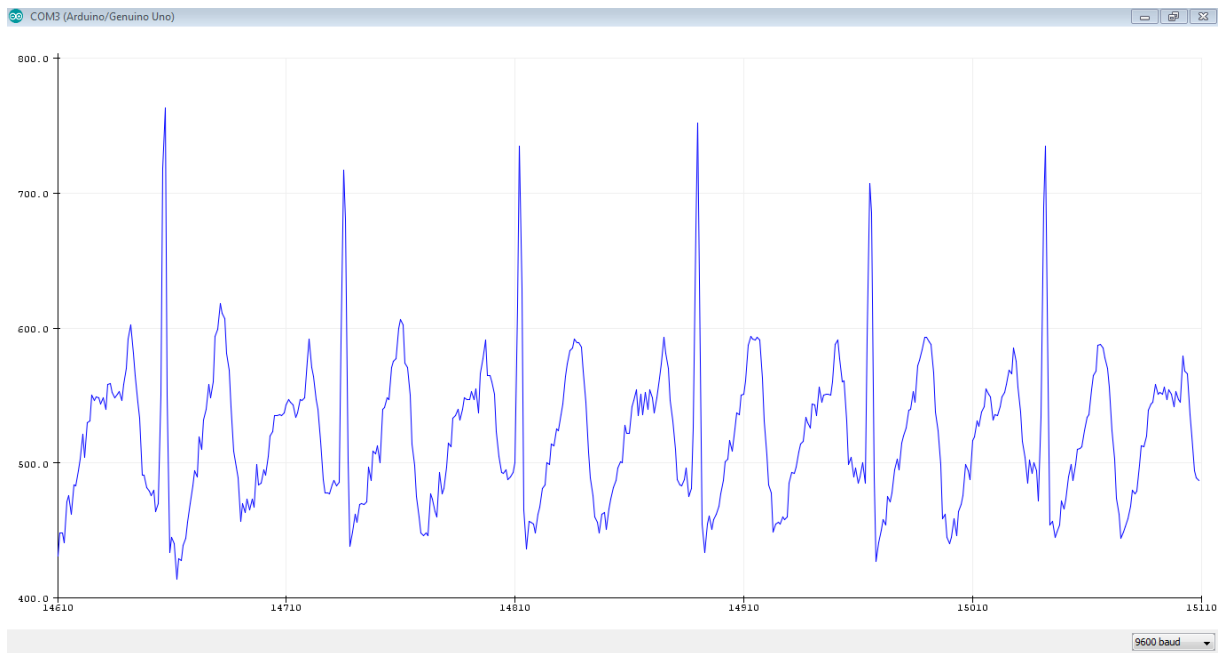


Figure 3.24: Signal ECG numérisé à travers le code 2

Pour faire une acquisition correcte des signaux ECG par la carte Arduino il faut calculer la fréquence d'échantillonnage selon le théorème de Shannon : $F_e > 2 * BP$, dans notre cas $BP = [0.03 \text{ à } 150 \text{ Hz}]$

Alors $F_e = 300 \text{ Hz}$ c'est-à-dire la période entre deux échantillons égale : $T_e = 1 / F_e = 3.33 \text{ ms}$.

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

Afin de visualiser le signal ECG numérisé par Arduino dans l'environnement MATLAB on a enregistré le signal sous forme de fichier de données pour le traitement numérique.

Nous avons accompli plusieurs enregistrements du signal ECG :

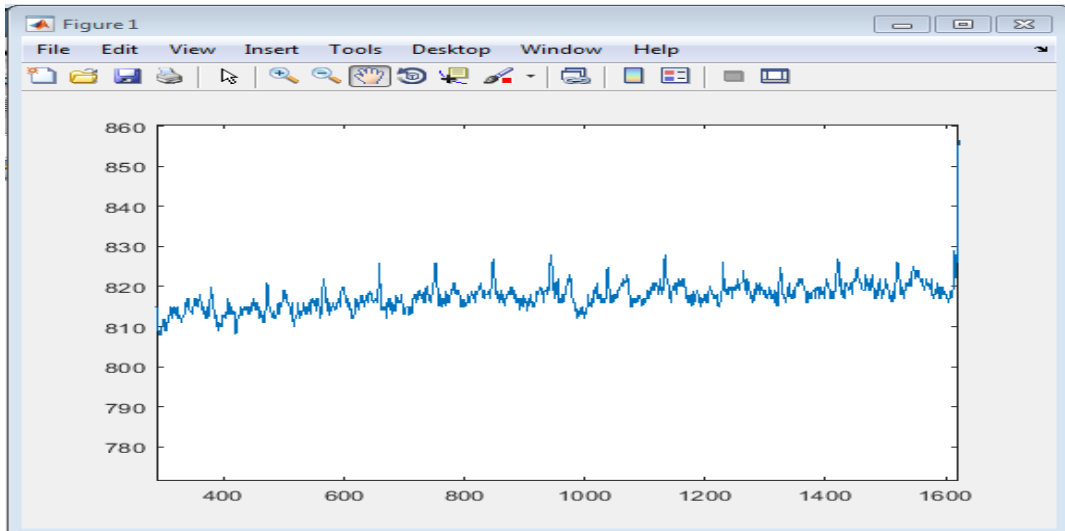


Figure 3.25 : Signal ECG acquis dans l'environnement MATLAB (sujet 1)

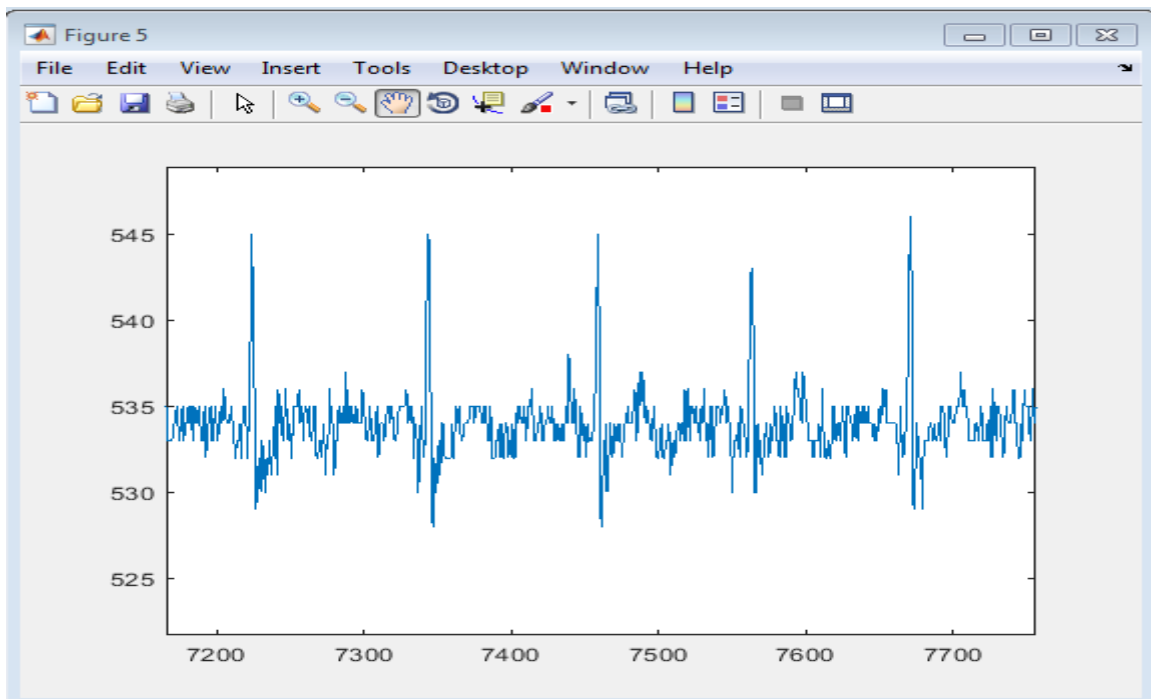


Figure 3.26 : Signal ECG acquis dans l'environnement MATLAB (sujet 2)

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

Le signal ECG enregistré est un signal bruité qui requiert d'être filtré. Un traitement numérique est nécessaire pour améliorer le rapport signal sur bruit de ce signal.

Pour assurer cette étape de filtrage numérique, nous avons choisi le filtre numérique de Butterworth d'ordre 5 sous MATLAB et nous obtenons le résultat suivant :

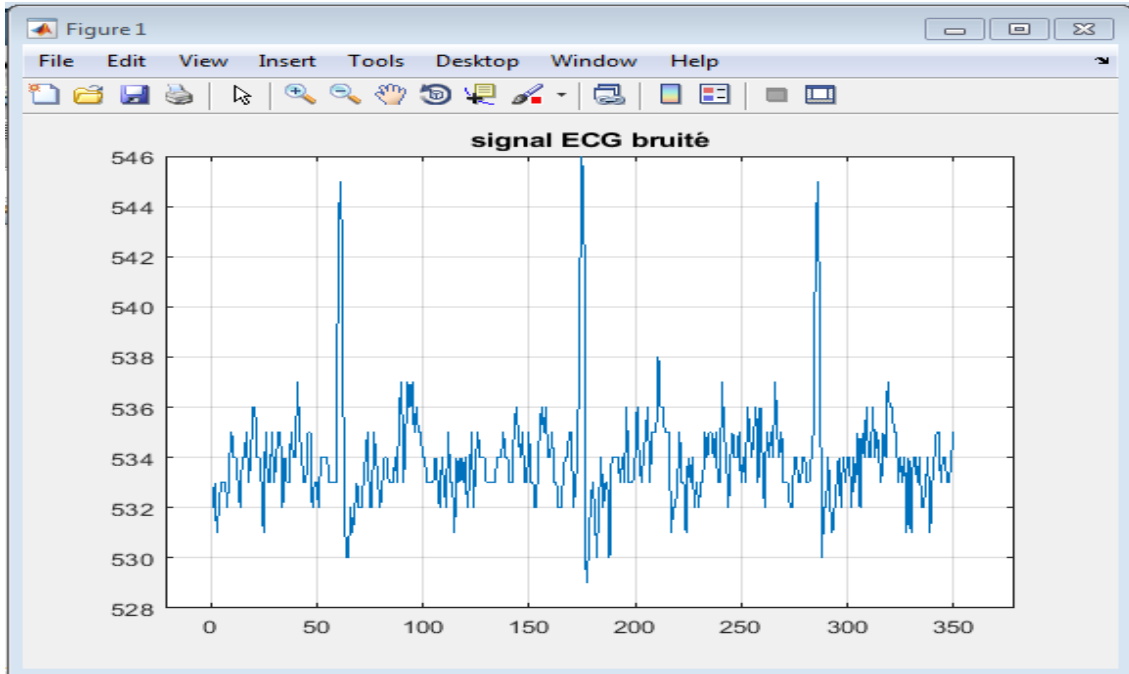


Figure 3.27 : Signal ECG Bruité

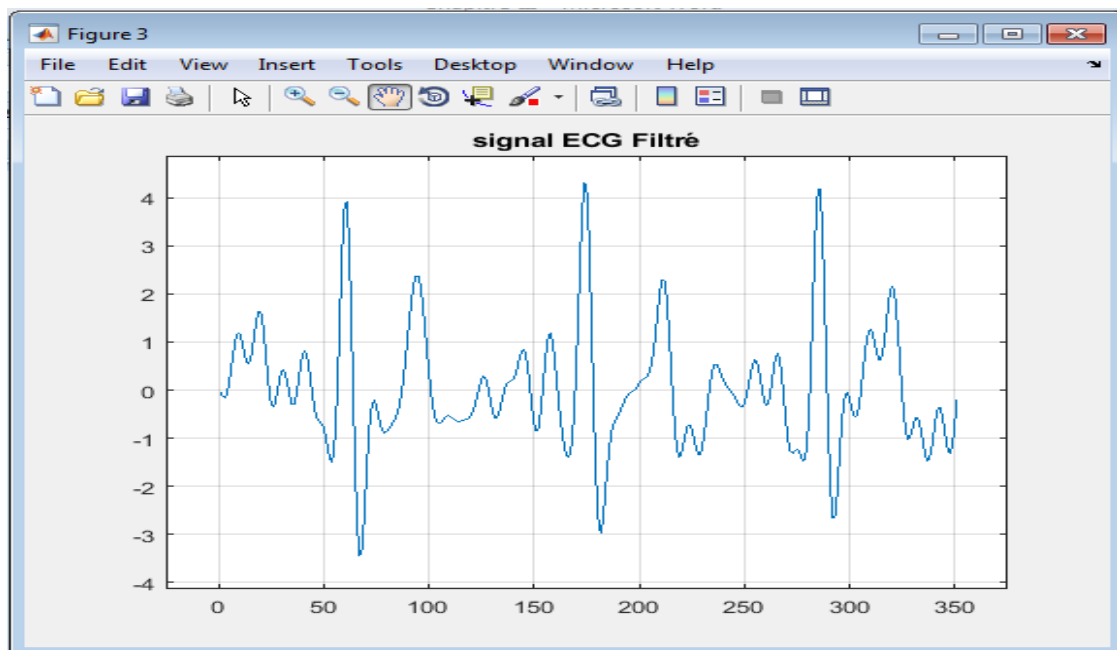


Figure 3.28 : Signal ECG Filtré

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

3.5. Calcul du rythme cardiaque

Parmi les méthodes utilisées pour calculer le rythme cardiaque, nous nous sommes intéressés à la détection du complexe QRS.

Algorithme de détection des pics R

L'algorithme de détection du rythme cardiaque que nous avons développé consiste à localiser les maxima locaux successifs dont la durée entre eux avoisine la durée typique d'un cycle cardiaque, à savoir 0,7 secondes comme durée moyenne ordinaire d'une révolution cardiaque. Nous avons pris en considération la durée de la systole qui est toujours réduite par rapport à la durée diastolique. Cette condition nous permet d'écarter tout maximum local ne respectant pas la condition d'être localisé entre deux pics successifs d'une durée avoisinant la durée du cycle cardiaque.

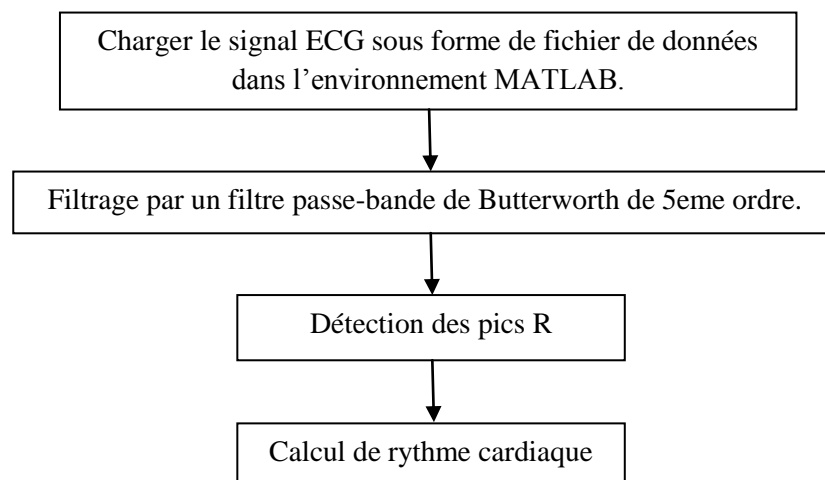


Figure 3.29 : Diagramme de l'algorithme de calcul de rythme cardiaque

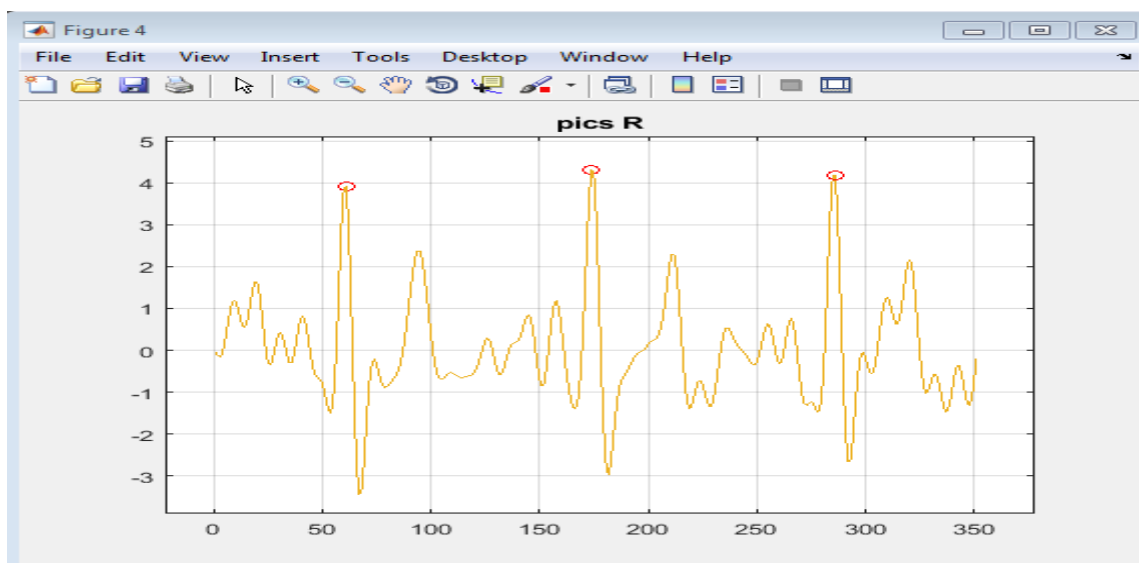


Figure 3.30 : Détection des pics R du signal ECG

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

Par suite de cette détection, nous avons calculé le rythme cardiaque en battements par minute (bpm). Nous avons également calculé la durée moyenne du rythme cardiaque.



Figure 3.31 : Exemple de calcul du rythme cardiaque du sujet 2

Nous avons également procédé à l'évaluation de l'effort à travers la mesure du signal électrocardiogramme. Sur la Figure 3.31, un signal ECG d'un sujet N°3 acquis après avoir fourni un effort physique est illustré.

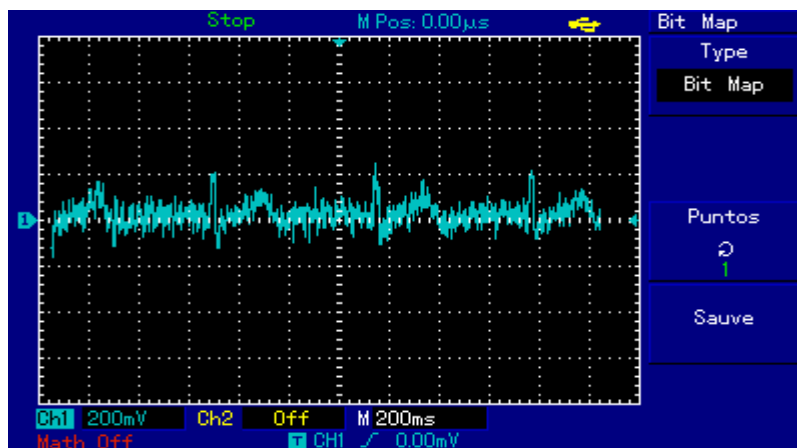


Figure 3.32 : Signal ECG (sujet 3) après effort physique

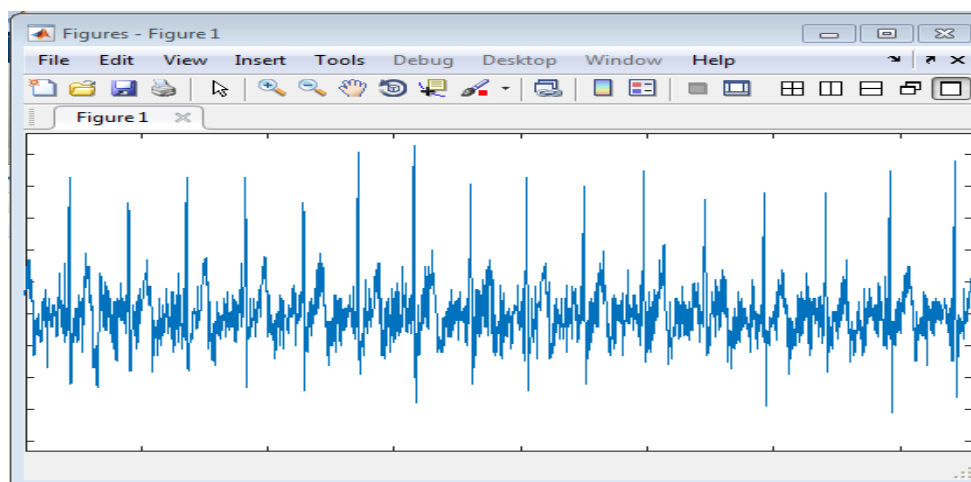


Figure 3.33 : Visualisation par MATLAB ECG (sujet 3) après effort physique

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

Nous avons développé une interface graphique dans un environnement Matlab afin d'assurer une certaine convivialité d'utilisation. Dans cette interface graphique, nous affichons le signal ECG, la version filtrée de ce signal, le rythme cardiaque détecté, et la durée moyenne du cycle cardiaque.

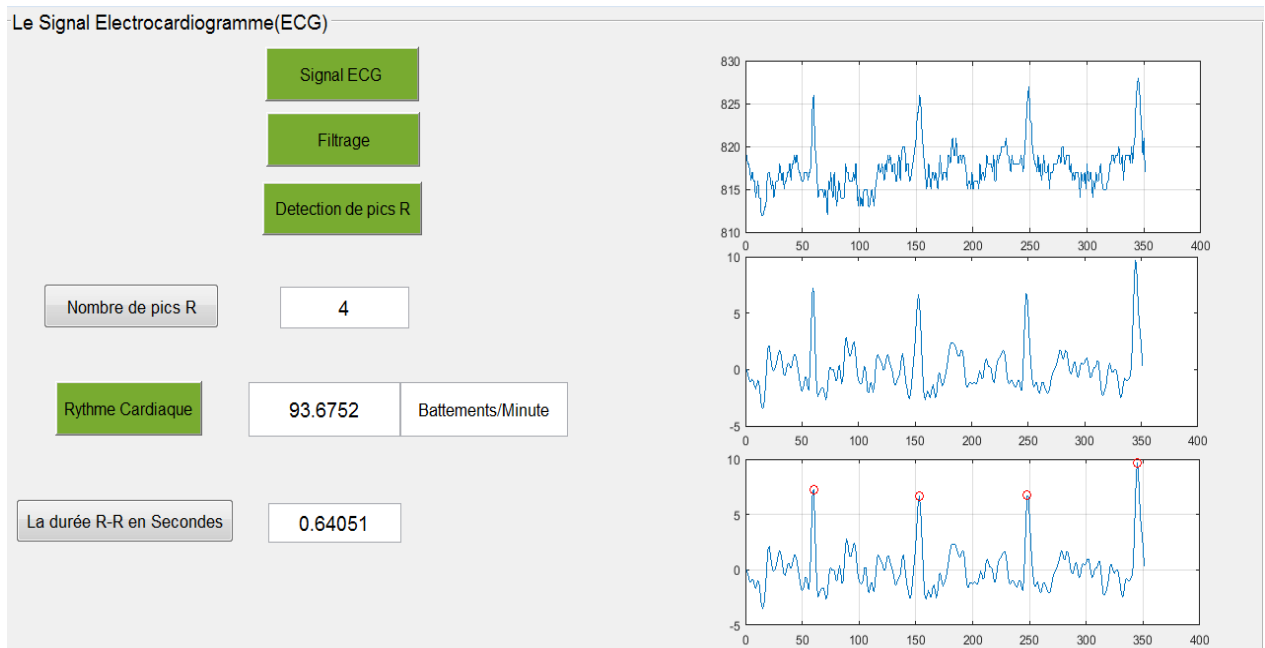


Figure 3.34 : Interface graphique développée dans un environnement MATLAB (sujet 1)

Le calcul du rythme cardiaque est accompli sous deux états physiologiques différents, au repos et sous l'effet d'un effort physique.

Nous avons obtenu dans l'état de repos 65 bpm et durant l'activité 81bpm. Cette augmentation du rythme cardiaque sous l'effet de l'effort physique reflète bien la réduction de la durée du cycle cardiaque par rapport à l'état de repos.

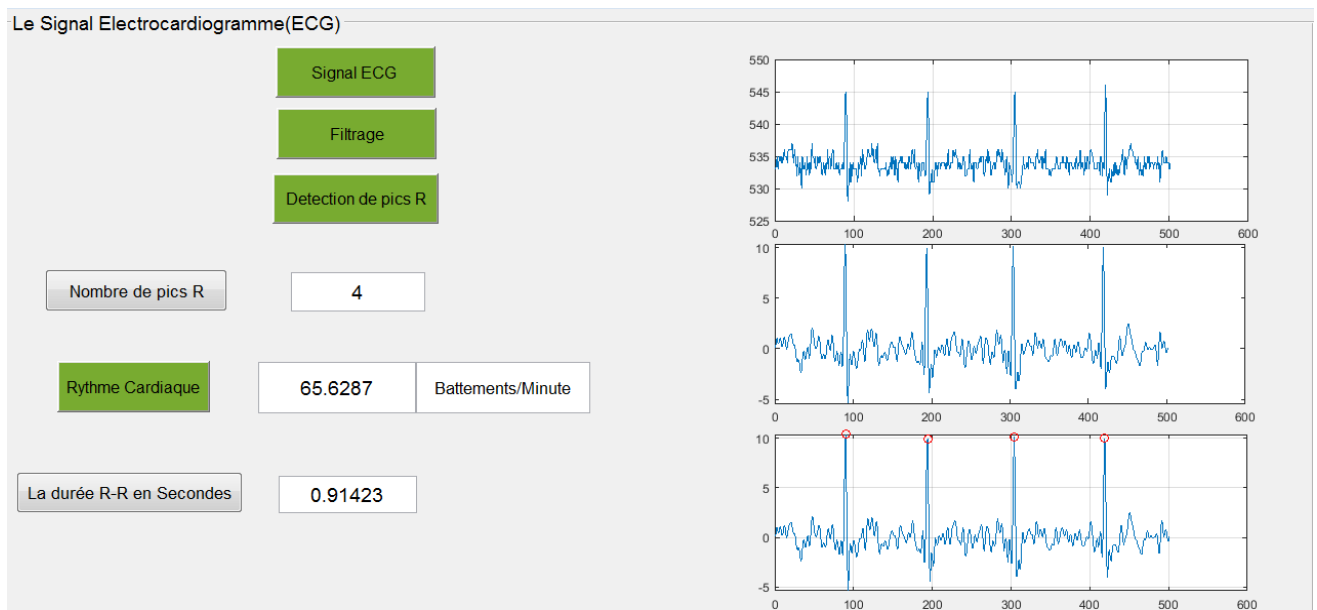


Figure 3.35 : Interface graphique développée sous MATLAB (sujet 2)



Figure 3.36 : Interface graphique développée sous MATLAB (sujet 3) après effort physique

3.6. Variabilité du rythme cardiaque

Le signal de variabilité du rythme cardiaque (HRV) correspond à la variation de la durée R-R au cours d'un enregistrement électrocardiographique.

Par l'entremise de l'algorithme de détection des pics R que nous avons développé, nous arrivons à représenter la variabilité du rythme cardiaque sous forme d'un signal en fonction du numéro du cycle cardiaque sur l'étendue temporelle du signal électrocardiographique traité.

3.6.1. Signaux HRV détectés

Nous avons traité des signaux ECG d'une durée moyenne de 2,5 minutes et ce sous trois différents états physiologiques différents à savoir ; l'état de repos, l'état de l'effort physique, et l'état d'une respiration forcée.

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

a. Sous l'effet de l'état de repos

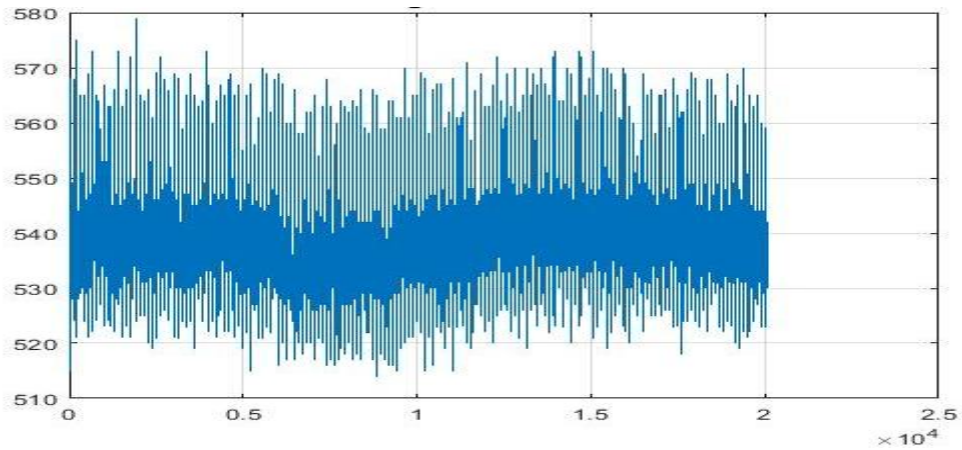


Figure 3.37 : Signal ECG

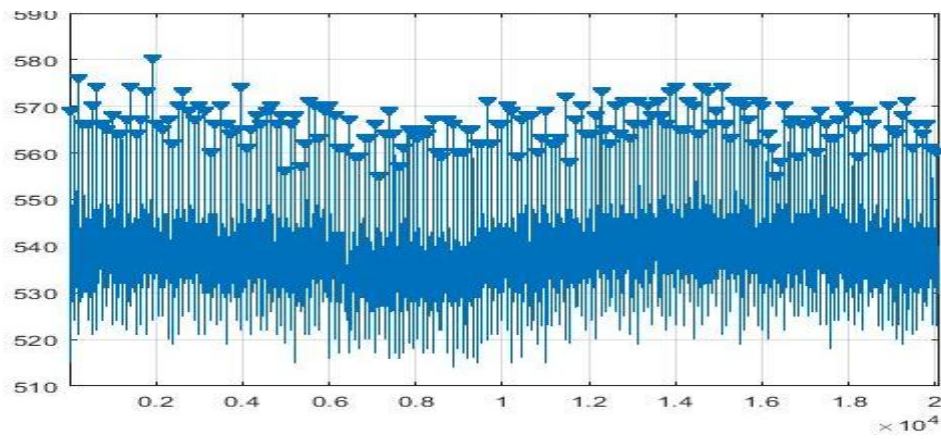


Figure 3.38 : Détection des pics R

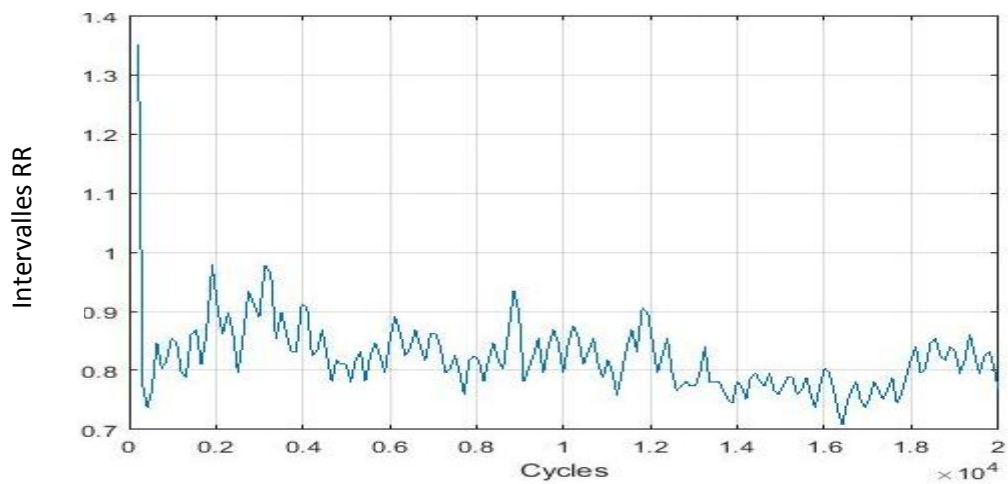


Figure 3.39 : Le signal HRV détecté

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

b. Sous l'effet de l'effort physique

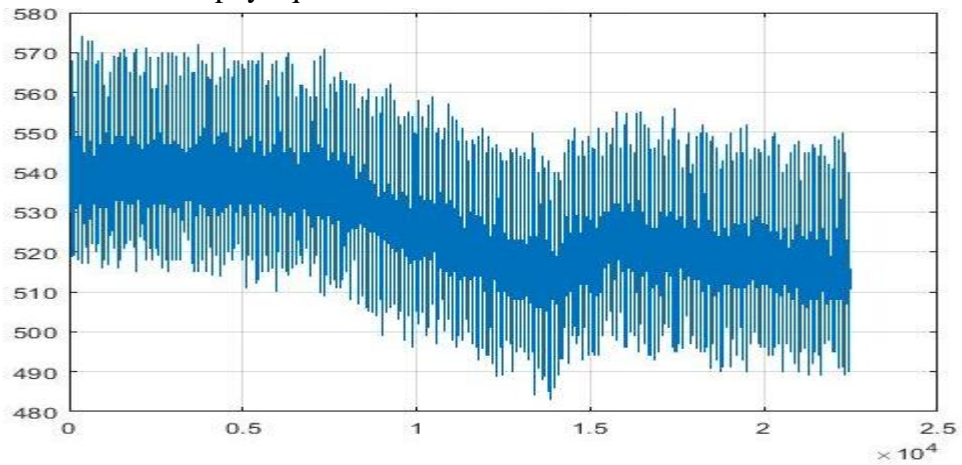


Figure 3.40 :Signal ECG

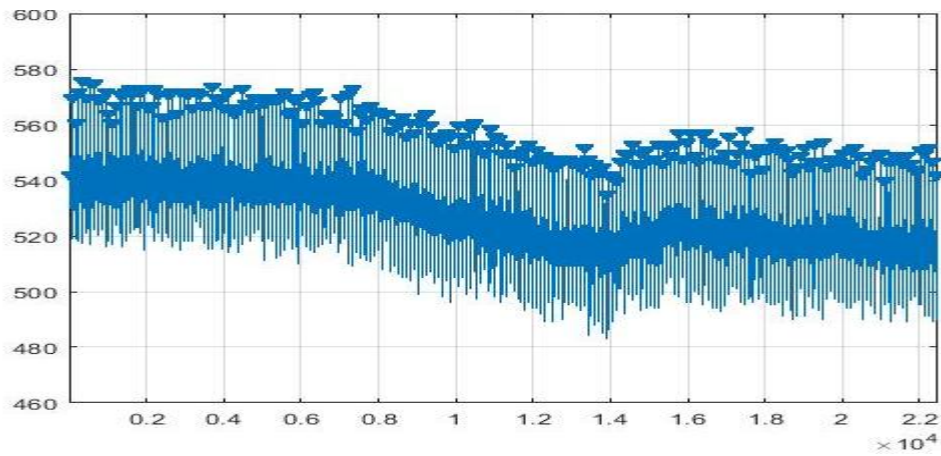


Figure 3.41 :Détection de pics R

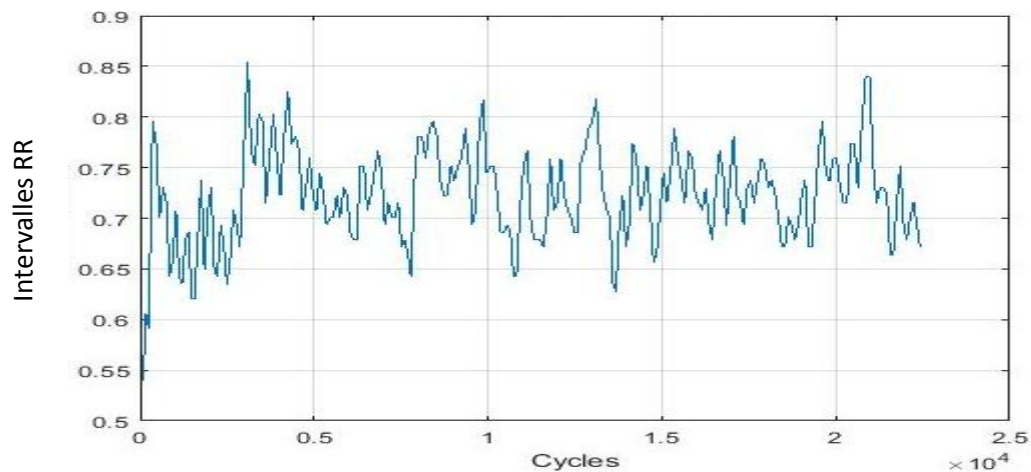


Figure 3.42 : Le Signal HRV détecté

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

c. Pendant une respiration forcée

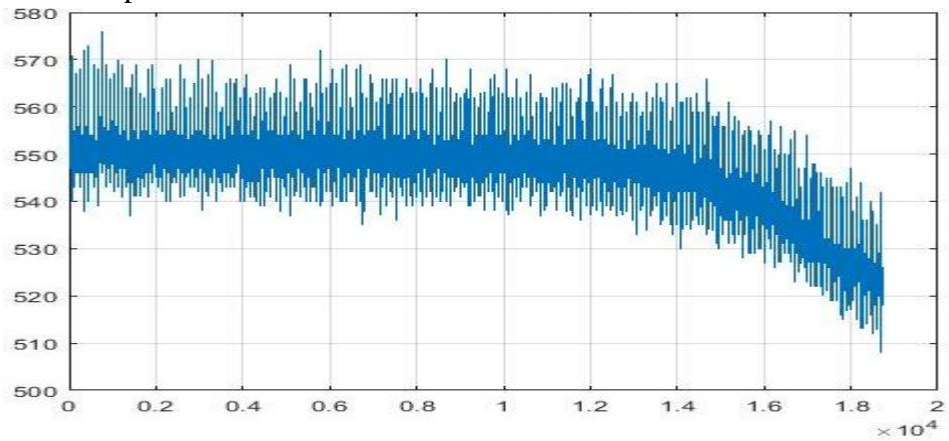


Figure 3.43 : signal ECG

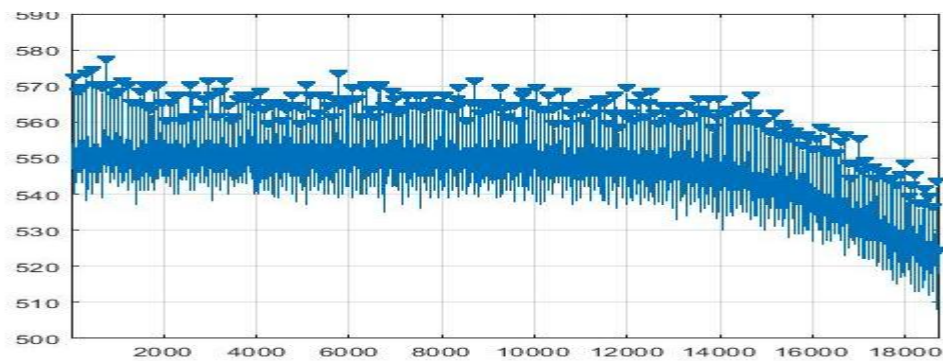


Figure 3.44 : Détection des pics R

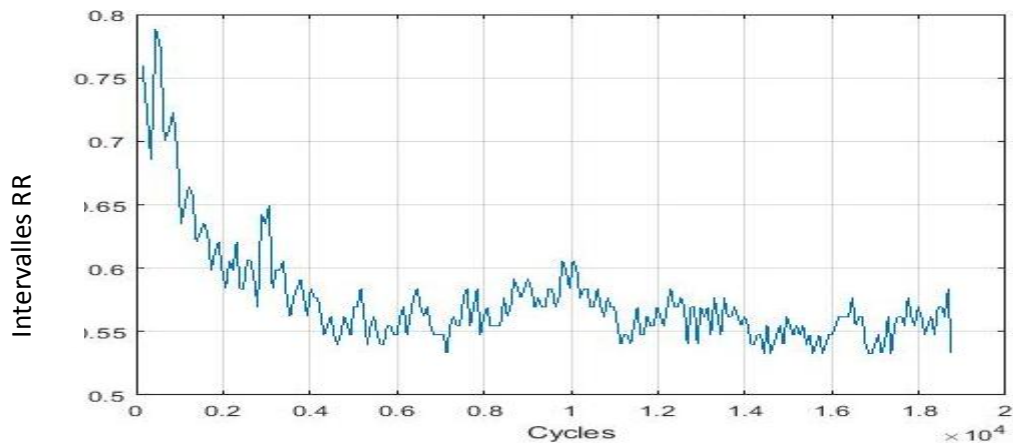


Figure 3.45 : Le signal HRV détecté

Dans ces trois états différents on a une différenciation claire de variabilité du rythme cardiaque ce qui montre l'intérêt de ce paramètre d'indiquer l'état physiologique d'un sujet.

La figure 3.38 présente le signal HRV d'un sujet normal en état de repos, une variation de la durée R-R entre **0.7 s** et **1 s** qui correspondent à une fréquence cardiaque de **85, 60** battements par minute (bpm) respectivement.

Pendant l'effort la variabilité du rythme cardiaque change d'une manière différente un peu que la normale entre **70 bpm** comme une valeur minimum et **100 bpm** au maximum pendant la période déterminé, ces valeurs correspondent aux **0.85 s** et **0.55 s** respectivement.

Ce dernier résultat indiqué à l'augmentation du rythme cardiaque au cours de l'activité physique.

La respiration forcée provoque une augmentation rapide de rythme cardiaque de **67 bpm** au **100 bpm** pendant une durée courte environ **30s**, après il varie entre **100** et **115 bpm** avec un pas de **15 bpm** inférieure aux deux autres états ce qui vérifie l'effet de l'inspiration dans l'augmentation du rythme et l'effet de l'expiration dans la diminution de rythme à cause de système sympathique et parasympathique.

3.7. Analyse Spectrale

L'analyse spectrale consiste à déterminer le contenu fréquentiel d'un signal. Il existe plusieurs méthodes utilisées, classiques basées sur la transformation de Fourier et modernes basées sur l'estimation des paramètres de modèles autorégressifs de moyenne ajusté.

De notre cas on a utilisé la fonction 'pwelch' sous MATLAB qui nous a permis de calculer l'estimation de la densité spectrale de puissance du signal HRV.

Les signaux HRV étudiés sont les mêmes signaux utilisés précédemment au repos, en effort et pendant respiration forcée.

Les résultats obtenus sont illustrés dans les figures suivantes :

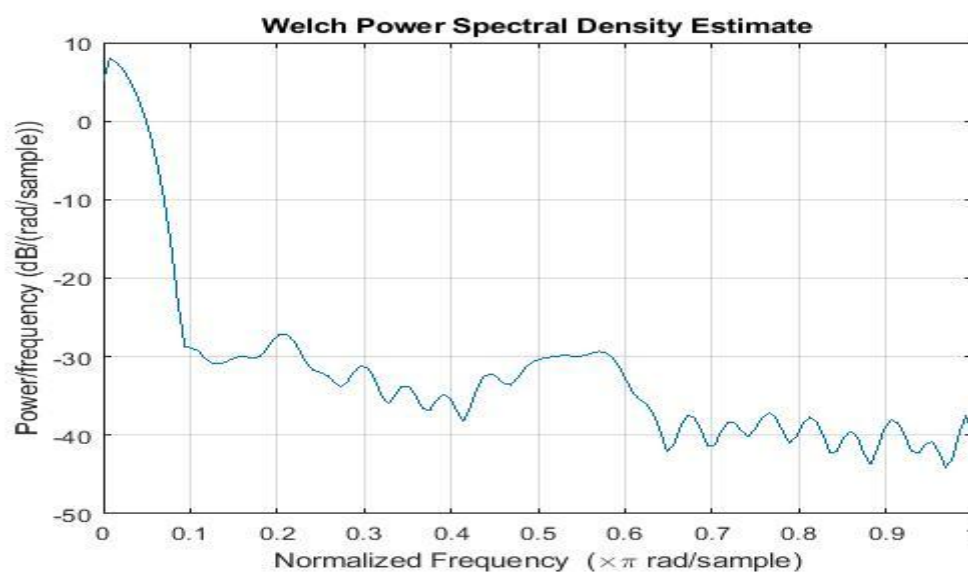


Figure 3.46 : Densité spectrale du signal HRV en état de repos

CHAPITRE 03

Résultats et Interprétation

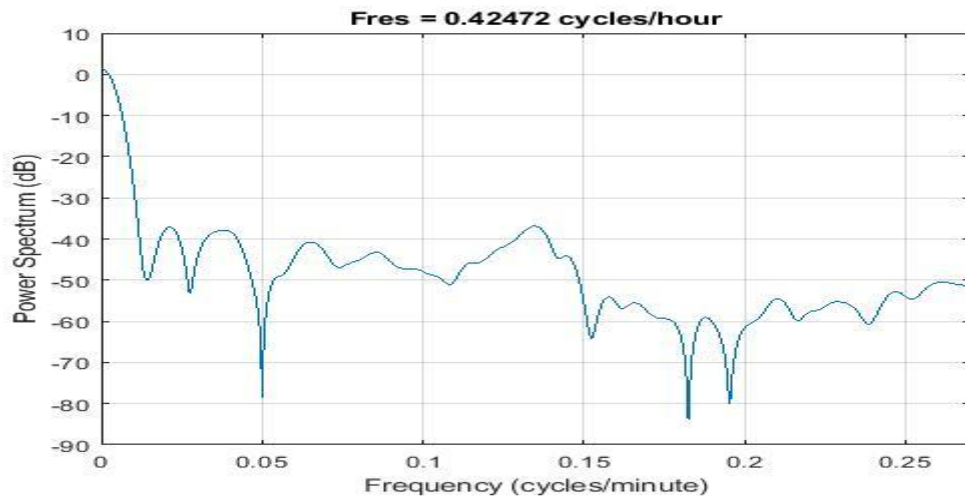


Figure 3.47 : Spectrogramme du signal HRV en état de repos

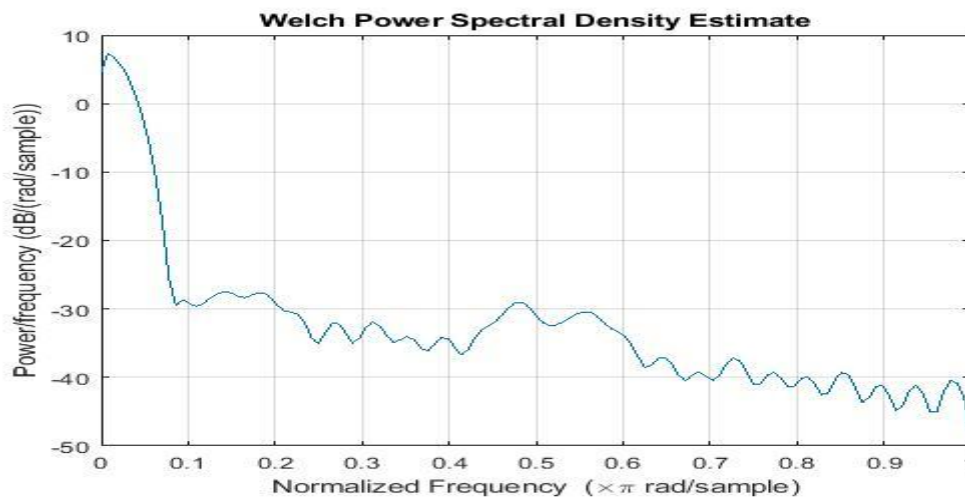


Figure 3.48 : Densité spectrale du signal HRV en état d'effort

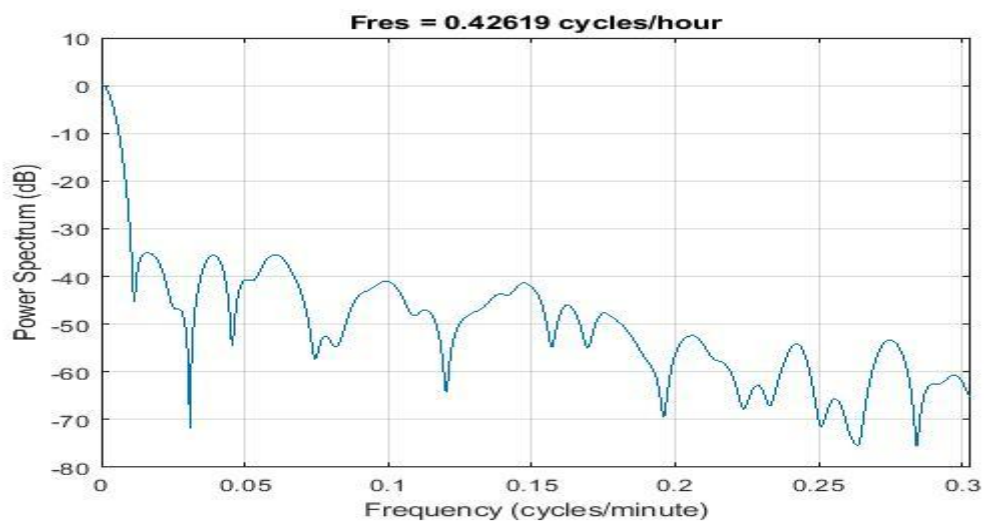


Figure 3.49 : Spectrogramme du signal HRV en état d'effort

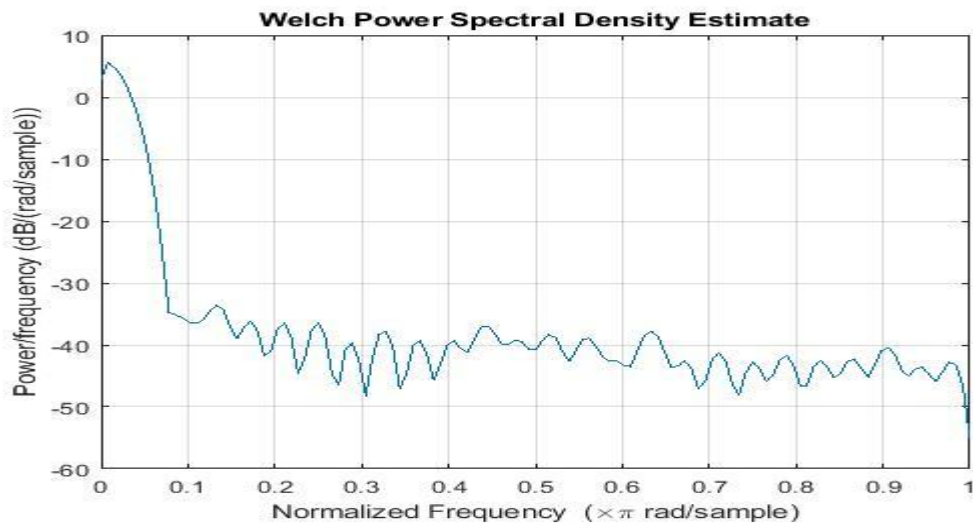


Figure 3.50 : Densité spectrale du signal HRV pendant une respiration forcée

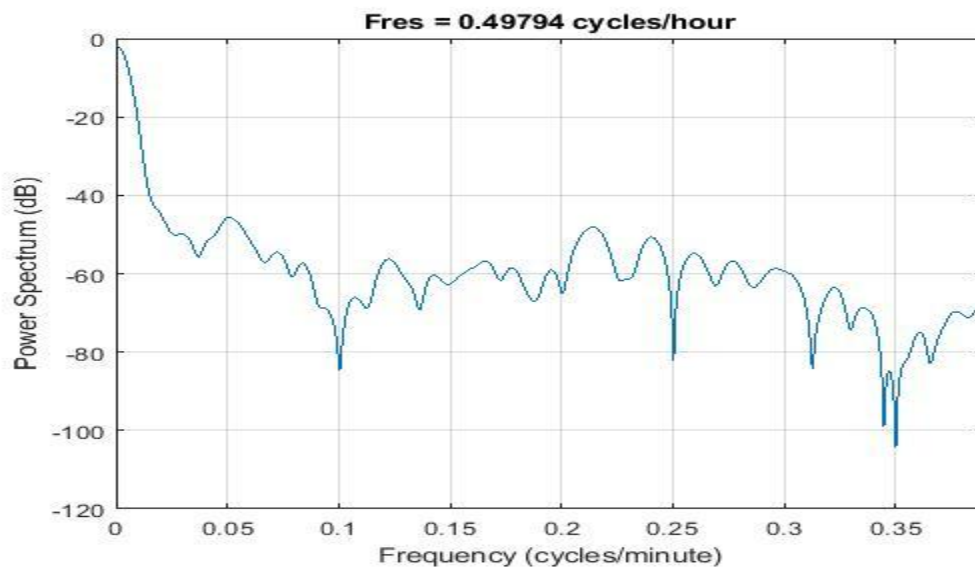


Figure 3.51 : Spectrogramme du signal HRV pendant une respiration forcée

Cette analyse nous a donné une facilité d'interprétation de l'information présentés par les signaux HRV générés au par avant, aussi elle vérifier l'interprétation médical du signal HRV suivant :

- ✓ Les hautes fréquences (HF) entre 0.15 et 0.4 Hz, indicateur de l'activité de système parasympathique.
- ✓ Les basses fréquences (LF) entre 0.04 et 0.15 Hz, traduiraient l'activité sympathique.
- ✓ Les très basses fréquences (VLF) entre 0,0033 et 0,04 Hz réfèrent aux mécanismes de régulation.

La variation de contenu du signal en termes de fréquence permet de déterminer l'activité cardiaque.

3.8 Analyse temps-fréquence

Les représentations temps-fréquence présentées dans les figures suivantes sont obtenus par la fonction MATLAB 'spectrogram' :

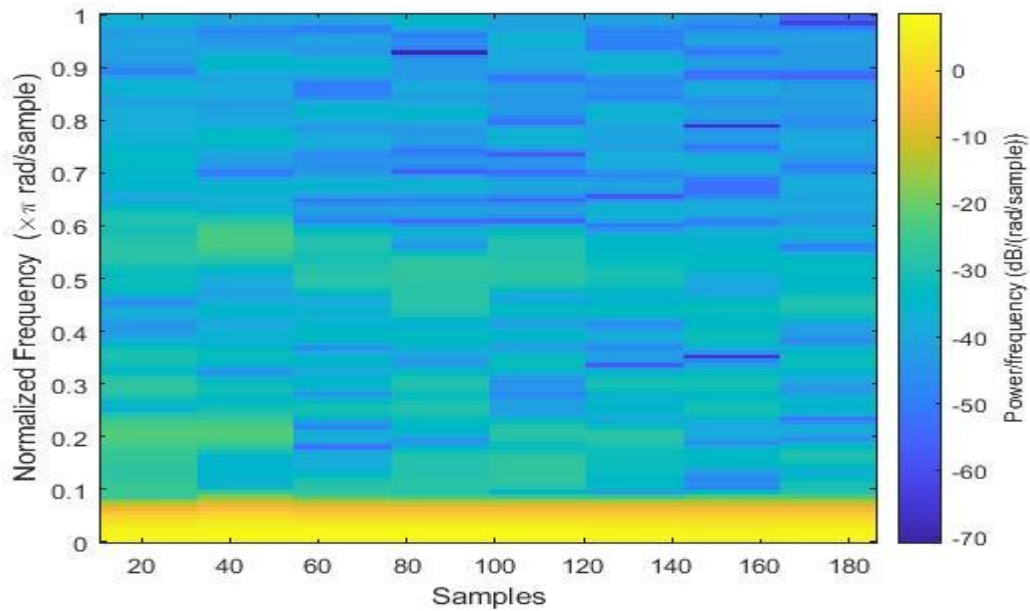


Figure 3.52 : Spectrogram du signal HRV-état normal

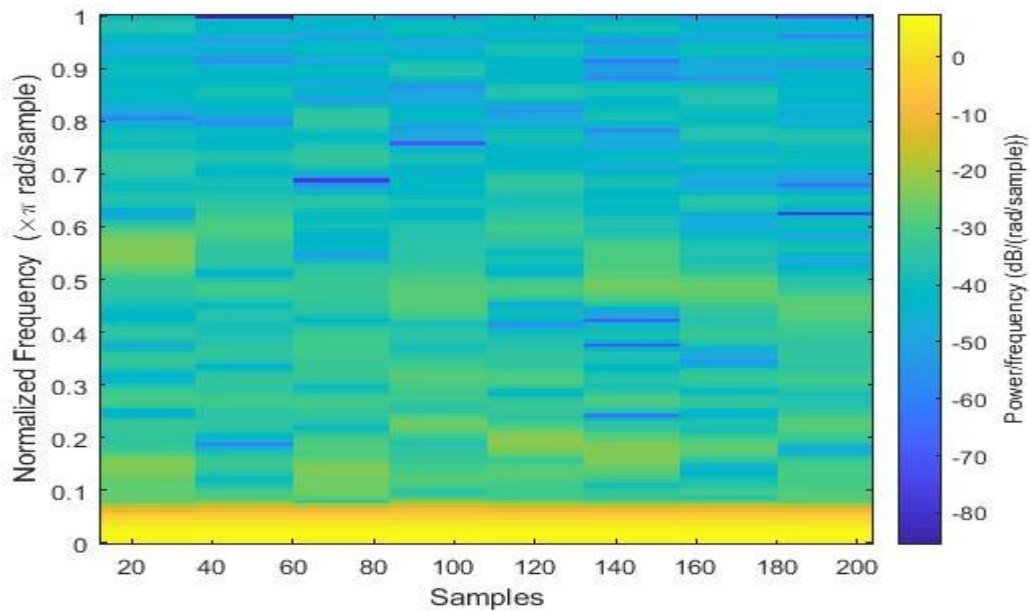


Figure 3.53 : Spectrogram du signal HRV-état d'effort

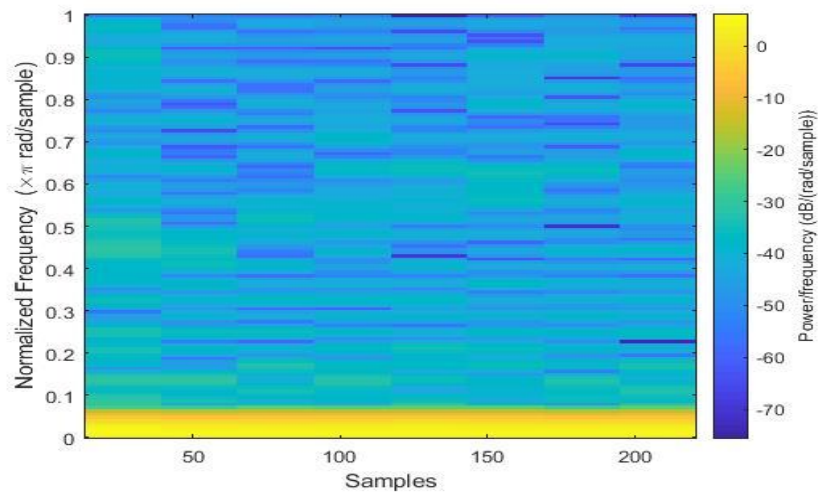


Figure 3.54 : Spectrogram du signal HRV-état de respiration forcée

A travers les spectrogrammes présentés on a remarqué une variabilité des zones d'activités selon la variation de l'état physiologique.

C'est un traitement temps-fréquence préliminaire par la méthode du spectrogramme. Ce traitement est à approfondir par des méthodes d'analyse temps-fréquence avancée pour pouvoir aboutir à des résultats meilleurs en termes de résolution temps-fréquence

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le résultat obtenu de la réalisation pratique du circuit de mise en forme du signal ECG, l'acquisition des données et le traitement numérique à travers MATLAB et Arduino.

Conclusion Générale

Ce projet de fin d'études qui s'intéresse à la détection de rythme cardiaque à la base d'une carte ARDUINO est passé par trois étapes successives pour atteindre les résultats et objectifs souhaités.

La première étape est présentée dans le chapitre 01 comme une porte de notre thème autour le système cardiovasculaire, l'anatomie et la physiologie de fonctionnement du cœur humain.

Par la suite description de l'activité électrique du muscle cardiaque, l'origine du signal électrocardiogramme (ECG) et ces éléments principaux.

Dans le deuxième chapitre on a fait une étude et analyse théoriques de la carte d'acquisition du signal ECG commence avec le schéma bloc du système réalisé.

Dans ce contexte on a fait la stimulation à l'aide des logiciels Multisim et Isis de notre prototype qui contient quatre étages : étage de pré-amplification pour détecter l'ECG à l'aide des électrodes placés sur la peau composé d'un amplificateur d'instrumentation et circuit de pied droit, en suite circuit de filtrage pour débrutier le signal, étage d'alimentation et enfin étage d'amplification et offset pour ajusté l'amplitude du signal ECG et être acquis par la carte ARDUINO.

Après le test de fonctionnement des étages sous la plaque d'essai on a passé par la réalisation des circuits imprimés et le système final.

La dernière partie présente l'ensemble des résultats obtenu après la digitalisation du signal ECG par la carte ARDUINO à fin de traité dans l'environnement MATLAB , en suite on a détecté les pics R du signal et calculé le rythme cardiaque.

On a présenté des signaux ECG acquis a partir des sujets différents et en états différents après chaque étape de mise en forme du signal par le prototype réalisé.

Comparaison des signaux détectés durant l'intervention des bruits issus de la respiration et de l'activité musculaire. De même manière la variation (augmentation) du rythme cardiaque durant l'effort physique par rapport l'état au repos.

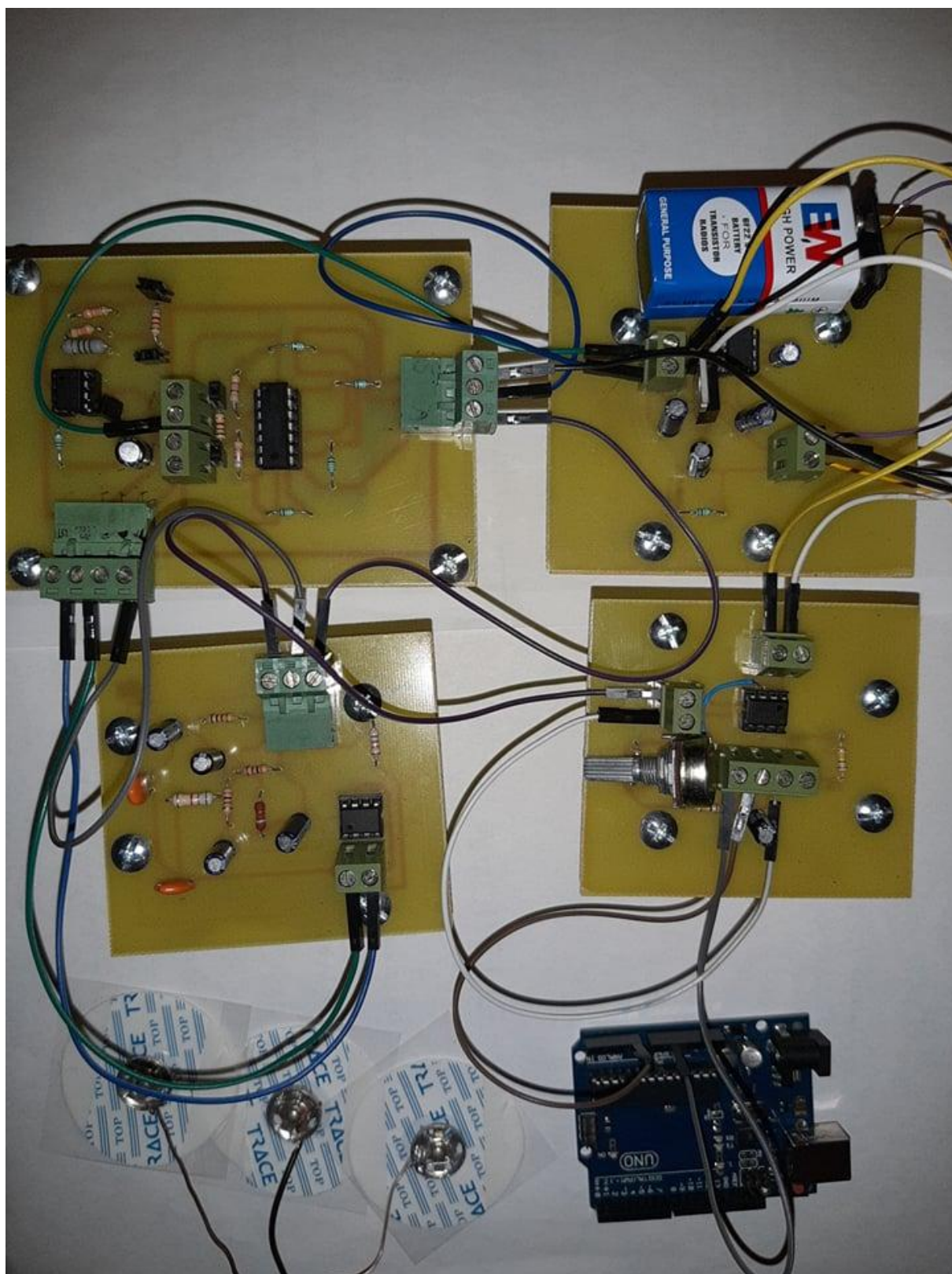
La variabilité du rythme cardiaque (HRV) est commandée par le système nerveux, et lié d'autre part au diagnostic des pathologies cardiovasculaires ce pour ça la mesure du rythme cardiaque a un intérêt clinique de base et essentiel dans la fiabilité de l'interprétation présenté chez un cardiologue.

Bibliographie

- [1] : J. Bestel _ J. Clairambault y_ C. Médigue_ A. Monti_ M. Sorine, Le système cardio-vasculaire et sa régulation par le système nerveux autonome : modélisation et mesures ,Mai 1999.
- [2] : Pauline Neveu, PhD, Physiologie cardio-vasculaire, 10/102018.
- [3]: Chung, M.K., and Rich, M.W. Introduction to the cardiovascular system, 1990.
- [4] : Les bases électro physiologiques de l'électrocardiogramme Professeur Bernard DENIS ,
Septembre 2002 (Mise à jour Janvier 2005).
- [5] : Chung, M.K., and Rich, M.W. : Introduction to the cardiovascular system, Collège des enseignants de Cardiologie : Référentiel national, David E Newby et Neil R Grubb, éditions Elsevier : Cardiologie ,2008/2009.
- [6] : L'ECG facile, John R.Hampton, 22/04 /2015.
- [7] : les bases de la cardiologies , 26/08/ 2009
- [8] : Mebarek Abdenmour et Kharroubi Larbi, Etude et Realisation d'un Cardio- Fréquencmètre Portable à l'aide du pic 16F84A, Master instrumentation Biomedicale, Université de Tlemcen, 25 /05/2015.
- [9] : BAAKEK Yettou Nour El-Houda < **Evaluation et Quantification des Interactions des Variabilités de l'Intervalle Q-T et du Rythme Cardiaque dans Différents cas Pathologiques.** > Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 11/02/ 2009.
- [10] : La variabilité de la fréquence cardiaque Intérêts en psychiatrie_ Heart rate variability. Applications in psychiatry, D. Servant - R. Logier-Y. Moustier- M. Goudemand, 18 décembre 2008.
- [11] : Le grand livre d'Arduino 3^e édition, Erik Bartmann , 27/03/2018.
- [12] : <https://www.arduino-france.com/review/arduino-uno/> .
- [13] : Projet national de recherche : Conception Et Réalisation D'un Dispositif D'exploration Fonctionnelle Cardio-vasculaire, Chef de projet : BEREKSI REGUIG Fethi, Faculté de technologie, Université Abou bakr Belkaid – Tlemcen, CERIST, 2011-2013

ANNEXE

Le Circuits Réalisées

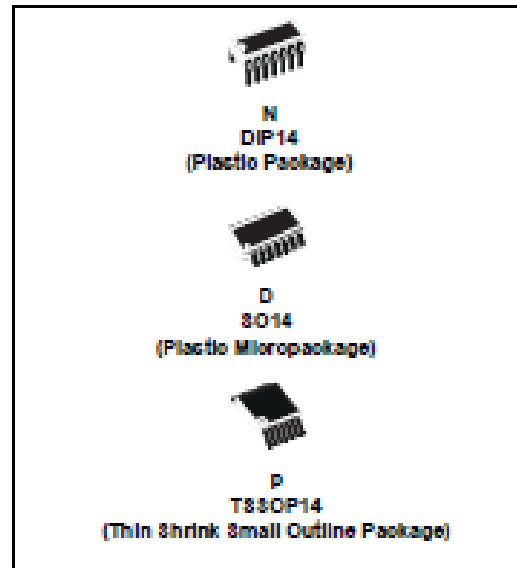




TL084 TL084A - TL084B

GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 16V/ μ s (typ)



DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET Input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET 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.

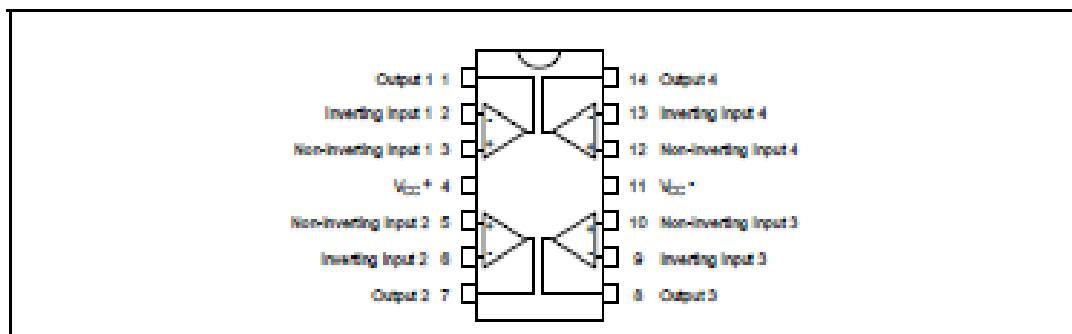
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084MAM/BM	-55°C, +125°C	*	*	*
TL084VAM/BI	-40°C, +105°C	*	*	*
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	*	*	*

Example : TL084CN, TL084CD

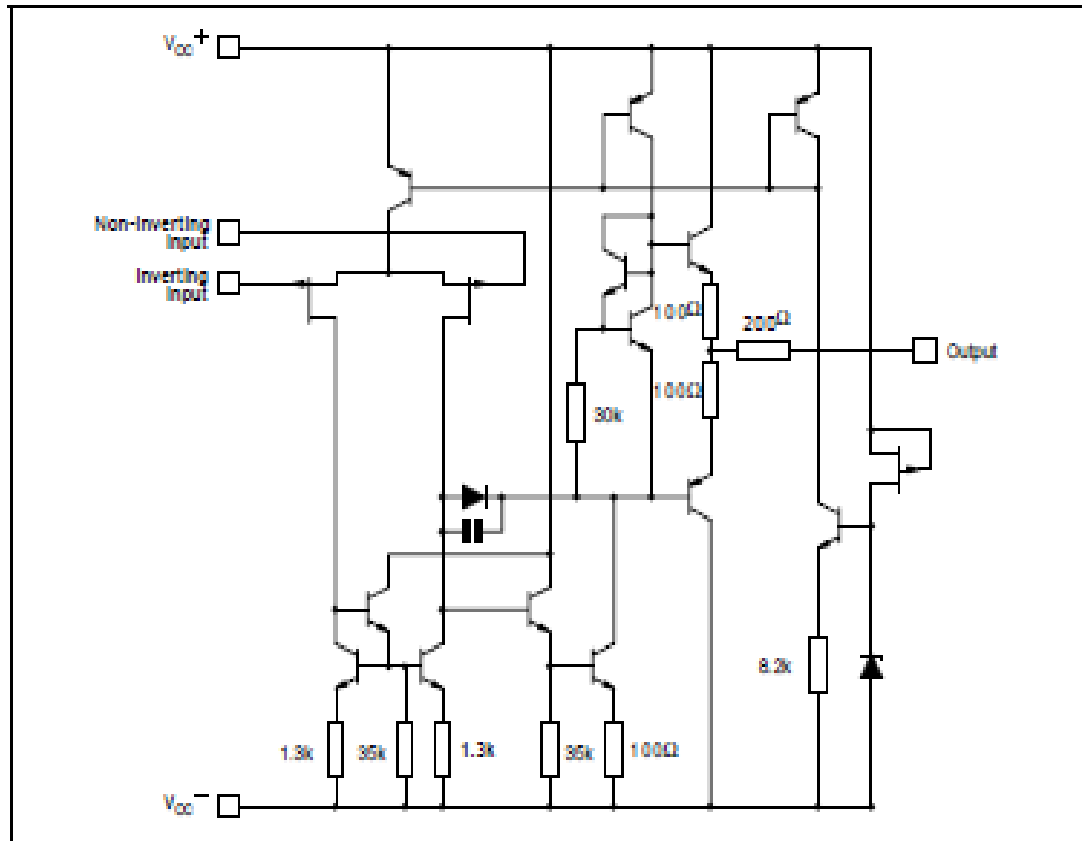
N = Dual In Line Package (DIP)
 D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)
 P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

PIN CONNECTIONS (top view)



TL084 - TL084A - TL084B

SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL084M, AM, BM	TL084L, AI, BI	TL084C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_I	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{ID}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

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

Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AL,AM,BC,BI,BM			TL084C			Unit	
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_G = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	TL084	3	10		3	10	mV	
		TL084A	3	6					
		TL084B	1	3					
		TL084			13				13
		TL084A			7				
TL084B			5						
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$	
I_o	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100		5	100	pA nA	
				4			4		
I_b	Input Bias Current -note 1 $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	200		20	400	pA nA	
				20			20		
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	200		25	200	V/mV	
			25			15			
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_G = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		80	86		70	86	dB	
			80			70			
I_{CC}	Supply Current, no load, per amplifier $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.4	2.5		1.4	2.5	mA	
				2.5			2.5		
V_{cm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12		V	
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_G = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		80	86		70	86	dB	
			80			70			
I_{os}	Output Short-circuit Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		10	40	60	10	40	60	mA
			10		60	10		60	
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	$R_L = 2k\Omega$	10	12		10	12	V	
		$R_L = 10k\Omega$	12	13.5		12	13.5		
		$R_L = 2k\Omega$	10			10			
		$R_L = 10k\Omega$	12			12			
SR	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	
t_r	Rise Time ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		0.1			0.1		μs	
K_{ov}	Overshoot ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		10			10		%	
GBP	Gain Bandwidth Product ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $f = 100kHz$		2.5	4		2.5	4	MHz	
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}		Ω	

TL084 - TL084A - TL084B

Symbol	Parameter	TL084J,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ($T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$), $f = 1\text{kHz}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $A_v = 20\text{dB}$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1\text{kHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
ϕ_m	Phase Margin		45			45		degrees
V_{oi}/V_{od}	Channel Separation $A_v = 100$		120			120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

RESUME

Lors d'un examen cardiovasculaire, le rythme cardiaque est un élément prédominant dans le diagnostic médical effectué par un cardiologue. La fréquence cardiaque est alors l'un des paramètres pertinents en exploration fonctionnelle cardiovasculaire. C'est un paramètre essentiel au cours du diagnostic des pathologies associées à la variabilité du rythme cardiaque.

Dans ce travail, nous sommes intéressés à détecter le rythme cardiaque à travers la mise en forme et l'acquisition du signal ECG. Le signal de variabilité cardiaque (HRV : Heart Rate Variability) est alors à collecter en enregistrant les durées successives des cycles cardiaques.

Parmi ces techniques d'exploration, nous optons pour la mise en forme du signal ECG, qui est à accomplir essentiellement à travers un amplificateur d'instrumentation conçu et réalisé à partir d'amplificateurs opérationnel sous leur forme basique en composants discrets. Un étage de filtrage sera nécessaire pour améliorer le rapport signal sur bruit du signal ECG mis en forme. L'acquisition se fera par le biais d'une carte Arduino et le signal HRV sera reçu dans un environnement MATLAB pour stockage sous forme de fichier de données et traitement par des techniques de traitement du signal.

Mots Clés : Electrocardiogramme(ECG), mise en forme, Rythme cardiaque, Arduino, MATLAB, HRV.

ABSTACT

In a cardiovascular examination, heart rhythm is a predominant element in the medical diagnosis performed by a cardiologist. The heart rate is then one of the relevant parameters in cardiovascular functional exploration. It is an essential parameter during the diagnosis of pathologies associated with the variability of the heart rhythm.

In this work, we are interested in detecting heart rate through the shaping and acquisition of the ECG signal. The cardiac variability signal (HRV: heart rate variability) is then collected by recording the successive periods of cardiac cycles.

Among these techniques of exploration, we opt for the shaping of the ECG signal, which is to be accomplished essentially through an instrumentation amplifier designed and made from operational amplifiers in their basic form in components Discreet. A filtering stage will be required to improve the signal-to-noise ratio of the formatted ECG signal. The acquisition will be through an Arduino board and the HRV signal will be received in a MATLAB environment for storing as a data file and processing by signal processing techniques.

Key Words: Electrocardiogram (ECG), shaping, heart rate, Arduino, MATLAB, HRV.