

جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : instrumentation biomédicale

Présenté par : Azzeddine Yamina

**ACQUISITION ET ANALYSE TEMPS-
FREQUENCE DU SIGNAL DE LA VARIABILITE DU
RYTHME CARDIAQUE (VRC)**

Soutenu le 30 octobre 2017 devant le Jury

M. Hadj Slimane Zineddine Prof	Université de Tlemcen	Président
M. Dib Nabil	MCB Université de Tlemcen	Examineur
M. Djebbari Abdelghani	MCA Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2016-2017

Remerciements

Avant tous je remercie ALLAH qui m'a donné l'aide, le pouvoir et la patience tout au long de la préparation de cette mémoire.

Un grand Merci à :

Mon encadreur Dr.DJEBBARI ABDELGHANI pour la grande qualité scientifique de son encadrement, sa disponibilité, ses conseils et son encouragement qui ont contribué efficacement à l'avancement de travail.

Je remercie également M. HAJE AHMED ISMAIL de sa disponibilité, ses conseils et son encouragement.

Je souhaite également adresser mes remerciements à mes jurys M. M. HADJ SLIMANE Zineddine et M. Dib Nabil.

Toute ma famille et toutes mes amies.

YAMINA

Dédicace

Je dédie ce travail :

A L'école de ma vie, mon guide à chaque moment, chaque seconde et chaque minute, chaque heure, dans tous mes pas, Maman, je ne connais pas une personne tendre que toi, Aucun mot ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour que je te porte. Ta présence constante à mes côtés, tes encouragements et tes prières m'ont été d'une aide précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Puisse Dieu le tout puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour...

A mon homme de ma vie, papa, Aucun mot ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour que je te porte. Puisse Dieu, le tout puissant, te procurer santé, bonheur et longue vie...

A mon frère Afif et mes sœurs Salima, Nawal et Fatima et Hafida que Dieu, le Tout Puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie.

Toute ma famille, Grands et petits qui attendent ce travail avec impatience Trouvez ici l'expression de ma profonde affection et mon respect.

À mes professeurs, et mes amis et tous ceux qui ont pris place dans mon cœur

Une spéciale dédicace à mon homme Abderrahmen

Mama

Abstract

This biomedical instrumentation project is centered on the study of the signal of heart rate variability (HRV) and its interest in medical diagnosis. The aim of this work is to record the HRV signal on a storage medium for digital signal processing. This treatment will elucidate the nature of the signal of cardiac variability in relation to the state of the subject.

In this present project, we first proceed to the shaping of the electrocardiographic signal (ECG), and then to its acquisition by analogue-digital converter of Arduino Uno controlled by computer. Data acquisition is used to digitize the formatted ECG signal. This discretized ECG signal is then saved as a data file for further processing. This treatment is to be performed in a MATLAB.

In order to generate a heart rate variability signal (HRV), the discretized ECG signal is processed to detect the heartbeat. An algorithm adapted to the morphology of the ECG signal will ensure this detection. This algorithm is to be developed as a program in a MATLAB.

After generating the HRV signal, we will process the HRV signal using the spectrogram method. This method allows a representation of the energy of the signal HRV in the time-frequency plane. By adjusting the parameters of the spectrogram, we will be able to quantify the different frequency bands of the HRV signal. Which will allow us to better understand the behavior of the heart rhythm relative to the health of the subject treated.

Keywords: heart rate variability (HRV), electrocardiographic signal (ECG), MATLAB, Arduino Uno, spectrogram, the time-frequency plane.

Résumé :

Ce projet fin d'étude en instrumentation biomédicale est centré autour de l'étude du signal de variabilité cardiaque (VRC) et de son intérêt dans le diagnostic médical. L'objectif de ce travail est d'aboutir à enregistrer le signal VRC sur un support de stockage pour des fins de traitement numérique du signal. Ce traitement permettra d'élucider la nature du signal de variabilité cardiaque en relation avec l'état du sujet sur lequel a été effectué l'enregistrement.

Dans ce présent projet, nous procéderons tout d'abord à la mise en forme du signal Électrocardiographique (ECG), ensuite à son acquisition par un convertisseur analogique-numérique d'une carte du type Arduino Uno pilotée par ordinateur. L'acquisition de données permet de numériser le signal ECG mis en forme. Ce signal ECG discrétisé est alors sauvegardé sous forme de fichier de données pour un traitement ultérieur. Ce traitement est à effectuer dans un environnement MATLAB.

Afin générer un signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC), le signal ECG discrétisé est traité afin de pouvoir détecter le rythme cardiaque. Cette détection sera assurée par un algorithme adapté à la morphologie du signal ECG. Cet algorithme est à développer sous forme d'un programme dans un environnement MATLAB.

Après avoir généré le signal VRC, nous procéderons au traitement de ce dernier par la méthode spectrogramme. Cette méthode permet une représentation de l'énergie du signal de variabilité cardiaque dans le plan temps-fréquence. En ajustant les paramètres du spectrogramme, nous aboutirons à quantifier les différentes bandes fréquentielles du signal VRC, ce qui nous permettra de mieux comprendre le comportement du rythme cardiaque par rapport à l'état de santé du sujet traité.

Sommaire

Liste de figure	vi
Liste des tableaux	viii

Introduction général	10
-----------------------------------	----

Chapitre I Variabilité du rythme cardiaque

I.1. Introduction	11
I.2 Anomalies du rythme cardiaque	11
I.2.1 Causes	11
I.2.2 Symptômes	11
I.2.3 Diagnostic	12
I.2.3.1 Electrocardiographie	12
I.2.3.2 Moniteur Holter	12
I.2.3.3 Examens électrophysiologiques	12
I.2.3.4 Epreuve d'effort	12
I.2.4 Formes d'arythmies	13
I.2.4.1 Fibrillation auriculaire	13
I.2.4.2 Fibrillation ventriculaire	13
I.3 Signal Electrocardiogramme	14
I.3.1 Anatomie et physiologie du cœur	14
I.3.1.1 Système cardiovasculaire	14
I.3.1.2 Cœur	15
I.3.1.3 Activation cardiaque	16
I.3.2 Genèse du signal ECG	16
I.3.2.1 Dérivations	17
I.3.2.2 Morphologie du signal ECG	19
I.3.2.3 Sources d'influence	22
I.4 Signal de Variabilité du Rythme Cardiaque (VRC)	23
I.4.1 Rythme cardiaque	23
I.4.2 Variabilité du rythme cardiaque	23
I.4.3 Arythmie cardiaque	23
I.4.3.1 Tachycardies	23
I.4.3.2 Bradycardies	24
I.4.4 Système nerveux	24
I.4.4.1 Système nerveux sympathique	24
I.4.4.2 Système nerveux parasympathique	24
I.4.5 la Relation entre le système nerveux et le cœur	25
I.5 Conclusion	26

Chapitre II Circuit de mise en forme analogique du signal ECG

II.1 Introduction	27
II.2 mise en forme et acquisition.....	27
II.2.1 la partie analogique.....	27
II.2.1.1 les électrodes.....	27
II.2.1.2 la carte de mise en forme de signal d'ECG	28
II.2.1.2.1 l'amplificateur d'instrumentation	28
II.2.1.2.1.1 les caractéristiques d'amplificateur	
d'instrumentation	29
II.2.1.2.2 Isolation optique	32
II.2.1.2.3 Filtrage	33
II.2.1.2.3.1 filtre passe bande	33
II.2.1.2.3.2 filtre de rejeteur.....	36
II.2.1.3 circuit d'alimentation	37
II.2.1.4 circuit offset.....	37
II.3 conclusion	38

Chapitre III La carte d'acquisition du signal ECG

III. 1 Introduction	39
III .2 présentation de la carte Arduino uno	39
III.2.1 la partie théorique de la carte Arduino uno.....	40
III.2.1.1 les composantes électroniques d'Arduino uno.....	40
III.2.2 logiciel d'Arduino uno	42
III2.2.1 l'interface de logiciel d'Arduino uno.....	42
III.2.2.2 programmation d'Arduino uno.....	45
III.3 Langage de	
programmation	47
III.4 Conclusion.....	47

Chapitre IV Méthode d'analyse temps- fréquence

IV .1 Introduction	48
IV.2Problématique.....	48
IV .3 Etat- de- l'art	59
IV.4 Définition du signal non	
stationnarité	50
IV.5L'analyse temps- fréquence	51
IV.6 Généralité sur la transformée de Fourier	51
IV.6.1 Les série de Fourier	51
IV.7Transformée rapide de Fourier (Transformée de de Fourier à court terme)	52
IV.9 traitement signal.....	54

IV .10 Détection de rythme cardiaque.....	55
IV.10.1 Algorithme Pan-Tompkins	56
IV.10.2 L'analyse temps fréquence de rythme cardiaque	56
IV.11 Conclusion	56

Chapitre V Mesures et l'acquisition de données et le traitement temps-fréquence.

V.1 Introduction	57
V.2 mise en forme analogique	57
V.2.1 étage amplificateur	57
V.3 étage d'isolation	62
V.4 étage de filtrage	62
V.4 .1 filtre passe bande	62
V.6 Acquisition de signal ECG	64
V.7 la détection du pic R.....	65
V.8 Génération du signal de Variabilité du rythme cardiaque (VRC)	67
V.9 Conclusion	72
Conclusion général	73
Bibliographie.....	74
Annexe 1 circuit de mise en forme réalisé	75
Annexe 2-fiche technique	77

Liste des figures

Figure I.1	les impulsions électriques cardiaques.....	13
Figure I.2	Fibrillation auriculaire	13
Figure I.3	Fibrillation ventriculaire.....	14
Figure I.4	système cardiovasculaire	15
Figure I.3	Anatomie du cœur	16
Figure I.5	La dérivation bipolaire	17
Figure I.6	Dérivations unipolaires	18
Figure I.7	dérivation thoracique	19
Figure I.8	Onde d'activation générant le signal ECG.....	19
Figure I.9	analyse des ondes.....	20
Figure I.10	le complexe QRS	21
Figure I.11	le signal d'ECG	21
Figure I.12	L'activation électrique du cœur	22
Figure I.13	d'ECG présentant des interférences d'origine électromyographie	23
Figure I.14	Tachycardies et Bradycardies	24
Figure I.15	la relation entre le système nerveux et le cœur	25
Figure II.1	la carte de mise en forme analogique du signal ECG	27
Figure II.2	Électrodes métalliques (Ag/AgCl)	28
Figure II.3	Schéma bloc de la carte de mise en forme analogique	28
Figure II.4	Circuit intégré LM324.....	29
Figure II.5	L'Amplificateur d'instrumentation à trois étages	31
Figure II.6	courbe de taux de rejection en mode commun.....	32
Figure II.7	Circuit intégré 4N25.....	32
Figure II.8	circuit utilise sur un multisim pour un filtre passe haut passif.....	34
Figure II.9	La réponse fréquentiel de filtre passe haut $f_c=236.389\text{mH}$	34
Figure II.10	circuit utilise sur un multisim pour un filtre passe pas actif	35
Figure II.11	La réponse fréquentiel de filtre passe haut $f_c=206.547\text{Hz}$	35
Figure II.12	Exemple d'ECG présentant des interférences 50Hz	36
Figure II.13	circuit d'un filtre de rejecteur double T	36
Figure II.14	la réponse fréquentielle d'un filtre de rejecteur double T simulé sous multisim	37
Figure II.15	circuit d'alimentation	37
Figure II.16	circuit d'offset utilisé pour la mise en forme du signal électrocardiographique.....	38
Figure III.1	Schéma synoptique de la carte de mise en forme de signal ECG	39
Figure III.2	Schéma la carte Arduino uno	40
Figure III.3	Schéma des différentes parties de la carte Arduino uno	41
Figure III.4	Interface de compilateur Arduino uno	42
Figure III.5	les boutons de zone deux	43
Figure III.6	chaine de la sélection de la carte Arduino Uno.....	44

Figure III .7	la chaine de production qui démarré Par le code ou le programme Et termine par execution.	45
Figure III.8	les deux fonctions d' Arduino	46
Figure III.9	Programme pour l'acquisition du signal.	47
Figure IV.1	Représentation spectrale du signal VRC	49
Figure IV.2	Le principe de la TFCT.....	52
Figure IV .3	Le schéma général d'une chaîne de traitement	54
Figure V.1	- Signal ECG à la sortie de l'amplificateur	58
Figure V.2	Signal ECG à la sortie de l'amplificateur de plusieurs cycles (position assise)	58
Figure V.3	- Signal ECG d'un sujet en position debout	59
Figure V.4	Signal ECG à la sortie de l'amplificateur avec contraction des bras du sujet	60
Figure V.5	Signal ECG à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation avec contraction des bras du patient dans une période temporelle très réduite	61
Figure V.6	Signal ECG à la sortie de l'amplificateur avec une activité ou une application d'une force au temps de l'enregistrement.....	61
Figure V.7	Signal ECG à la sortie de l'optocoupleur 4N25	62
Figure V.8	- Signaux en sortie du filtre passe-bande de fréquences inférieures à 236mHz.....	63
Figure V.9	- Signaux en entrée et sortie du filtre passe-bande dans la bande [236 mHz, 206 Hz]	63
Figure V.10	Signaux en sortie du filtre passe-bande de fréquences supérieures à 206Hz	64
Figure V.11	Signal ECG à la sortie du circuit de filtrage.....	64
FigureV.12	- Signal ECG acquis sur plusieurs cycles cardiaques.....	66
FigureV.13	- Détection des pics R du signal ECG de la Figure V.12	66
FigureV.14	Signal ECG sur quelques cycles cardiaques	67
FigureV.15	Détection des pics R du signal ECG	67
Figure V.16	le signal de VRC	68
FigureV.17	analyse temps fréquence de VRC	68
Figure V.18-	Signal VRC affecté par l'interférence de l'activité musculaire (entre les instants 60s et 65s)	
Figure V.19-	Spectrogramme du signal VRC affecté par l'interférence de l'activité musculaire de la Figure V.18.....	69
Figure V.20	- Signal ECG dans un état de relaxation (Détection du pic R)	70
Figure V.21	- Signal VRC dans un état de relaxation	70
Figure V.22	- Spectrogramme d'un signal VRC dans un état de relaxation.....	70
Figure V.23	- Signal VRC lors d'une respiration coupée.....	71

Figure V.24 – Spectrogramme d'un signal VRC lors d'une respiration coupée71

Liste des tableaux

Tableau II.1 les mesures de la réponse fréquentielle du taux de rejection en mode commun.....	31
Tableau II.2 les mesures de la réponse fréquentielle du taux de rejection en mode différentielle.....	32
Tableau II.3 les mesures de taux de rejection	32
Tableau II .4 Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique a 50Hz...	36

Introduction général

Le signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) représente la variabilité des durées entre contractions successives au cours de la révolution cardiaque sur plusieurs cycles. C'est une mesure non-invasive de la régularité de l'activité cardiaque. Cette régularité traduit l'influence mutuelle du système autonome sympathique et parasympathique. Un rythme cardiaque variant dans le temps est un facteur indicateur et prédicteur de troubles cardio-vasculaires. Un mode de vie inadéquat en termes d'activité physique, d'habitudes alimentaires, d'hygiène de vie dans le sens large sont les déterminants fondamentaux d'une variabilité du rythme cardiaque associée à des troubles cardiométaboliques.

Ce projet de fin d'étude met en exergue l'intérêt derrière l'étude du signal de variabilité cardiaque (VRC) dans le contexte d'une détection précoce d'arythmies cardiaques. Ce projet fin d'études trouve également une dimension de monitoring de l'activité cardiaque de patients dans un milieu hospitalier. En plus, un traitement numérique de la variabilité du rythme cardiaque permet d'élaborer une aide au diagnostic médical au profit du staff médical d'un service de cardiologie.

En cardiologie, l'étude de la variabilité cardiaque consolide pleinement le diagnostic médical établi par un cardiologue. Notre rôle au cours de ce présent projet est de développer un système permettant la mise en forme, l'acquisition, et le traitement du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC). Ce traitement est d'un intérêt incontournable à l'égard du diagnostic médical établi par le cardiologue. Les résultats obtenus par une analyse par spectrogramme du signal VRC numérisés sur différentes bandes fréquentielles seront représentés dans un plan temps-fréquence. Cette représentation ajoutera un atout de localisation temporelle des bandes fréquentielles significatives au cours d'un monitoring sur une longue durée d'enregistrement. La spécificité du thème abordé se trouve alors dans son aspect tridimensionnel, à savoir ; sa dimension de mise en forme analogique du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC), sa dimension d'acquisition de données, et sa dimension de traitement numérique du signal VRC par des méthodes avancées au profit d'aide au diagnostic médical.

Ce mémoire est scindé en quatre chapitres. Dans le premier chapitre, nous présentons l'anatomie du cœur et la génération du signal électrocardiographique (ECG), qui permettra par la suite la génération du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC). La carte électronique réalisée dans ce projet est formée par deux parties ; une partie analogique et une partie numérique. Le deuxième chapitre s'intéresse à la présentation de la partie analogique, à savoir l'étude des différents circuits de mise en forme analogique du signal ECG. Dans un troisième chapitre, nous présentons la partie numérique de notre projet, à savoir la carte d'acquisition du signal ECG conçue autour d'une carte Arduino Uno. Dans le quatrième chapitre, nous nous intéressons à la détection du complexe QRS du signal ECG par l'algorithme de Pan--Tompkins [1], et l'analyse temps--fréquence du signal VRC généré par le spectrogramme . Nous regroupons dans un cinquième chapitre tous les résultats d'acquisition de signaux VRC et de leur traitement temps--fréquence.

Chapitre I

Système cardiovasculaire et la variabilité du rythme cardiaque

I.1 Introduction :

Le cœur est l'organe le plus fort et important dans le corps qui est considéré comme une source d'énergie. Dans ce chapitre, nous présentons l'anatomie et la physiologie du cœur et la génération du signal électrocardiographique (ECG), qui permettra par la suite la génération du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) et son intérêt pour l'évaluation des pathologies cardiaques.

I.2 Anomalie de rythme cardiaque :

Le cœur est un muscle actif, selon un rythme régulier. Il génère des battements à l'aide d'une source électrique au niveau de l'oreillette droite. Chaque battement est présent par un signal électrique généré par le système de conduction du cœur. Ce dernier est fonctionnel normal si le signal électrique démarre dans le nœud sino-auriculaire et propage à travers d'Aschoff-Tawara vers les ventricules.

Une arythmie cardiaque appelée aussi trouble de la fréquence cardiaque, battements de cœur irréguliers et le rythme cardiaque, est un trouble périodique ou constant. Ils sont présentés des battements cardiaques soit trop lents, trop rapides ou irréguliers de la pulsation cardiaque. Ils sont portés atteints à la fonction de pompe du cœur avec le temps.

Les arythmies cardiaques peuvent survenir chez des patients ne présentant aucun problème au niveau du cœur, ils sont résultés lorsque l'impulsion électrique naît ailleurs que dans le nœud sinusal, ou lorsque la décharge électrique ne suit pas le chemin prévu.

I.2.1 cause :

Les causes principales de l'arythmie cardiaque sont :

- ❖ Excès de tabac, d'alcool.
- ❖ Affection cardiovasculaire.
- ❖ Insuffisance coronarienne.
- ❖ Bronche pneumopathies déshydratation diurétiques anti arythmiques
- ❖ Vieillesse
- ❖ stress.

I.2.2 symptômes :

- ❖ sensation de faiblesse.
- ❖ des évanouissements en raison de l'interruption de la circulation sanguine vers le cerveau.

- ❖ un effort physique et le surmenage d'après une période temporelle réduit.

I.2.3 Diagnostic :

Le diagnostic du cœur pour contrôler la structure mécanique ou électrique, le médecin s'intéressera aux symptômes décrits par le patient et prendra connaissance de ses antécédents familiaux ainsi que ses habitudes quotidiennes et fera différents tests et des études de signal d'ECG qui est prélevé sur le corps au moyen des électrodes.

I.2.3.1 Electrocardiographie :

Electrocardiographie (ECG) est un enregistrement composite de tous les potentiels d'action produits par les nœuds et les cellules du myocarde, présentant l'état électrique du cœur. Chaque segment de ECG présente un certain événement de cycle électrique cardiaque.

I.2.3.2 Moniteur Holter :

Un moniteur Holter est un petit appareil qui enregistre en continu le rythme cardiaque en fonction de temps, utilisé pour le diagnostic et la détermination de la résistance du cœur. Sur la peau on installera des électrodes autocollantes qui sont reliées à des fils connectés avec le moniteur. Ce dernier est placé au niveau de la hanche et fixé par la ceinture et constitue une fiche pour prendre l'activité de la journée.

I.2.3.3 Examens électro physiologiques

L'étude électrophysiologie est un examen qui permet l'analyse très précise de l'activité électrique à l'intérieur du cœur. Il permet de diagnostiquer la plupart des pathologies cardiaques et permet de traiter ou proposer un traitement de certaines arythmies.

Généralement l'examen dure de 1 à 1.30h, pratiqué par un cardiologue. Le patient est installé sur la table d'examen en position couchée sur le dos ou le cardiologue peut placer des électrodes sur le thorax et les deux bras et le pied droit pour prélever le signal ECG et le brassard pour mesurer la pression artérielle.

I.2.3.4 Epreuve d'effort

Le cœur est un muscle qui pompe le sang riche en O₂ vers tout l'organisme. Chaque battement est stimulé par des signaux électriques qui traversent le cœur vers l'extérieur. Afin d'examiner le fonctionnement cardiaque, un médecin peut pratiquer un test appelé électrocardiogramme (ECG), dans ce test les électrodes sont placées sur la peau, et enregistrent les signaux. Les modifications des schémas électriques normaux du cœur peuvent indiquer à la suite d'une crise ou d'une maladie cardiaque, en demandant à un patient de faire un test de l'effort.

Un test d'effort consiste à marcher ou courir sur un tapis roulant à des intensités de plus en plus élevées tout au long de l'enregistrement de l'ECG, ce test est fait par un médecin qui examine l'activité électrique du cœur pendant l'effort de l'exercice.

I.2.4 Formes d'arythmies

L'activité électrique de muscle cardiaque est commandée par un signal qui constitue des impulsions de forme particulière qui parfois résultent des troubles cardiaques au cas où elles ne sont pas générées ou transmises correctement selon la figure suivante.

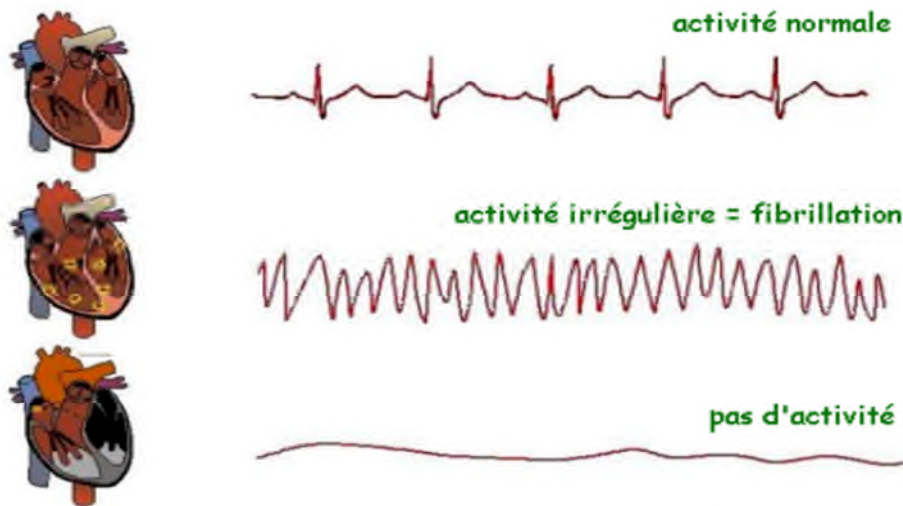


Figure I.1 les impulsions électriques cardiaques

I.2.4.1 Fibrillation auriculaire :

La fibrillation auriculaire appelée aussi «fibrillation atriale» est une arythmie cardiaque qui se présente par un rythme cardiaque très rapide et irrégulier dû à la contraction rapide et plus fréquente des ventricules et des oreillettes. Elle est caractérisée par l'absence d'ondes P sur l'ECG.

En temps normal, les oreillettes et les ventricules cardiaques se contractent sous l'effet d'une impulsion électrique, au rythme régulier de 60 à 100 battements par minute, les battements se multiplient au cas d'une fibrillation auriculaire à plus de 150 battements par minute selon la figure :

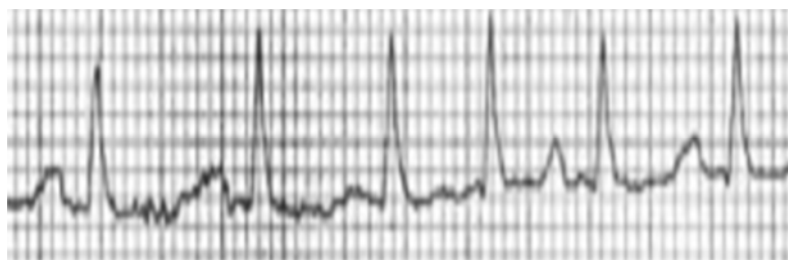


Figure I.2 Fibrillation auriculaire

I.2.4.2 Fibrillation ventriculaire :

Elle est caractérisée par la rapidité de fréquence cardiaque et l'absence des ondes P et QRS et un rythme irrégulier, elle est responsable de la plupart des morts subites à la phase pré hospitalière des

IDM En moyenne, 10% des patients présentent une Fibrillation ventriculaire à ce stade, avec une mortalité voisine de 50%.

La figure suivante représente la Fibrillation ventriculaire telle que le 1^{er} signal représente Contractions anarchiques des ventricules et le 2^{ème} Arrêt de la circulation et en fin Arythmie létale.

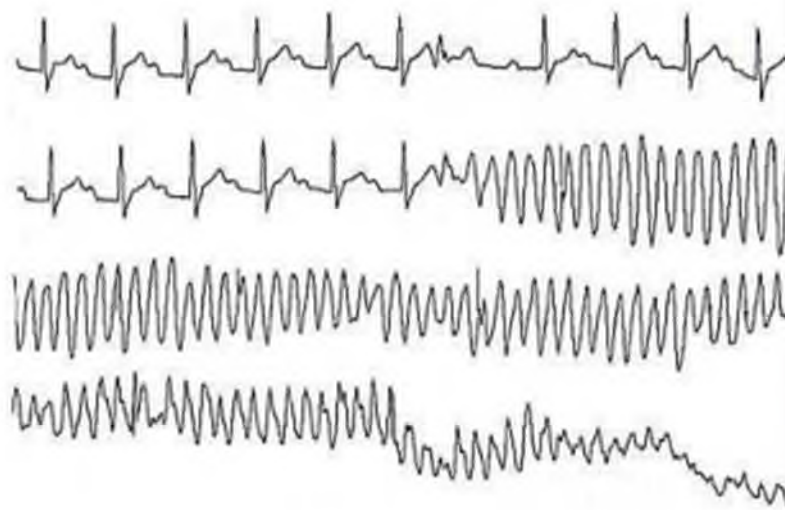


Figure I.3 Fibrillation ventriculaire

I.3 signal Electrocardiogramme :

L'ECG est largement utilisable dans le domaine médical, il expose d'une manière simple, claire et parfaitement l'activité électrique du cœur.

I.3.1 Anatomie et physiologie de cœur :

Le cœur est contenu dans le péricarde fibreux constitué deux ventricules et deux oreillettes pour faciliter l'opération de pompage du sang vers les tissus de l'organisme, il est affecté par des problèmes qui on peut connaitre par étude du structure de fonction mécanique ou électrique à l'aide des signaux physiologiques qui sont prélevés sur le corps humain au moyen des électrodes.

I.3.1.1 présentation du système cardiovasculaire :

Le corps humain forme des systèmes qui rassemblés diffèrent d'organismes et diffèrent fonctionnement physiques et biologiques, dont le système cardiovasculaire qui présent une partie très important dans la circulation du sang dans tous l'organisme pour le changement gazeux et les éléments nutritives nécessaire pour assure le fonctionnement des cellules des corps. Il compose par le cœur et les vaisseaux selon la figure suivante :

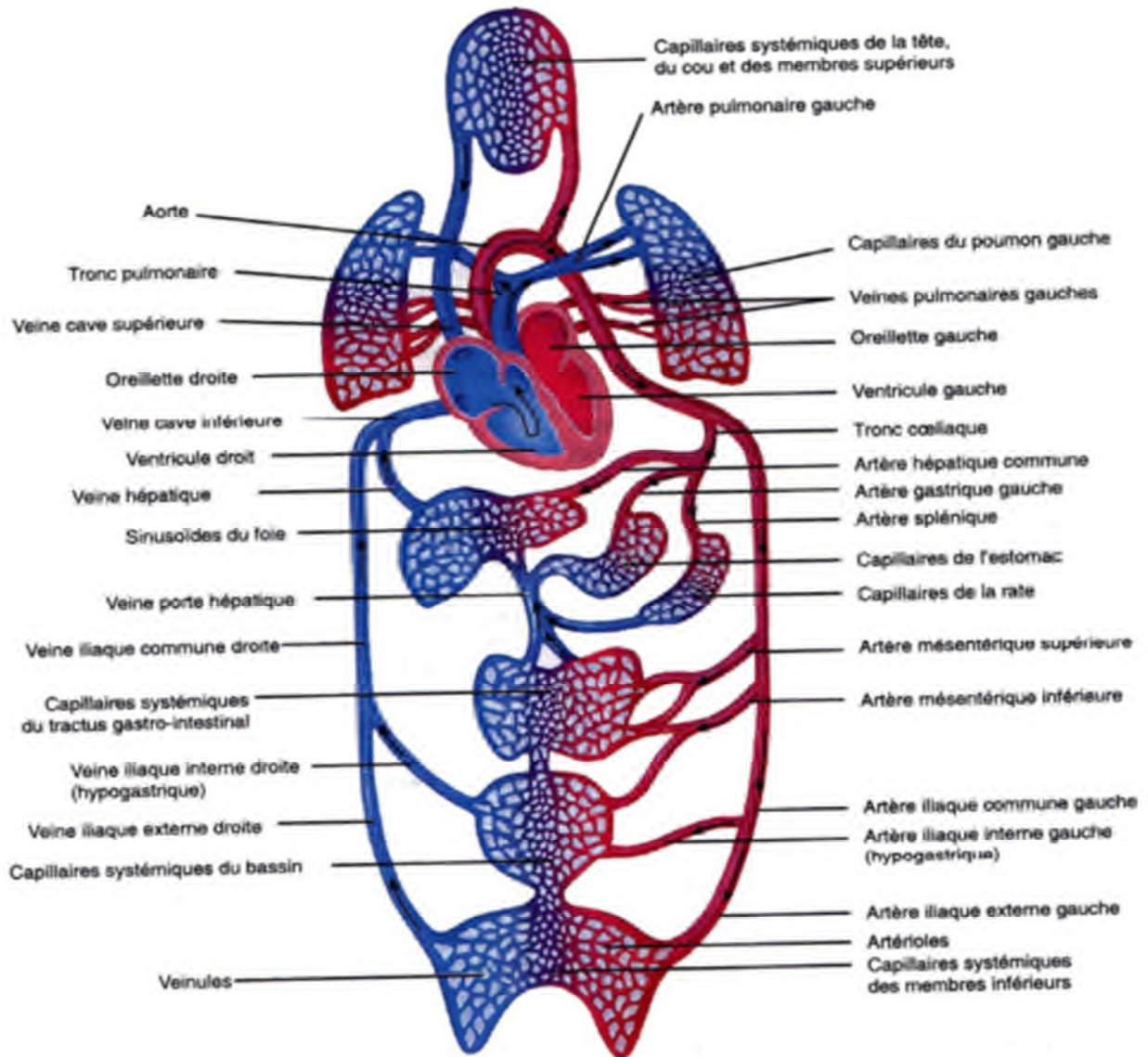


Figure I .4 système cardiovasculaire [2]

I.3.1.2.coeur :

Le cœur est un muscle autonome régulé par les systèmes sympathique et parasympathique, situé dans le myocarde, la partie médiane de la cage thoracique délimité par 2 poumons et le diaphragme. Il a une forme pyramidale avec un diamètre de 12 à 14cm dans un volume de 50a 60 cm³ et de masse de 250g.

Il est constitué de quatre cavités (les oreillettes dans la partie supérieure et les ventricules dans la partie inférieure droite et gauche) qui sont séparées physiquement par le septum inter auriculaire (situé en profondeur du sillon inter auriculaire) et septum inter ventriculaire (situé en profondeur du sillon inter ventriculaire) [3] et connectés électriquement par une impulsion électrique, et quatre valves : tricuspide et mitral (entre les oreillettes et les ventricules) et pulmonaire et aortique (entre les ventricules et les gros vaisseaux du cœur). Selon la figure.

Après la contraction de l'oreillette appelée la systole auriculaire qui est éjectée le sang vers les ventricules. La contraction des ventricules connus aussi sous le nom La systole ventriculaire est importante pour la distribution du sang vers le corps ou vers les poumons. Et enfin la diastole qui présente le temps de repos du cœur. Un cœur moyen pompe environ 6 litres de sang par minute, soit près de 220 millions de litres de sang en 70 ans de vie.

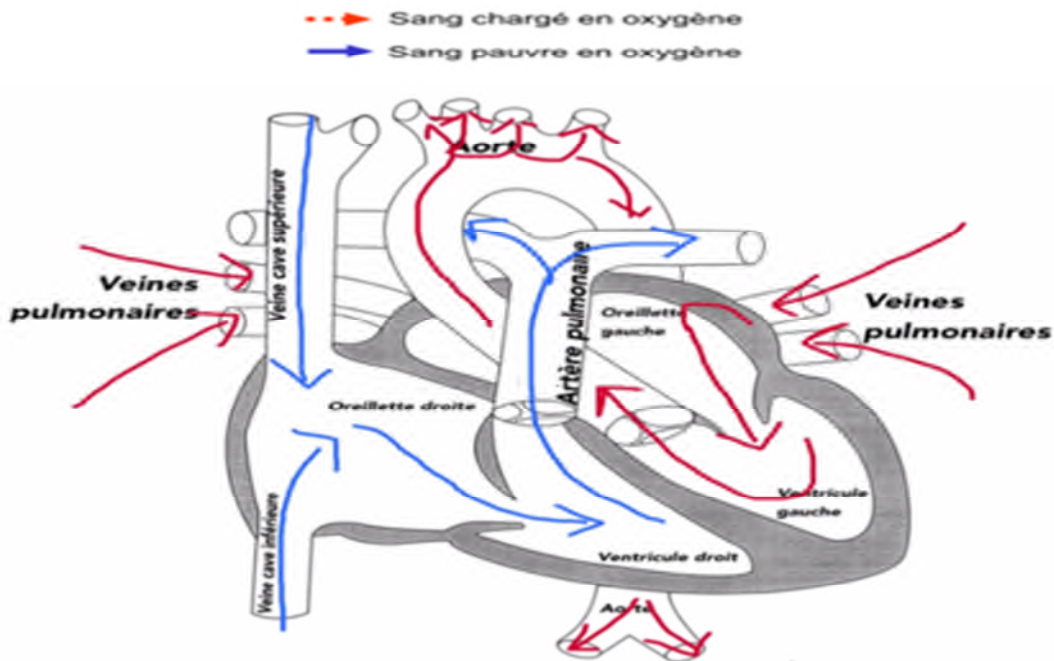


Figure I .4 anatomie du cœur

.3.1.3 activation cardiaque :

Le système cardiaque constitue le cœur comme un élément de base surtout dans la circulation du sang soit à haut pression d'après la contraction de ventricule gauche ou le systole tel que le sang circule à tous les organe à travers l'aorte et les artère ,ou par une basse pression entre le cœur et les poumon .On a aussi la circulation lymphatique c'est une circulation à sens unique vers la vienne cave supérieur [3].

La contraction de ventricule se fait d'après une contraction électrique grâce à des tissus spécifique qui ont des propriétés propres (de dépolarisation et de repolarisation), permettant de produire un rythme sinusal et de propager l'activité électrique dans les oreillettes et les ventricules.

I.3.2 la genèse du signal d'ECG

L'ECG (électrocardiogramme) est un tracé scalaire, non stationnaire qui inscrit est présenté la variation de potentiel électrique cardiaque en fonction de temps dans différents points de mesure.il

est structuré par la succession de formes d'ondes et d'intervalles de la (P, Q, R, S, T). Toute modification morphologique ou temporelle de ses événements (ou chroniques) constitue une pathologie cardiaque. Les changements concernant le rythme ou la fréquence sont des arythmies cardiaques (maladies mortelles).

I.3.2.1 Les dérivation :

On appelle dérivation sur le circuit qui constitué des électrodes multiples appliquées sur le sujet examiné selon la dérivation soit bipolaire ou unipolaires.

***La dérivation bipolaire :** appelés aussi dérivation standard, les premières utilisées, au début du siècle, par Einthoven qui a choisi ce système dans la pensée de disposer d'un ensemble géométrique simple de trois points éloignés du cœur et formant un triangle appelle triangle d'Einthoven.

Elles sont constitués à partie de trois électrodes sur les deux bras droit et gauche et le troisième places sur la jambe gauche, avec ces électrodes connectées deux par deux, on obtint trois dérivation standard, ces dérivation soit entre les deux bras ou bras droit et jambe gauche ou entre bras et jambe gauche.

-dérivation I (D1) connectant le bras gauche au bras droit.

-la dérivation II(D2) connectant le bras gauche à la jambe gauche.

-la dérivation III(D3) connectant le bras droit à la jambe gauche.

Le triangle d'Einthoven ou les trois dérivation et d'après le Kirchoff constituant un circuit fermé et la somme des potentiels entre les trois point est nulle, telle que : $D1+D2+D3=0$.

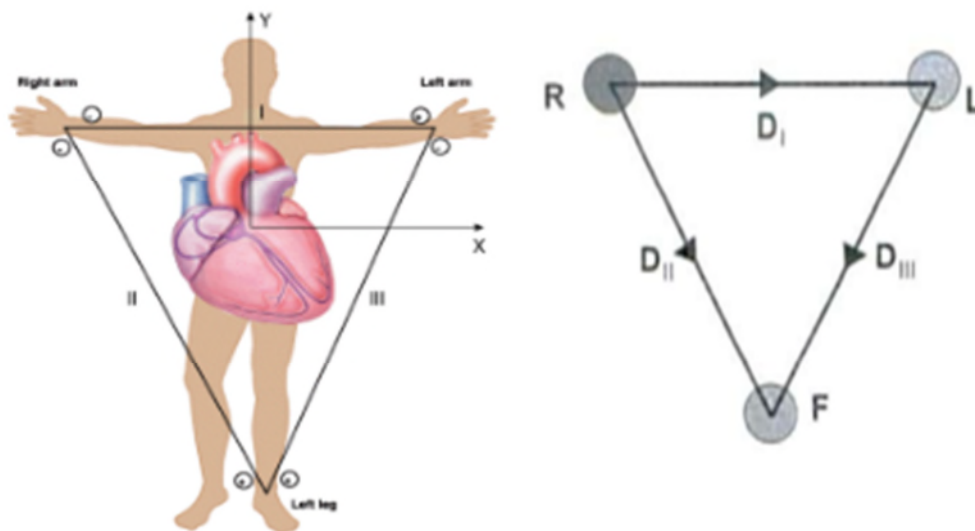


Figure I.5 La dérivation bipolaire

Les dérivation standard d'Einthoven restent une base essentielle de l'électrocardiographie clinique, et fournissent à elles seules des renseignements fondamentaux sur le rythme cardiaque, la morphologie et

la durée des ondes de dépolarisation et de repolarisation et l'orientation des axes électrique de ces ondes

***Dérivations unipolaires :** Elles sont situées dans le même plan frontal que les dérivations bipolaires d'Einthoven. Mais enregistrent des potentiels plus faible et des déflexions de faible d'amplitudes et aussi posait le problème de l'électrode indifférente car il n'existe pas à la surface du corps de point ayant un potentiel nul ou constant. Wilson eut l'idée de réunir a une borne commun dite central, dont les variations de potentiel qui nul ou négligeable.

Les dérivations unipolaires enregistrées par le point de Wilson appelées :

-à V_L pour le bras droit.

-à V_R pour le bras gauche.

-à V_F pour la jambe gauche.

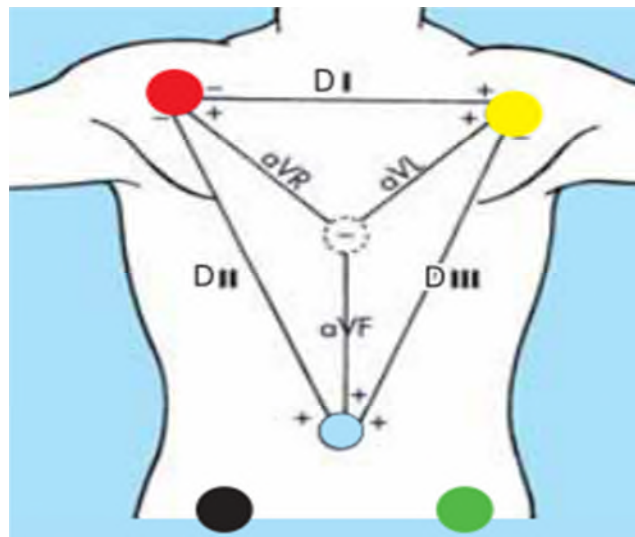


Figure I .6 Dérivations unipolaires [3]

*** Dérivations précordiales :** les électrodes sont places sur le thorax comme illustrées sur la Figure I.7

-V1 est placé sur le 4ème espace intercostal droit

-V2 est placé sur le 4ème espace intercostal gauche

-V4 est placée sur le 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire

-V3 est placée entre V2 et V4

-V5 est placée sur le 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire antérieure

-V6 est placée sur le 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire moyenne

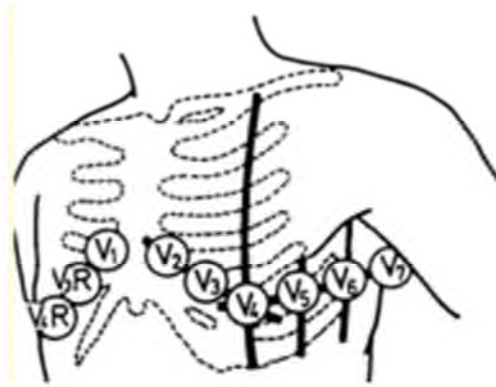


Figure I.7 dérivation thoracique

I.3.2.2 morphologie de signal d'ECG :

ECG est généré par une onde d'activation générée par l'oreillette droite au niveau du nœud sino-auriculaire, connu aussi sous le nom du nœud de Keith et Flack (KF) ou nœud sinusal a un rôle de régulateur, Cette onde est propagée de façon à peu près radiale intéressent d'abord l'oreillette droite, puis l'oreillette gauche jusqu'à aboutir au nœud auriculo-ventriculaire, connu aussi sous le nom du nœud d'Aschoff-Tawara (AT) en vitesse de 1m/s. Ensuite, cette onde est propagée vers la voie de His et réseaux de Purkinje qui cheminent sur toute la surface interne de ventricule droit (VD) et gauche (VG), avec une vitesse de conduction de 5cm/s selon la figure suivant :

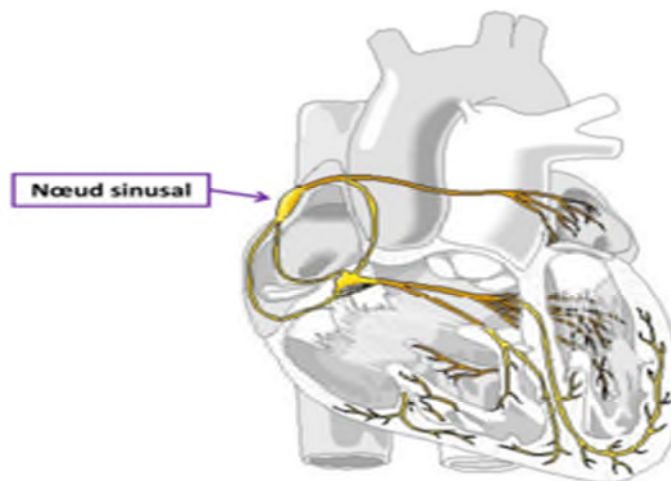


Figure I. 8 Onde d'activation générant le signal ECG

Le nœud auriculo-ventriculaire et le faisceau de His constituent le seul lien fonctionnel normal entre les étages auriculaire et ventriculaire. Grâce au retard imposé par le nœud auriculo-ventriculaire qui constitué de cellules présentent une conduction électrique lente donc L'activation électrique est ralentie (approximativement 100 ms) avant d'arriver au partie haute du septum au faisceau de His les

ventricules ne sont dépolarisés qu'après la fin de la contraction des oreillettes, donc au moment où les ventricules sont remplis, la conduction dans le réseau de Purkinje est très rapide ce qui permet d'obtenir une contraction à peu près simultanée de l'ensemble des myocards ventriculaires droit et gauche, d'où une expulsion optimale du volume sanguin ventriculaire vers les artères. La repolarisation se produit ensuite de façon plus lente. [3]

Le signal d'ECG est un signal périodique composé de trois ondes importantes appelées onde P, complexe QRS et onde T selon la figure I.9, il se répète à chaque cycle cardiaque avec une période in-stationnaire et un changement dans l'amplitude et les phases des ondes.

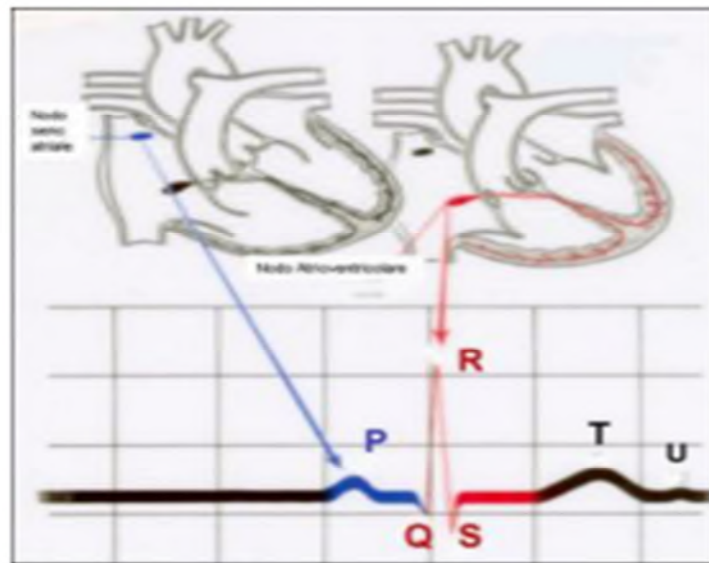


Figure I.9 analyse des ondes

Onde p : représente la dépolarisation auriculaire, positive avec une durée de 0.05 à 0.10s. Les ondes p anormales sont caractérisées par des modifications de leur forme et durée.

Onde Q : représente la partie initiale de la dépolarisation, est une onde négative de durée 0.03s. Ces ondes anormales si la durée diffère de 0.03s et le pic Q est supérieur au pic R.

Complexe QRS : correspondant à la dépolarisation des ventricules, le pic R est la déflection positive et le QS est la déflection négative, de durée 0.06 à 0.08s. La morphologie du complexe QRS varie selon la dérivation de l'électrocardiogramme ou encore, selon les modifications pathologiques de la dépolarisation ventriculaire.

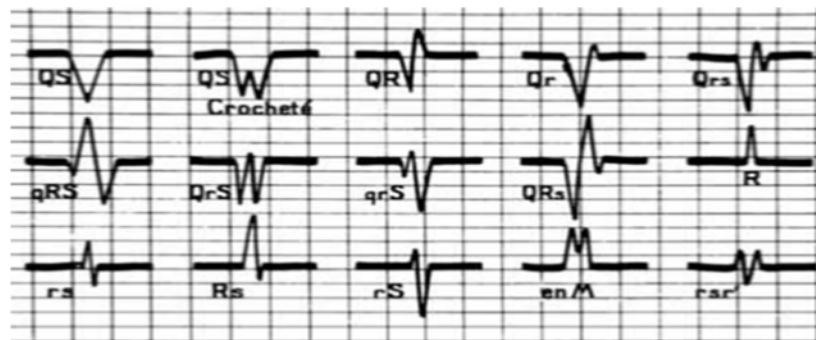


Figure I. 10 le complexe QRS (une onde s’écrit en majuscule)
Si son amplitude est égale ou supérieure à 5 millimètres)

Onde T : presenter la repolarisation ventriculaire.

Ondes U : déflexion de signification discutée.

PR ou PQR : correspondant au temps de conduction auriculaire ventriculaire c’est le temps que l’influx à se rendre du nœud sinusal au myocarde ventriculaire entre 0.12a 0.2 s [4].

L’intervalle RST ou ST : presenter la ligne iso –électrique c’est un intervalle sépare la fin de la dépolarisation et le début de la repolarisation ventriculaire.

L’intervalle QT : représente la systole électrique c’est le début de la dépolarisation et la fin de la repolarisation ventriculaire entre 0.35 à 0.39s, cette durée est varié selon la fréquence cardiaque.

L’intervalle RR : le temps entre deux battements successifs.

Les intervalles de temps entre les différent composants d’ECG sont important au niveau de diagnostic des maladies cardiaque et du système nerveux autonome.

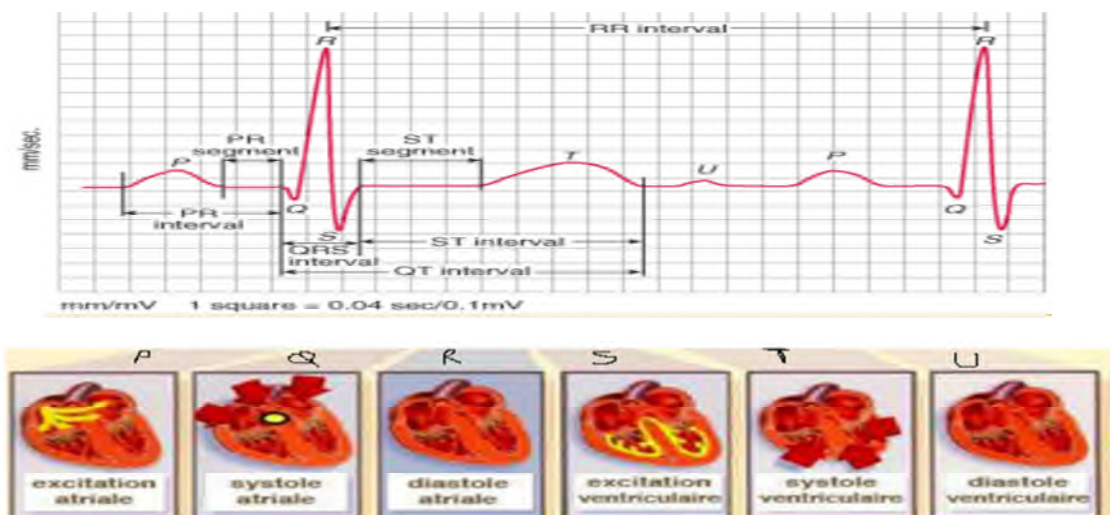


Figure I.11 le signal d’ECG

L'activation électrique : [1]

Ligne isoélectrique

Aucune impulsion

- Apparaît lorsqu'il n'y a ni dépolarisation ni repolarisation.

Onde P

1) Activation du nœud sinusal

- Dépolarisation et contraction des oreillettes.
- Durée de 0.12 seconde.



Segment PR

2) Passage de l'influx au nœud AV, au faisceau de His et ses branches

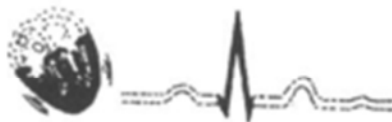
- Correspond à la pause de 0.10 seconde entre l'envahissement des oreillettes et l'envahissement des ventricules par l'onde d'activation.



Complexe QRS

3) Activation des ventricules

- Activation, dépolarisation et contraction simultanée des ventricules.
- Durée de 0.06-0.10 seconde.



Segment ST

4) Fin d'excitation des ventricules

- Période entre l'activation complète et le début de la phase de récupération des ventricules.
- Durée de 0.12 seconde.



Figure I.12 L'activation électrique du cœur

I.3.2.3 Les sources influences d'ECG :

Au temps de la mesure du signal ECG, d'autres sources interfèrent avec son enregistrement et sont considérées comme bruit à éliminer. À titre d'exemple, l'activité musculaire est perçue dans

l'enregistrement ECG comme source de bruit. Electromyographie (EMG) est indispensable pour assurer un signal ECG de bon rapport signal sur bruit.

Le mouvement : de patient génère un mouvement des électrodes avec un influences très important et par fois comme sources des bruit qui doit être élimine : les bruits hémodynamique c'est les bruit qui génères d'après la circulation du sang a l'intérieurs du cœur ou mécanique par l'ouverture et fermeture des valves.

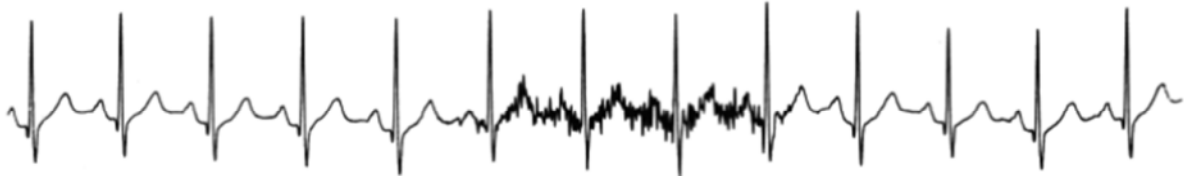


Figure I.13 d'ECG présentant des interférences d'origine électromyographie(EMG)

I.4 signal de variabilité du rythme cardiaque :

I.4.1 Le rythme cardiaque :

Le rythme cardiaque appelé aussi les pulsations cardiaques est un rythme sinusal d'une fréquence de 60a 100batt/min c'est l'activité électrique du cœur qui généré par le nœud sinusal et se propage aux oreillettes et les ventricules et de la régularité ou non de sa propagation. . Il dépend de l'âge, la taille de corps, la forme physique, l'état cardiovasculaire et la température de l'air.

I.4.2 variabilité du rythme cardiaque :

La variabilité du rythme cardiaque est effectuée quand le cœur bat plus de 100 fois par minute et la période temporelle entre les complexe QRS variés.

I.4.3Arythmie cardiaque :

Les arythmies cardiaques c'est la fibrillation auriculaire est un fuit électrique qui va aller contracter les oreillettes puis les ventricules avec un rythme cardiaque irrégulier qui résulte des troubles et des anomalies électrique cardiaque.

I.4.3.1Tachycardies :

La tachycardie est généralement considérée comme un rythme cardiaque situé au-dessus de 100 battements par minute et souvent causée quand les signaux électriques de la chambre haute du cœur s'enflamment anormalement. Si le taux de pulsations du cœur est proche de 150 bpm ou plus selon la Figure I.14 tell que dans la première partie du tracé, le rythme est rapide, de l'ordre de 140 par minute. Il s'agit d'un trouble connu sous le nom de "tachycardie supraventriculaire". Dans la tachycardie supraventriculaire, le système électrique du cœur, qui contrôle les battements du cœur, est hors de contrôle. Ce qui exige généralement une attention médicale.

La tachycardie peut être ventriculaire (dans les cavités inférieures du cœur) ou auriculaire (dans les cavités supérieures du cœur)

I.4.3.2 Bradycardies :

La bradycardie est asymptomatique et ne présente aucune signification pathologique directe ou à long terme, il s'agit d'un état où le cœur bat trop lentement, souvent moins de 60 bpm comme illustré sur la Figure I.14 dans la seconde partie de trace . Ce peut être le résultat de problèmes avec le nœud sino-auriculaire, qui agit comme un pacemaker, ou de dégâts causés au cœur à cause d'une crise cardiaque ou d'une maladie cardiovasculaire.



Figure I.14 Tachycardies et Bradycardies

I.4.4 Système nerveux

Le système nerveux autonome appelé aussi système nerveux végétatif composé des systèmes antagoniste mais complémentaire, le système nerveux sympathique et parasympathique. Il adapte finement les activités des organes, dont les muscles de système cardiovasculaire par rapport à l'environnement.

I.4.4.1 Système nerveux sympathique :

Le système nerveux sympathique assure une large diffusion de stimulations. Cette domination du système nerveux sympathique par rapport au parasympathique dans les situations d'alarme permet d'obtenir rapidement une accélération des rythmes et la fréquence cardiaque et respiratoire ainsi qu'une augmentation de la pression artérielle.

I.4.4.2 Système nerveux parasympathique :

Le système parasympathique assure, en collaboration avec le système sympathique, le contrôle des fonctions végétatives en condition homéostasique. Il est impliqué dans les réactions élémentaires de récupération de l'organisme. [5]

I.4.5 la Relation entre le système nerveux et le cœur :

Le cœur est parcouru de fibres nerveuses appartenant au système nerveux autonome dans une démission et de réguler de sa fréquence de battement de façon non volontaire dans la valeur moyenne est d'environ entre 70 à 75 bat /min. La régulation de la fréquence cardiaque est un dialogue permettant qui est appliqué entre la région du cœur et la base du cerveau. Par l'intermédiaire d'un circuit d'une fibre nerveuse. Les récepteurs sensoriels appelés barorécepteurs sensibles à la variation de la pression artérielle sont situés au niveau du sinus carotidien et de la crosse aortique.

Au repos l'activité cardio modératrice l'emporte sur l'activité cardio accélératrice, dans le cas d'une L'augmentation de la pression artérielle, Les barorécepteurs sont stimulés ce qui se traduit par une augmentation de la fréquence des signaux nerveux transmis par les nerfs Hering et Cyon vers le centre nerveux bulbaire situé dans la bulle de rachidienne au-dessus de la moelle épinière, ce dernier est le centre de réponse adapté en augmentant l'activité des nerfs parasympathiques et en diminuant celle des nerfs sympathiques. Le ralentissement du cœur se fait par la libération d'un neurotransmetteur. La cétilcoline c'est Crète par le système nerveux parasympathique en conséquence, fréquence de début cardiaque diminue ce qui a basse la pression artérielle. En cas de diminution de la pression artérielle le mécanisme inverse se met en place. La fréquence des signaux transmis par les nerfs Hering et Cyon vers le centre de nerfs bulbaire est réduite.

Ce centre diminue l'activité des nerfs parasympathiques et stimule les nerfs sympathiques cardio accélérateurs qui libèrent un autre neurotransmetteur. La noreadrinaline provoquant l'accélération de la fréquence et l'augmentation de la fréquence cardiaque et la pression artérielle. Ces mécanismes constituent une boucle de régulation qui contribue à la pression artérielle dans des limites autour d'une valeur de référence.

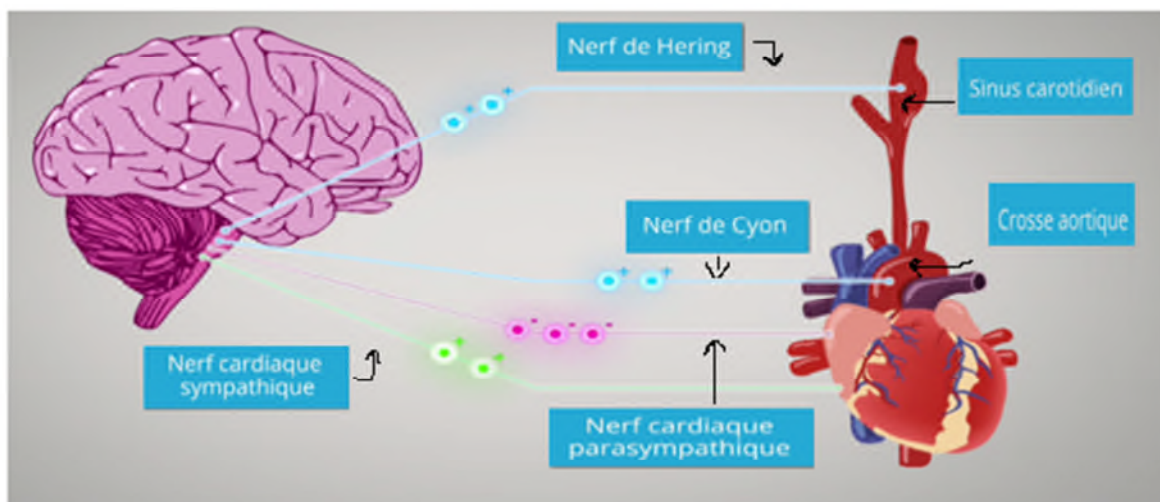


Figure I.15 la relation entre le système nerveux et le cœur

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté la Variabilité du rythme cardiaque, et les arythmies cardiaques et le de fonctionnement du cœur à partir de l'électrocardiogramme(ECG). Nous avons présenté aussi la relation entre le système autonome et l'activité du cœur.

Dans le chapitre suivant, nous présenterons la partie analogique de la carte de mise en forme du signal ECG utilisée qui permettra par la suite la génération du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC).

Chapitre II

Circuit de mise -en- forme analogique du signal ECG

II.1 Introduction :

Les signaux physiologiques requièrent une mise en forme judicieuse afin de les mettre à disposition d'une carte d'acquisition connectées à un ordinateur. Cette mise en forme consiste en général à l'amplification et le filtrage qui sont des fonctions de base indispensables. Dans ce chapitre, nous présenterons les circuits analogiques nécessaires pour cette mise en forme.

II.2 mise en forme et acquisition

Le signal électrocardiographique ECG résulte du potentiel électrique du myocarde. Il est faible d'amplitude et recueilli par d'électrodes placées sur le corps humain.

II.2.1 la partie analogique :

La partie analogique de la réalisation pratique de ce projet de fin d'études comporte essentiellement des électrodes et la carte de mise en forme analogique du signal ECG selon la figure suivante.

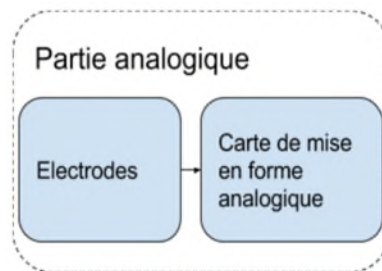


Figure II .1 la carte de mise en forme analogique du signal ECG

II.2.1.1 les électrodes

Le signal est représenté par l'apparition d'une grandeur physique mesurable (courant, tension, température, pression, etc.) en fonction du temps, et est issu d'une mesure délivré par un capteur.

Les électrodes sont le capteur du signal ECG., Elles sont les points de connexion entre l'appareillage et le patient. Elles sont des pièces de métal reliées par des fils conducteurs, de différentes formes ; généralement rectangulaires pour l'application sur la surface du corps selon la figure II 2.

Dans ce projet de fin d'études, nous avons utilisé des électrodes du type Ag/AgCl de bande fréquentielle allant de 0.5 à 500Hz conformes à la bande fréquentielle du signal ECG, à haute résolution avec une impédance qui dépend du gel électrolytique, de la surface des électrodes, du patient, et de leur emplacement sur le corps humain. Ce résultat Mets l'accent sur l'intérêt à prêter au placement des électrodes au cours d'une mesure du signal ECG



Figure II .2 Électrodes métalliques (Ag/AgCl)

Rouge : bras droit, Jaune : bras gauche

Noir : pied droit, Vert : pied gauche

II.2.1.2. la carte de mise en forme de signal d'ECG

La carte de mise en forme analogique du signal ECG comporte essentiellement deux concepts, à savoir l'amplification différentielle et le filtrage selon la figure suivante.

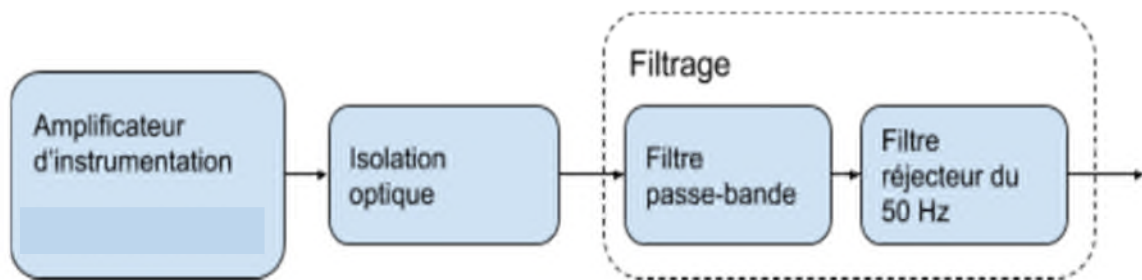


Figure II. 3 Schéma bloc de la carte de mise en forme analogique

II.2.1.2.1 l'amplificateur d'instrumentation

Le signal d'ECG est faible d'amplitude et pour une bonne précision, il nécessite un amplificateur d'instrumentation avec un bon Taux de réjection en mode commun (TRCM) que nous réaliserons à partir de composants discrets. Nous pouvons utiliser le circuit intégré LM324 comportant quatre amplificateurs opérationnels avec un gain élevé selon la figure suivante.

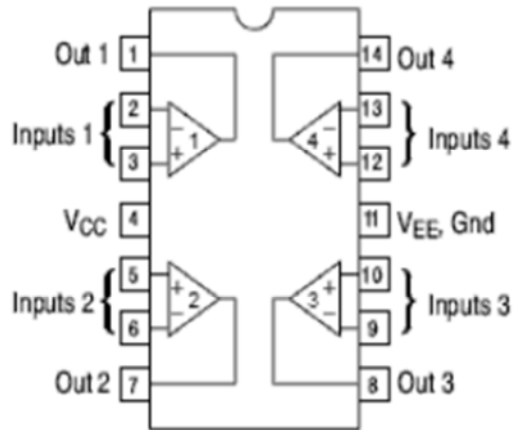


Figure II.4 Circuit intégré LM324

II.2.1.2.1.1 Caractéristiques de l’amplificateur d’instrumentation

*Un gain très important, dans chaque amplificateur opérationnel, il existe deux entrées :

Une entrée inverseuse (V^-) avec un gain $A1$ et une entrée non- inverseuse (sommeur) (V^+) avec un gain $A2$ on peut décrire la sortie comme suit : $V_{out} = A_{mc} V_{mc} + A_d V_d$

telle que :

- le A_{mc} est le gain en mode commun, donné par $A_{mc} = (A1+A2)/2$ et l’ A_d est le gain en mode différentielle $A_d = A2-A1$.

-tension différentielle : c’est la tension entre deux conducteurs, elle est donnée par :

$$V_d = V^+ - V^- \dots\dots\dots(1)$$

- tension en mode commun : c’est la tension commune entre V^+ et V^- et qui ne contient pas d’information, elle est donnée par : $V_{mc} = (V^+ + V^-)/2 \dots\dots(2)$

D’après l’équation (1) et (2), les tensions V^+ et V^- sont égales :

$$V^+ = V_{mc} + V_m/2$$

$$V^- = V_{mc} - V_m/2$$

$$V_m = V^+ - V^-$$

Donc le gain de cet amplificateur d’instrumentation est un gain différentiel car il est basé sur le troisième amplificateur dit différentiel et est donné par : $A_d = V_{out} / (V1-V2)$

*Taux de réjection du mode commun : c’est le rapport entre l’amplification différentielle et l’amplification du mode commun, très élevés de 80 à 100 dB et définie par l’expression suivante ;

$$TRMC = 20 \text{ Log } (A_d / A_{mc})$$

*les impédances d'entrée et de sortie

Les amplificateurs d'instrumentations sont caractérisés par l'importance de leur impédance d'entrée et leur très faible impédance de sortie.

La réalisation d'un amplificateur d'instrumentation peut se faire à travers l'utilisation d'un ensemble d'amplificateurs opérationnels. Le LM324 est constitué de quatre amplificateurs opérationnels (Figure II 5).

Le circuit de l'amplificateur d'instrumentation est constitué de composants passifs (résistances et condensateurs) et trois amplificateurs opérationnels. Nous procédons à la simulation de ce circuit dans un environnement Multisim.

Comme premier test de ce circuit amplificateur d'instrumentation, nous commençons par l'ajustement de l'alimentation à +5V et -5V et on branche une entrée V1 de circuit avec le GBF et l'autre entrée V2 avec la masse (mode différentielle) et la sortie avec un oscilloscope pour obtenir la réponse de sortie V_{out} . Le branchement avec l'alimentation se fait de sorte que la patte 4 soit reliée comme un +Vcc et le 11 comme un -Vcc et le 1 c'est la sortie et le V1 et V2 comme entrées au niveau des pattes 10 et 12 du circuit intégré LM 324.

On alimente le GBF à une certaine fréquence, par exemple à 100Hz d'une forme sinusoïdale. On obtient un signal sinusoïdal amplifié au niveau de l'oscilloscope. En mode commun, nous court-circuitons les entrées V1 et V2 avec l'entrée du GBF. Nous obtenons un signal presque nul très bruité à une très faible amplitude à l'ordre de milliVolts.

Avec un gel sur les bras droit et gauche qui sont connectés avec les entrées V1 et V2 et le pied gauche avec la masse tout en raccordant les électrodes avec le circuit. On alimente le circuit avec le $\pm 5V$. Nous obtenons sur oscilloscopes en annulant la base de temps un signal ECG représentant l'activation électrique du myocarde (présenté dans le chapitre V).

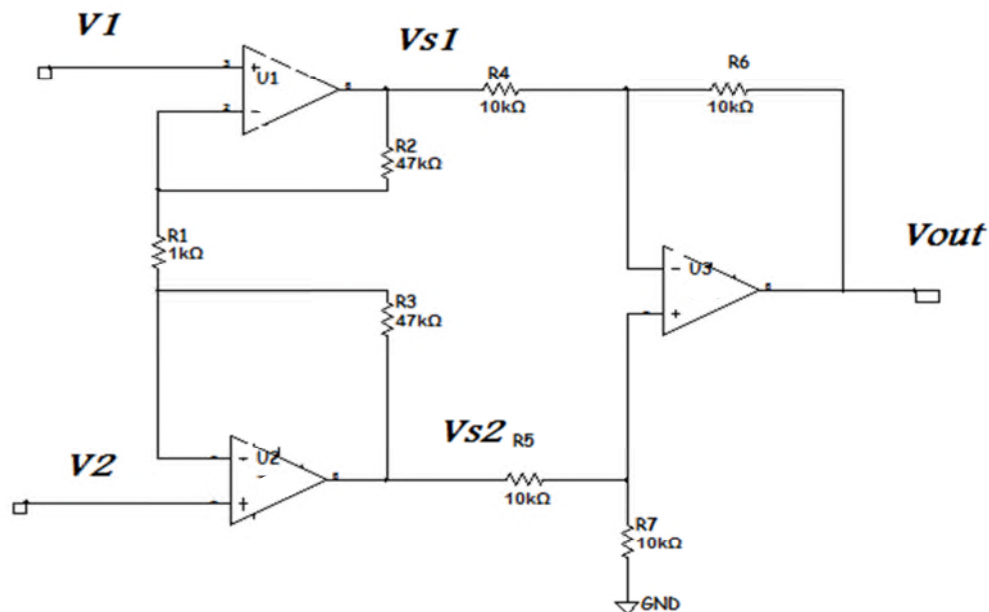


Figure II 5 : Amplificateur d'instrumentation à trois étages

Les amplificateurs opérationnels U1 et U2 forment des configurations sans inversion, fournissant une impédance d'entrée à un gain en tension élevé. Le troisième amplificateur opérationnel U3 est utilisé comme un amplificateur différentiel à un gain égal 1, car les résistances R4 est R5 sont égales [2].

$$G_3 = R_4/R_5 = 1.$$

La résistance R1 joue un rôle important pour obtenir un gain réglable, et le restes des résistances assure une stabilité thermique.

La sortie de l'amplificateur U1 est : $V_{s1} = (1 + R_2/R_1) V_1 - (R_3/R_1) V_2$

La sortie de l'amplificateur U2 est : $V_{s2} = (1 + R_3/R_1) V_2 - (R_2/R_1) V_1$

La sortie de l'amplificateur U3 est : $V_{out} = (1 + 2R_2/R_1) (V_2 - V_1)$

Donc le gain de l'amplificateur d'instrumentation est important et égal : $G = (1 + 2R_2/R_1) = 95$

Mesure du Taux de réjection en mode commun pratiquement est :

*Le gain en mode commun :

On fixe l'entrée $V_{in} = 1v$ et on court-circuite les entrées (V1 et V2) tout en variant la fréquence. On obtient le gain suivant selon les fréquences.

f(Hz)	1	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	1000	10000
Vs/Ve	0.18	0.15	0.09	0.05	0.03	0.035	0.04	0.12	0.2	0.24	0.28	0.8	2

Tableau II.1 : Mesures de la réponse fréquentielle du Taux de réjection en mode commun.

* Le gain différentiel :

On fixe l'entrée $V_{in} = 1V$ et on met V_2 a la terre, en variant la fréquence on obtient le gain suivant :

f(Hz)	1	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	1000	10000
Vs/Ve	90	100	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100

Tableau II.2 : Mesures de la réponse fréquentielle du taux de réjection en mode différentiel

f(Hz)	1	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	1000
TRMC	53.98	56.48	58.89	60.83	66.02	65.38	64.86	55.92	52.04	50.14	41.49	33.98

Tableau II.3 : les mesures du TRMC

II.2.1.2.2 Isolation optique

Un circuit d'isolation est indispensable pour assurer la sécurité du patient contre le courant de fuite. Dans ce projet de fin d'études, nous avons opté pour un étage d'isolation optique conçu à partir du circuit intégré 4N25, comme illustré sur la Figure II.6.

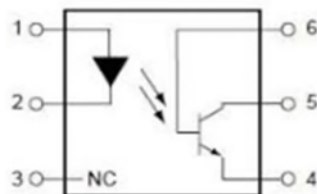


Figure II. 6 Circuit intégré 4N25

(1-Anode, 2-Cathode,-3 no connections ,4- Emetteur, 5-Collecteur, 6- base)

Circuit d'isolation utilise :

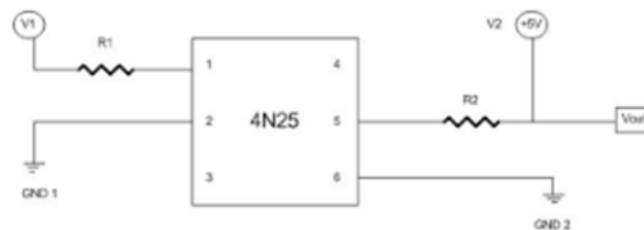


Figure II .7 Circuit d'isolation utilise (R1= 10kΩ et R2= 1kΩ)

II.2.1.2.3 filtrage

Afin de préparer le signal ECG à l'acquisition de données, un étage de filtrage s'avère indispensable voire vital pour une mise en forme cohérente. En effet, le filtrage du signal ECG dans une bande fréquentielle en accord avec son contenu fréquentiel est de l'importance incontournable.

Un filtre est un quadripôle transmettant un signal sans atténuation ou avec une atténuation de valeur donnée dans une bande de fréquence limitée. Il limite la bande fréquentielle en entrée ou en sortie d'un signal et annule les fréquences de perturbation indésirable et les bruits qui peuvent être créés suite au mouvement du patient pouvant aller jusqu'à 10Hz. Le bruit peut également être généré par des amplificateurs opérationnels, par un champ électromagnétique ou par l'activité électrique des muscles. Les sources de bruit sont définies comme des perturbations gênantes à l'information dans le signal.

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous utiliserons comme étage de filtrage un filtre passe-bande. Un paramétrage convenable des fréquences de coupure et du gain nous permettra de mettre en forme le signal ECG en préparation à l'étape d'acquisition de données. Un filtre réjecteur est également développé afin de réduire l'effet de l'interférence de réseau électrique à 50 Hz.

II.2.1.2.3.1 filtre passe bande

Un filtre passe bande est un filtre de RC actif basé sur un amplificateur et des composants passifs (des condensateurs et des résistances), Il nécessite une alimentation spécifique. Il laisse passer les fréquences existantes entre les fréquences de coupure inférieure et supérieure. La fréquence de coupure du filtre est caractérisé par :

- La courbe de réponse du filtre, qui définit la forme de l'affaiblissement des Composantes fréquentielles du signal filtrées.

- Le comportement dynamique du filtre (temps de propagation, réponse impulsionnelle, phase, etc...)

- une fréquence de coupure centrale ou la fréquence de résonance donnée par : $f_c = \frac{f_{c2} + f_{c1}}{2}$ c'est la fréquence à laquelle la fonction de transfert du filtre est purement réelle avec une amplitude maximale [6].

- largeur de bande β .

- Facteur de qualité Q. donné par : $Q = \frac{f_c}{\beta}$

Pour réaliser un filtre passe bande, en utilisant des résistances et des condensateurs et un amplificateur d'instrumentation réalisé à partir du LM324, les deux filtres passe bas et passe haut simulés dans un environnement Multisim.

Pour le filtre passe haut passif

Ce filtre permet d'atténuer la composante continue du signal ECG. Le condensateur monté en série fonctionne comme circuit ouvert aux basses fréquences assure cette fonction. En considérant les valeurs du condensateur C et de la Résistance R comme illustré sur la Figure II.8, nous obtenons une fréquence de coupure de $f_c \approx 236.389\text{mHz}$. [6]

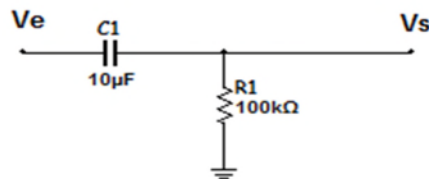


Figure II. 8 Filtre passe haut passif ($f_c \approx 236.389\text{mHz}$)

Ce type de filtre est caractérisé par :

- 1) Une fonction de transfert :

$$H(j\omega) = V_s/V_e = jR_1C_1\omega / (1 + jR_1C_1\omega) \dots (1) \text{ et } \omega \text{ est la pulsation est égal : } \omega = 1/R_1C_1$$

- 2) une fréquence de coupure :

$$f_c = 1/2\pi R_1C_1$$

- 3) une phase :

$$Q(\omega) = \pi/2 - \arctg(\omega/\omega_0) \dots (2)$$

La réponse fréquentielle de ce filtre passe-haut au niveau de Multisim :

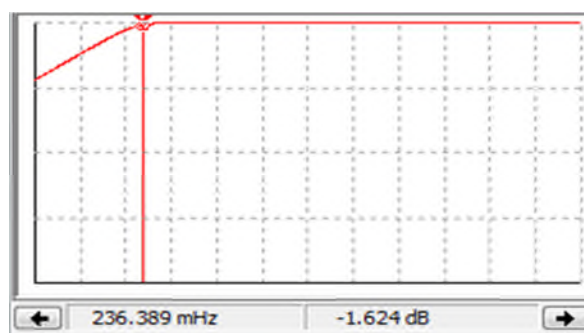


Figure II .9 La réponse fréquentiel de filtre passe haut $f_c=236.389\text{mH}$

- **Pour un filtre passe bas actif**

Ce filtre ne laisse passer que les basses fréquences et atténue toute les autres fréquences supérieures à la fréquence de coupure.

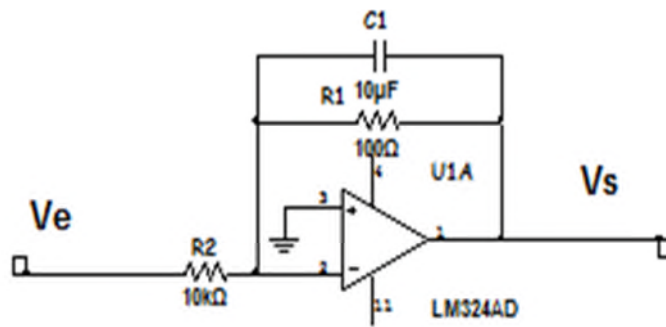


Figure II. 10 Filtre passe-bas actif

Ce type de filtre est caractérisé par :

- 1) Une fonction de transfert :

On a $Z = R1//C1$ donc $Z = (R1/jc1w)/(R1+(1/jc1w)) = R1/1+R1jc1w$ et w est la pulsation est égal : $w= 1/R1C1$

$$H(jw)= Vs/Ve= -Z/R2= - R1/R2 (1+R1jc1w).....(3)$$

- 2) une fréquence de coupure :

$$fc = 1/2\pi R1C1= w/2\pi$$

- 3) une phase :

$$Q(w)= \pi - \arctg(R1cw) = \pi - \arctg(w/wc)(4)$$

En basses fréquences, le condensateur C dans le filtre passe bas actif du 1 er ordre agit comme circuit ouvert. Alors l’expression de la fonction du transfert devient : $H(jw)= -R1/R2$

En hautes fréquences, le condensateur C agit comme circuit fermé. Alors l’expression de la Fonction du transfert devient : $H(jw)=0$

La réponse fréquentielle de filtre passe bas actif :



Figure II .11 Réponse fréquentiel du filtre passe haut $fc=206.547Hz$

II.2.1.2.3.2 filtre réjecteur

Un filtre réjecteur double T est un filtre coupe-bande passif basé sur les potentiomètres et les condensateurs. Il est conçu comme la mise en parallèle de deux filtres, l'un passe-haut et l'autre passe-bas [2] utilisé pour atténuer l'interférence du réseau électrique à 50 Hz. Comme illustré sur la figure II.12, les sources principales de ces interférences proviennent du réseau de distribution électrique (signal à 50 Hz voire 60 Hz dans certains pays) et des rayonnements électromagnétiques environnants



Figure II .12 Exemple d'ECG présentant des interférences 50Hz

En premier lieu, nous avons simulé ce circuit sur Multisim. La réponse fréquentielle de ce filtre réjecteur est présenté sur la figure II 13.

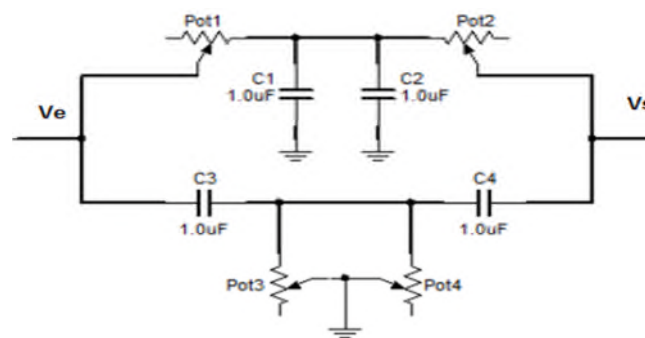


Figure II .13 Filtre réjecteur du 50 Hz en double T

Le choix des valeurs des résistances et des condensateurs est fait à partir du calcul de la fréquence de coupure qui est égale à 50Hz.

Nous avons $f_c = 1/2 \pi RC$

Si nous fixons la valeur du condensateur à 1μF, alors nous obtenons une valeur de résistance égale à :

$$R = 1/2 \pi C f_c = 3184 \text{ ohm}$$

Le tableau II.4 ci-dessous regroupe les mesures de la réponse fréquentielle du filtre réjecteur, la tension d'entrée étant fixée à $V_e = 1 \text{ V}$.

F(hz)	1	10	20	30	40	43	45	47	48	49	50	51	52	53	54	55	60	70	80	1000
Vs/Ve	0.8	0.8	0.8	0.8	0.8	0.8	0.6	0.4	0.3	0.2	0.1	0.2	0.3	0.4	0.6	0.7	0.9	0.9	0.9	0.9

Tableau II .4- Réponse fréquentielle du filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique a 50Hz

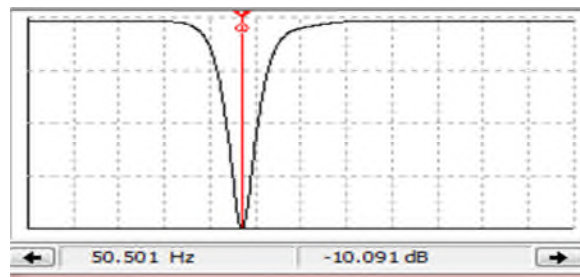


Figure II 14 Réponse fréquentielle d'un filtre réjecteur double T simulé sous Multisim

II.2.1.2.3 circuit d'alimentation

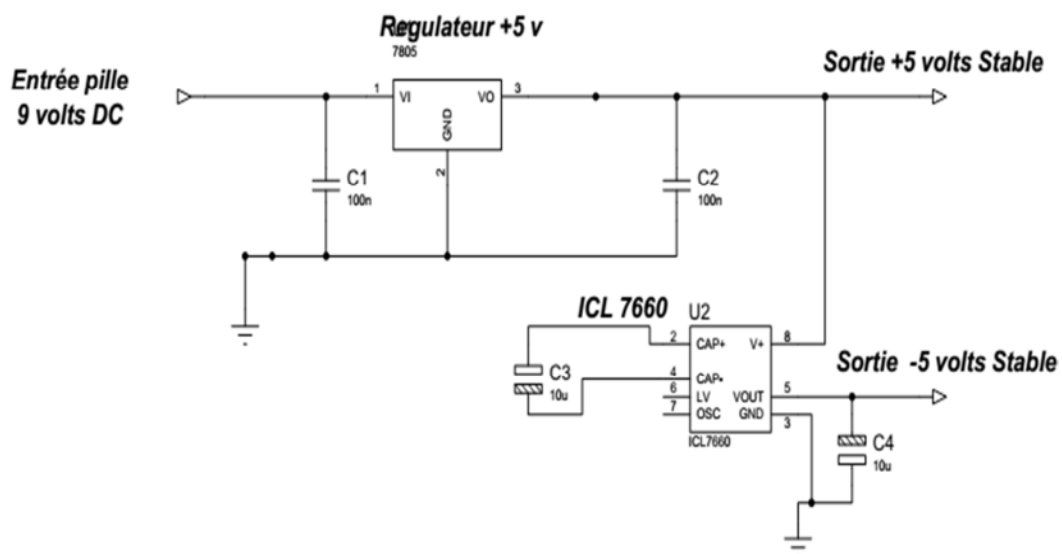


Figure II.15 - Circuit d'alimentation

La carte de mise en forme que nous avons développée nécessite une source d'alimentation symétrique $\pm 5V$ pour pouvoir fonctionner. Un circuit d'alimentation a été donc réalisé à base d'une pile qui génère une tension de 9V. Un régulateur LM7805 est utilisé pour générer à partir de cette tension un potentiel de 5V qui correspond à $+V_{cc}$. Un condensateur C1 est placé en parallèle au régulateur pour assurer une protection à ce dernier. Un 2ème condensateur C2 est utilisé pour filtrer les ondulations de tension à sa sortie. Un convertisseur de tension ICL7660 est utilisé afin de convertir la tension d'entrée positive (+5V) en une tension négative -5V qui correspond à $-V_{cc}$. Un condensateur 'C3' permet de fixer la fréquence d'oscillation à l'intérieur de ce convertisseur et un condensateur C4 assure un filtrage des ondulations de tension de sortie inverse.

II.2.1.2.3 circuit offset

Un circuit d'offset est prévu pour préparer le signal ECG mis en forme à être acquis par la carte Multifonction Arduino Uno. Puisque les entrées analogiques de la carte Arduino ne peuvent

recevoir que des signaux unipolaires allant jusqu'à 5V, donc il suffit d'ajouter une tension continue de 2.5V au signal ECG. Ce signal doit être cadré entre 0 et 5V tout ayant une tension absolue de 4V. L'écart de Tension de 1V assurera une marge de sécurité contre tout éventuel écrêtage du signal. [6]

Une tension d'offset de 2.5V est rajoutée au signal ECG par l'entremise du circuit de la Figure II.16.

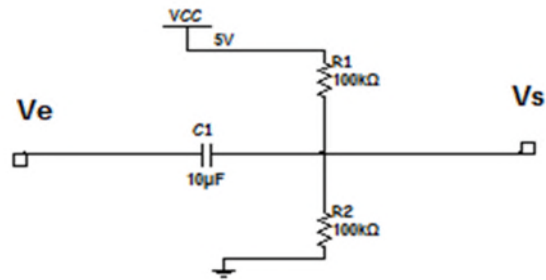


Figure II .16 Circuit d'offset utilisé pour l'ajustement en amplitude du signal électrocardiographique

II.3 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté la partie analogique de la carte électronique réalisée et étudié les différents circuits de mise en forme analogique du signal ECG.

La partie analogique de la réalisation pratique de ce projet de fin d'études comporte essentiellement des électrodes et la carte de mise en forme analogique du signal ECG conçue autour de l'amplification différentielle et le filtrage.

Après avoir mis en forme le signal ECG par toutes ces fonctions électroniques développées, en particulier l'isolation optique qui assure la sécurité du sujet, nous procédons à l'acquisition de données à travers la platine de développement Arduino Uno qui nous permettra de transmettre les échantillons du signal ECG vers un micro-ordinateur dans lequel nous sauvegarderons ces échantillons sous forme de fichier de données pour un traitement ultérieur.

Chapitre III

La carte d'acquisition du signal d'ECG

III.1 Introduction

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous accomplirons l'acquisition du signal ECG. Dans ce chapitre, nous présentons les caractéristiques de La carte d'acquisition du signal d'ECG qui permet de convertir analogique numérique du signal utilisable et connecté avec un PC pour le traitement.

Avec une carte arduino uno on peut passer le signal de l'étage analogique à l'étage numérique et afficher au niveau de l'ordinateur par un USB selon la figure suivante :

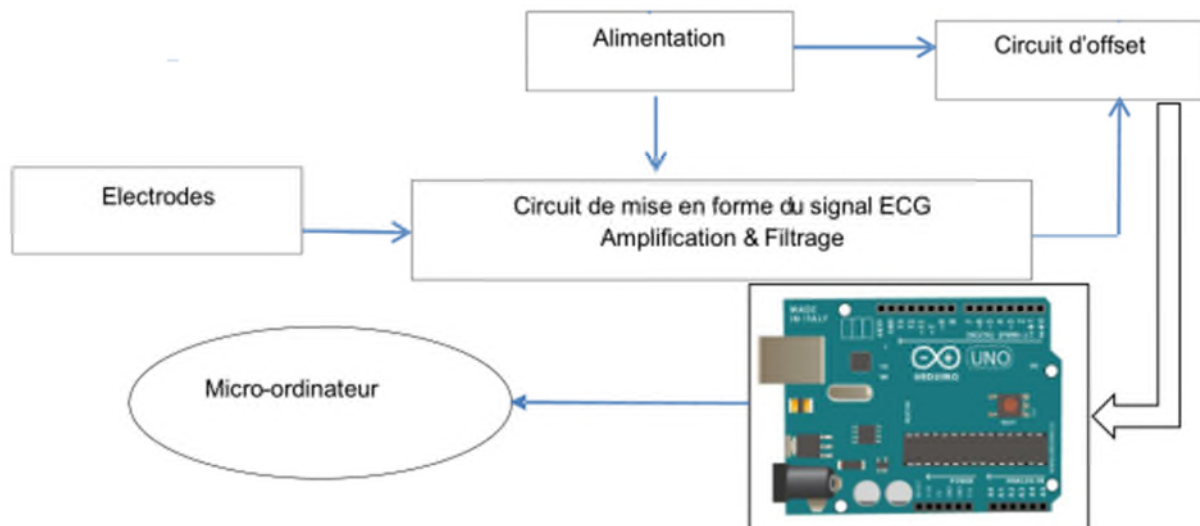


Figure III .1 : Schéma synoptique de la carte de mise en forme de signal ECG [7]

III. 2 présentations d'Arduino :

Arduino est un projet Italie en 2003, réuni l'électronique et informatique, est une plaque électronique simple et libre selon la figure III.2, elle doit être programmée grâce à un ordinateur par un USB. Il existe plusieurs types de ce circuit intégré comme Arduino MEGA, PRO, 101, YUN et UNO....

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous utiliserons comme carte d'acquisition de données l'Arduino UNO. Cette carte peut être connectée avec des différents types de capteurs ou des composants électroniques : par exemple sonores, les LEDS ...

Arduino UNO permet d'accomplir l'acquisition de données grâce à son convertisseur analogique-numérique intégré piloté par son microcontrôleur ATmega328 qui on peut définir comme un cerveau de cette circuit intégré, utilisé pour programmer et analyser des signaux électriques .dans cette plaque

il existe aussi trois étage, l'un des pines numériques et l'autres des pines analogiques et de l'alimentation.

Le domaine de l'utilisation d'Arduino est vraiment plus large surtout au niveau d'électroniques ou mécanique par exemple contrôlé des moteurs et des robots mobiles ... maintenant nous utilisons cette carte dans le domaine médicale pour transformé les signaux physiologiques de faible d'amplitude détectés d'après des électrodes et développés suivant un circuit analogique a un ordinateur pour le diagnostic d'après l'opération de traitement signale de l'information donnée . Dans notre projet, nous détecterons l'ECG comme une base pour obtenir l'information de signal de variabilité de rythme cardiaque (VRC) et appliquer au niveau d'entrée d'Arduino UNO et afficher dans une interface graphique développée dans un environnement MATLAB, avec un l'algorithme de Pan-Tompkins Nous pouvons détectant les pics R et généré le signal VRC qui en suit en traité.

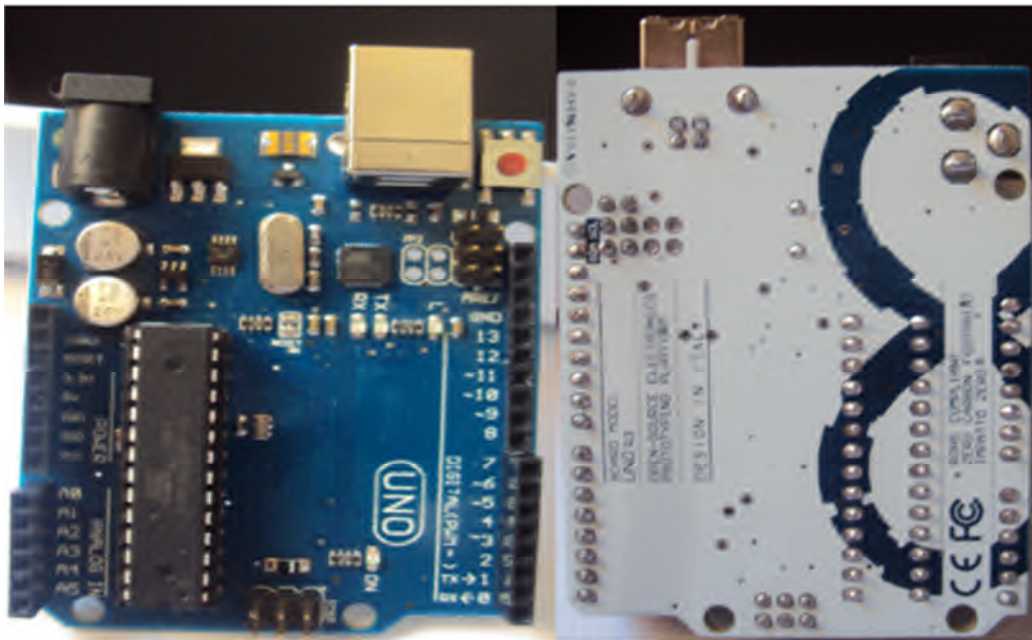


Figure III. 2 Schéma la carte Arduino uno

III .2.1 La partie théorique de la carte Arduino UNO :

III 2.1.1 les composantes électroniques d'Arduino UNO :

Arduino uno comporte des circuits qui facilitent la tâche à utilisateur par les composantes électroniques suivant :

- un convertisseur analogique numérique (CAN) qui distingue de 1024 valeur différent.
- un convertisseur de modulation de largeur d'impulsion PWM existe au niveau des ports (3, 5, 6, 9, 10 et 11)

-clock ou le timer : est un périphérique matériel permettant de mesurer des durées, inclus dans les microcontrôleurs, son rôle est permettre la synchronisation des opérations que le microcontrôleur est chargé d'effectuer.

- deux l'alimentation, l'un extérieur et autre par USB.

- les LEDS (TX et RX), soit programmés ou régulateurs, telle que ce dernier sont chutées la tension adapte de microcontrôleur par exemple de 20 V à 5V. Les LED sont permet de comprendre la transmission des données par Bluetooth, WIFI ou par la programmation des autres microcontrôleurs.

- les ports (2a 13 et de A0 a A5) comme des portes digitale mais parfois on utilise les ports (A0 a A5) comme des portes analogique d'entrées .

-un microcontrôleur de ATMEL sérié ATmega328.

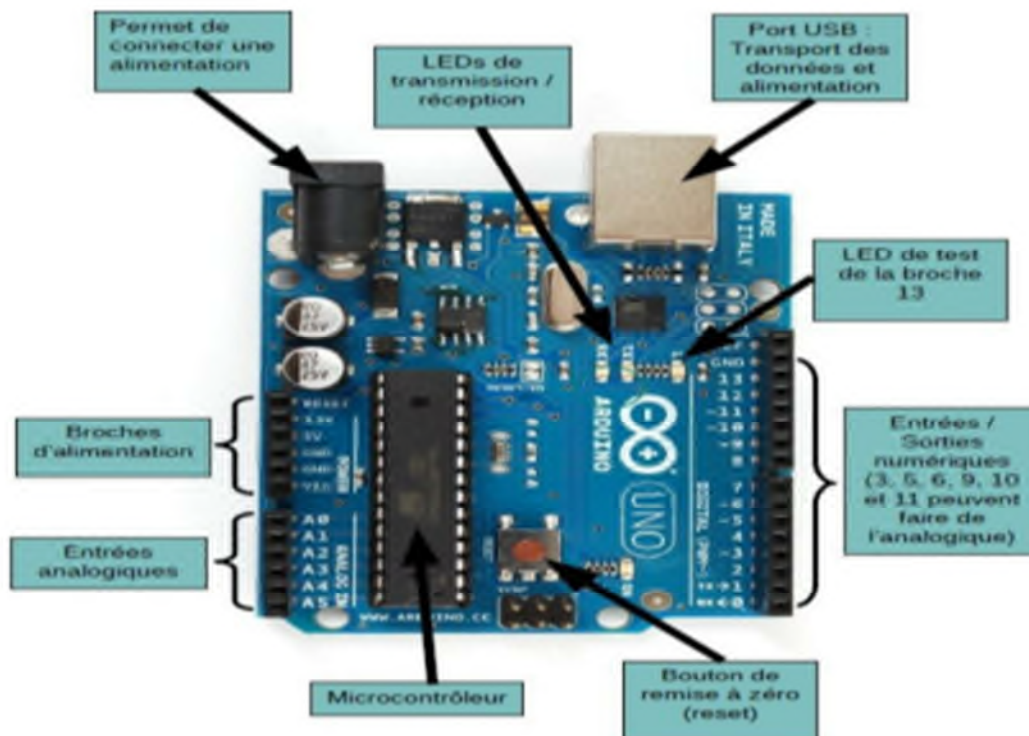


Figure III.3. Schéma des différentes parties de la carte Arduino uno [8]

Caractéristique d'Arduino UNO :

La carte Arduino uno est caractérisée par un microcontrôleur ATmega 328, elle peut être supporte de 6V à 20V, mais a cette tension maximal la carte peut être fonction juste 30s. une tension minimale égale 7V et le microcontrôleur est instable si la tension appliquée inférieure à cette valeur.

L'intensité maxi disponible par broche E/S (5V) 40mA et pour la sortie 3.3V est 50mA.

La mémoire de la carte Arduino uno est petite de 32KB (kilo bit) et une rapidité de 16 MHz.

III.2.2 logiciel d'Arduino uno :

Dans le site www.arduino.cc on a téléchargé le compilateur Arduino uno qui est disponible dans trois systèmes d'exploitation (Windows, Lunix, Mac).

Le logiciel de programmation de la carte Arduino sert d'éditeur code. Une fois le programme tapé ou modifié au clavier, il sera transféré et mémorisé dans la carte à travers la liaison USB qui alimente par le 5 V de la carte et transporte l'information. [10]

III.2.2.1 L'interface de logiciel d'Arduino uno :

L'interface de logiciel de l'Arduino uno est base sur quatre zones importantes comme illustrer sur la figure suivant :

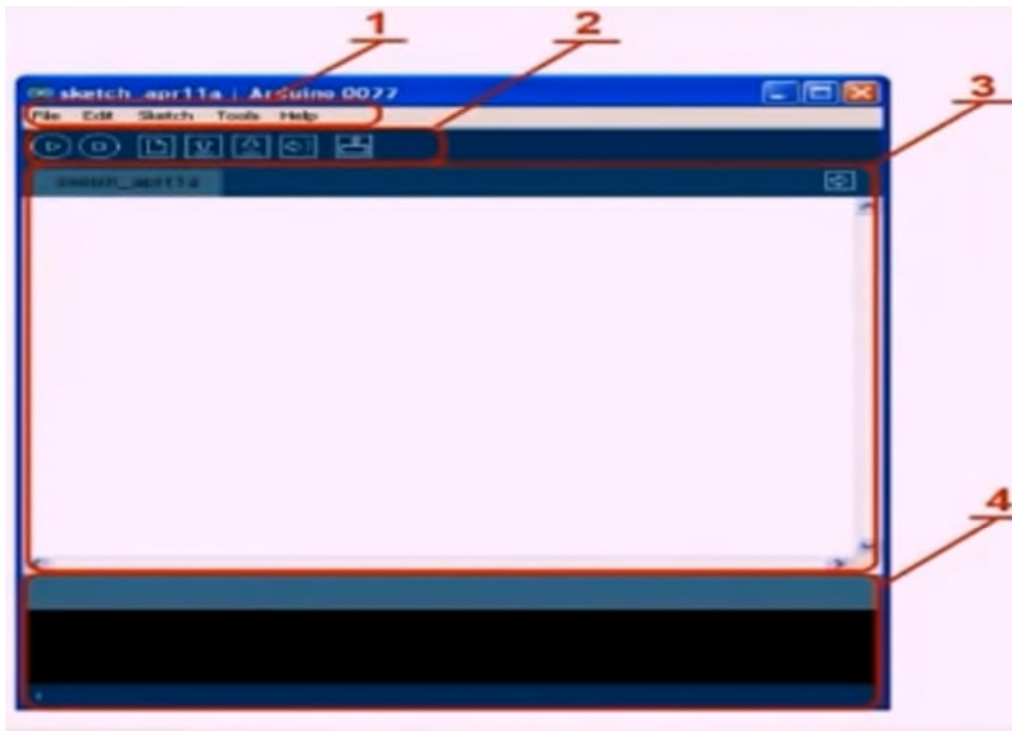


Figure III .4 Interface de compilateur Arduino uno

- La zone un : est représenté les opérations de configuration de logiciel
- La zone deux : contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer notre carte.
- La zone trois : ce cadre va contenir le programme que nous allons créer
- Bloc quatre : cette zone est important, elle est connaitre par le débogueur, car il va nous aider à corriger les fautes dans notre programme (afficher les erreurs).

Voici les boutons de la zone deux et leur signification :

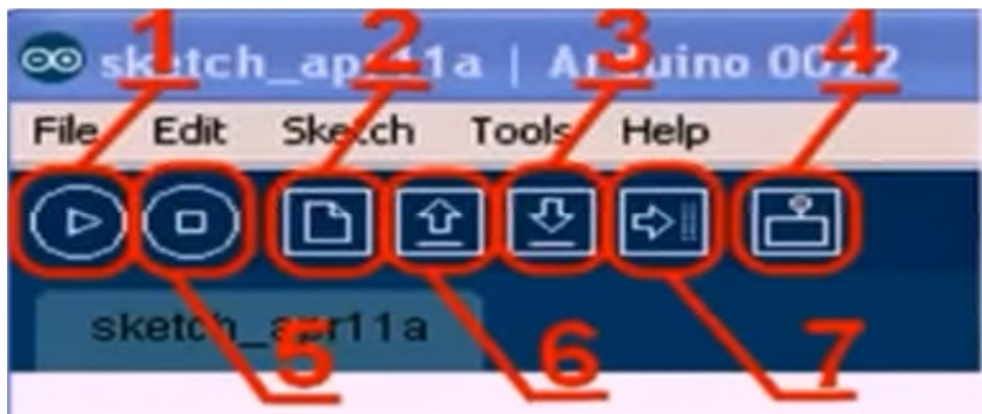


Figure III .5 les boutons de zone deux

-bouton 1 : ce bouton permet de vérifier le programme, il actionne un module qui cherche les erreurs dans notre programme.

-bouton 2 : créer un nouveau fichier.

-bouton 3 : sauvegarder le programme en cours.

-bouton 4 : On n'y touche pas pour l'instant.

- bouton 5 : stoppe la vérification.

-bouton 6 : charger un programme existant.

-bouton 7 : compiler et envoyer le programme vers la carte

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement, et du port USB utilisé comme illustré sur la Figure III.6

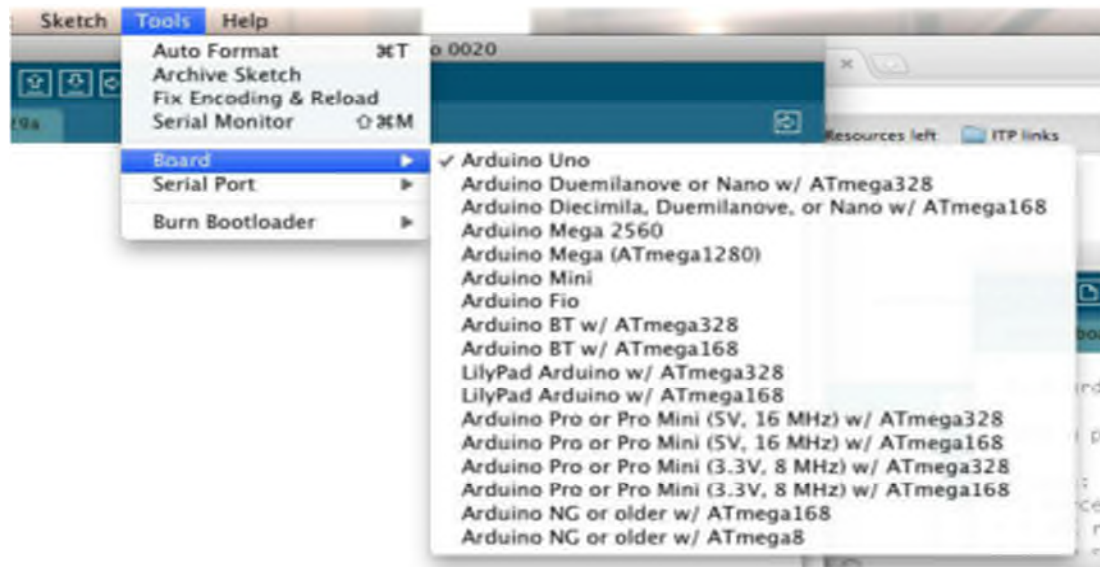


Figure III.6 chaîne de la sélection de la carte Arduino Uno

III.2.2.2 Programmation d'Arduino :

La partie software développée, et constituée d'un firmware chargé dans le microcontrôleur de la carte Arduino Uno, et d'un script de pilotage développé dans un environnement MATLAB.

Le firmware est un programme compilé en binaire, est chargé dans le microcontrôleur ATmega328 de la carte Arduino. La compilation se fait dans l'environnement de développement intégré d'arduino.

Cet environnement permet de développer des programmes en langage C++ tout en bénéficiant d'une bibliothèque de fonctions préprogrammées dédiées au fonctionnement des cartes Arduino.

Le programme à écrire comporte trois parties essentielles,

- Une 1ère partie de déclaration de constantes et de variables
- Une deuxième partie qui consiste à une routine nommée setup et qui permet de configurer Arduino selon nos besoins
- une troisième et dernière partie qui consiste en une routine nommée loop et qui regroupe les étapes de fonctionnement de la carte Arduino.

Cet environnement de développement est spécifique à l'ensemble des cartes de types Arduino.

La programmation d'Arduino UNO est basée sur le langage C qui définit comme un ensemble des mots, finit par se transformer en quelque chose qui agit sur le monde réel [6] selon la figure suivante.

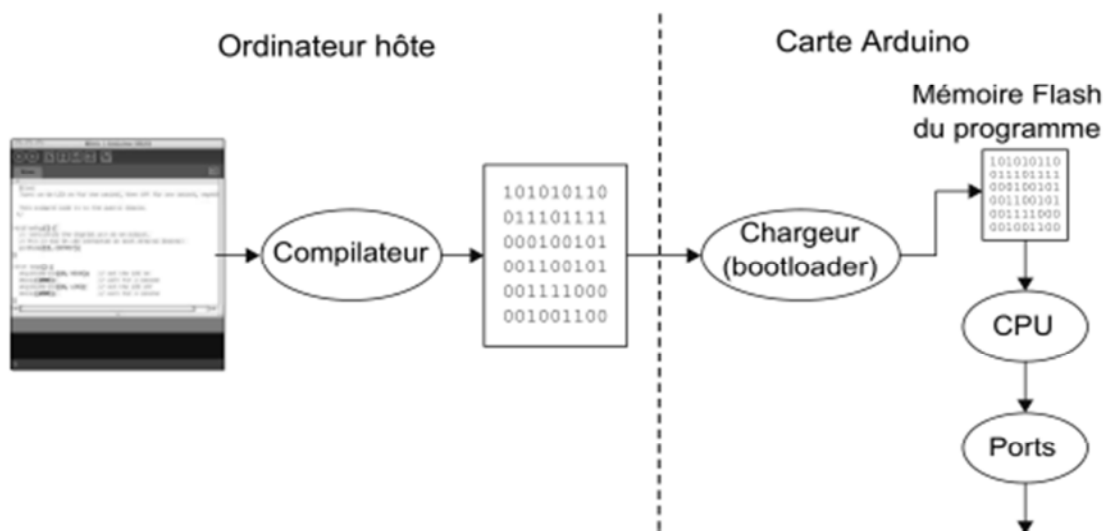


Figure III .7 la chaine de production qui démarré
Par le code ou le programme
Et termine par exécution.

Dans notre projet de fin d'études, nous utiliserons deux programmes. L'un développé dans un environnement d'Arduino uno, et autre développé dans un environnement au choix de l'utilisateur, et comme un programme secondaire nous avons choisi l'environnement MATLAB pour obtenir les données des signaux numérisés.

Les programmes source Arduino uno s'appellent des croquis ou sketch, ils sont caractériser par plusieurs signes de ponctuation et le plausible oubli d'espaces entre les mots (et de lettres accentuées) mais il faut tenir compte de la différence entre majuscules et minuscules et chaque ligne de programme se terminer par une point- virgule. Le code générique dans la programmation pour Arduino uno prend la forme de deux fonctions qui doivent toujours être présentes dans un croquis et porter exactement les noms `setup ()` et `loop ()` selon la Figure III.8.

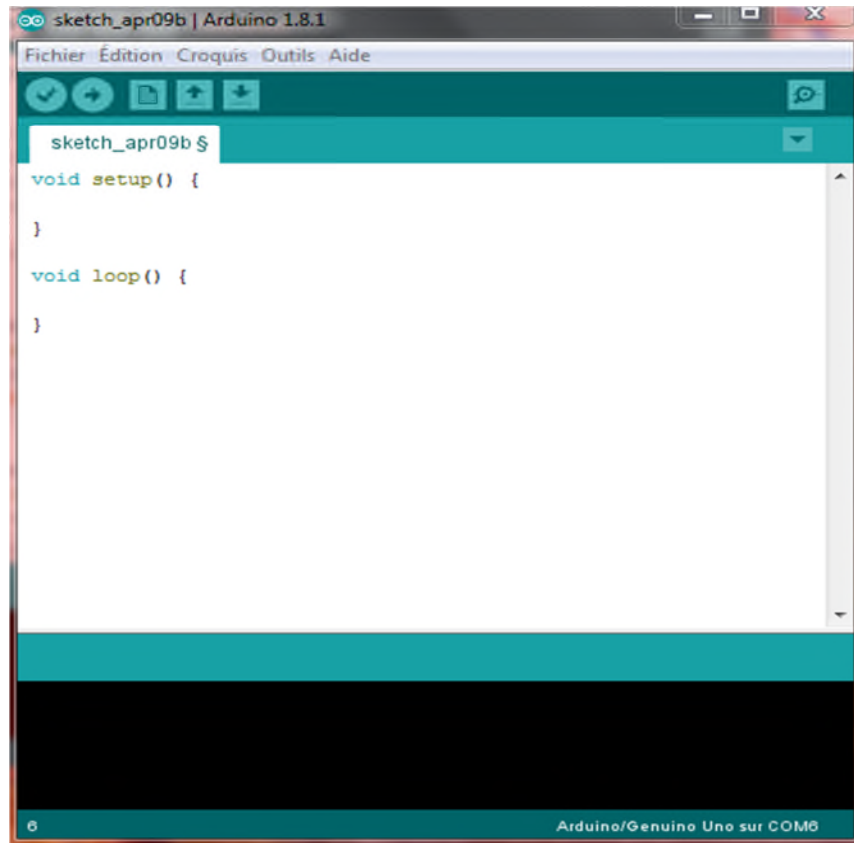


Figure III.8 les deux fonctions d'Arduino


D'après la Figure III.8 on remarque qu'avec les fonctions dans L'atelier Arduino, il existe un mot Void, qui' Il signifie qu'elles ne renvoient aucune valeur, alors que c'est le cas de nombreuses autres fonctions Autre mot qu'il n'y aura pas de valeur renvoyée, nous utilisons le void suivi par un espace puis le nom de fonction, puis d'un couple de parenthèses délimitant la liste des paramètres. On a des accolades ou toutes les actions que va réaliser la fonction ou le code doivent être placées.

Pour assurer un meilleur traitement de données numérisées, On continue la chaîne d'acquisition de signal d'ECG par la génération de signal VRC d'après un algorithme de Pan-Tompkins qui utilise pour détecter les pics R, en suite on traite le signal résulte dans un environnement Matlab., telle que ce dernière est constitué plusieurs boites à outils (toolbox) très riche en fonctions préprogrammées permettant d'effectuer des Traitements complexes [3].

Dans atelier Arduino uno , si on a puit sur le bouton de télé versement, on a déclenché en série l'installation du programme exécutable sur la carte Arduino uno et à son démarrage qui permet de lire les échantillons numérisés.

III.3 Langage de programmation :

Après avoir branché notre circuit réalisé avec la carte Arduino uno et démarrer le logiciel de l'Arduino uno, nous avons écrit ce programme pour avoir le signal de ECG montré dans la figure III.9 :

The image shows a screenshot of the Arduino IDE window titled "PROGRAMME_ARDUINO_MATLAB | Arduino 1.8.1". The menu bar includes "Fichier", "Édition", "Croquis", "Outils", and "Aide". The toolbar contains icons for checkmark, play, save, upload, and download. The active tab is "PROGRAMME_ARDUINO_MATLAB". The code editor contains the following C++ code:

```
This example code is in the public domain.
*/

// the setup routine runs once when you press reset:
void setup() {
  // initialize serial communication at 9600 bits per second:
  Serial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
  // read the input on analog pin 0:
  int sensorValue = analogRead(A0);
  // print out the value you read:
  Serial.println(sensorValue);
  delay(1);        // delay in between reads for stability
}
```

Figure III.9 Programme pour l'acquisition du signal.

III .4 conclusion :

Dans ce chapitre, nous accomplirons l'acquisition du signal ECG par la carte ArduinoUno, pour numérisés ce signal et transformé au niveau d'un ordinateur et continue par la génération du signal VRC par la détection des pics QRS, et en suit l'analyse temps--fréquence du signal généré par le spectrogramme au niveau d'un environnement MATLAB dans le chapitre IV.

Chapitre IV**Méthode d'analyse du signal de variabilité cardiaque****IV.1 Introduction**

Le signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) est constitué en amplitude par les durées du rythme cardiaque au cours du fonctionnement du cœur. En effet, les durées RR dans un signal ECG représente l'amplitude du signal VRC.

Le signal de variabilité du rythme cardiaque, comme tous les signaux d'origine biomédical, est un signal non-stationnaire. L'analyse temps-fréquence de ce signal permet à la fois de caractériser ses différentes bandes fréquentielles et de localiser toute énergie significative dans le domaine temporel.

L'objectif principal de ce projet de fin d'études est d'élaborer un outil d'aide au diagnostic médical basé sur l'analyse du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) par une méthode temps-fréquence, à savoir le spectrogramme. Ce projet se voit concrétisé sur deux points essentiels, premièrement sur le plan de réalisation pratique, et deuxièmement sur le plan de traitement numérique du signal.

Plusieurs points élémentaires surgissent au niveau de la réalisation pratique. En premier lieu, l'utilisation adéquate du capteur, à savoir les électrodes, permettra d'aboutir un signal ECG correct. Deuxièmement, la mise en forme du signal ECG en termes d'amplification et de filtrage est d'un intérêt majeur vis-à-vis l'aboutissement à un signal ECG sans bruit. Ce signal devra être cadré entre 0 et 5V, domaine de tension des entrées analogiques de la carte Arduino Uno, qui assurera par la suite l'acquisition de données.

Sur le plan traitement, le signal VRC sera généré par la détection du pic R des signaux ECG mis en forme. Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous avons développé dans un environnement MATLAB un algorithme de détection du pic R.

Une dernière problématique de traitement dans le cadre de ce présent projet de fin d'études consiste à l'élaboration d'un outil de caractérisation des bandes fréquentielles du signal VRC dans le plan temps-fréquence. Cette caractérisation, à développer dans un environnement MATLAB, sera basée sur le spectrogramme.

Le signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) représente la variabilité des durées entre contractions successives au cours de la révolution cardiaque sur plusieurs cycles, Cette durée présente des variations qui peuvent être d'origine physiologique ou pathologique. Un rythme cardiaque variant dans le temps est un facteur indicateur et prédicteur de troubles cardio-vasculaires. Il existe Plusieurs méthodes d'analyse du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) :

1-Analyse temporelle :

L'étude temporelle du signal VRC consiste à observer les intervalles RR successifs dans un signal ECG par rapport à leur moyenne et par rapport à leur écart-type. Cette étude temporelle génère un certain nombre de paramètres. Nous pouvons citer quelques paramètres répandus au cours d'une analyse temporelle du signal VRC :

- NN: durée entre deux pics R normaux.
- SDNN: écart-type de l'ensemble des durées NN, connu aussi comme variabilité globale
- SDANN: Variabilité SDNN sur 5 minutes d'enregistrement du signal ECG
- NN50: Nombre de cycles cardiaques successifs différents de plus de 50ms
- pNN50: NN50 normalisé par rapport au nombre total de cycles cardiaques
- SDSD: Écart type de la différence entre les cycles cardiaques successifs
- RMSSD: Moyenne quadratique des pics R successifs

Ces différents paramètres permettent l'étude de la réponse cardiaque suite à la stimulation du système nerveux autonome.

2-Analyse fréquentielle :

L'analyse spectrale du signal VRC permet de représenter la variabilité du rythme cardiaque dans différentes bandes fréquentielles. Deux bandes fréquentielles fondamentales sont représentées dans le spectre du signal VRC ; à savoir la bande LF (Low Frequency) et la bande HF (High Frequency) faisant référence aux bandes fréquentielles de basse et de haute fréquences, respectivement.

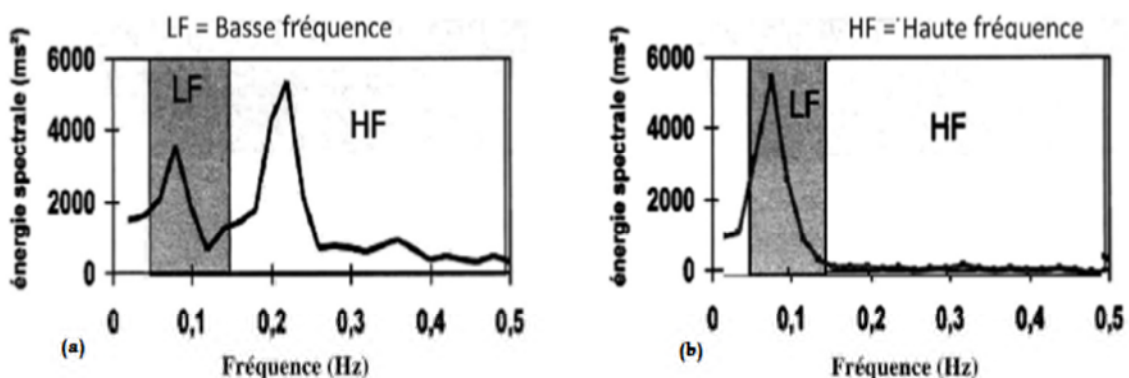


Figure IV.1 Représentation spectrale du signal VRC

(a) Activité parasympathique dominante, (b) Activité sympathique dominante

La bande fréquentielle HF occupe l'intervalle de fréquence entre 0.15 Hz et 0.4 Hz. Cette bande fréquentielle est indicatrice de l'activité parasympathique, sauf si la fréquence respiratoire est inférieure à 9 cycles par minute.

La Bande fréquentielle LF occupe l'intervalle de fréquence entre 0.04 et 0.15 Hz. Cette bande fréquentielle est indicatrice de l'activité sympathique. Cependant, d'autres recherches scientifiques ont permis de conclure.

Que cette bande fréquentielle de basse fréquence est à l'origine des activités sympathique et parasympathique permettant de contrôler le nœud sinusal.

IV.4 Définition du signal non stationnarité

Un signal est le support physique d'une information. Il est résulté s'il y a des mesures et/ou transmissions d'informations d'une source vers un destinataire. On peut rencontrer le signal dans des domaines variés comme , l'acoustique, l'optique, la mécanique, l'astronomie, la biologie et électrique par exemple fonction cardiaque le VRC.

Le signal de VRC est un signal non stationnaire, il est caractérisé par la variation des propriétés statistique à la cour du temps autre mot les contenu fréquentiel change dans le temps.

Il existe plusieurs approches de modélisation et d'analyse des signaux non-stationnaires. Celles-ci diffèrent par leurs hypothèses de départ et/ou la structure du modèle choisi. Les hypothèses de départ peuvent être temporelles, ce qui conduit aux algorithmes adaptatifs ; fréquentielles, ce qui mène à des algorithmes d'analyse spectrale, ou bien, des hypothèses temps-fréquence ou temps-échelle et ce qui donne les algorithmes des représentations temps-fréquence ou ondelettes.

IV.5-L'analyse temps- fréquence

L'analyse temps- fréquence c'est la méthode qui nous utilisons dans ce projet de fin d'étude, est une méthode d'analyse qui requiert l'enregistrement continu de l'électrocardiogramme (ECG). cette méthode est non paramétrique basée sur la transformée de Fourier comme la FFT pour donner une représentation conjointe en temps et en fréquence d'un signal non-stationnaire, présenter inconvénient majeur compte tenu des principes d'incertitude de Gabor_Heisenberg, il est impossible d'avoir à la fois une localisation parfaite en temps et fréquence.

Le but de l'utilisation la méthode d'analyse temps fréquence dans le domaine non stationnaire consiste également à l'idée d'éviter les limitations des méthodes classiques de traitement et, notamment, la transformée de Fourier qui représente l'outil de base pour le développement des approche classiques [11].

IV.6 Généralité sur la transformée de Fourier

La transformée de Fourier est une opération mathématique qui consiste à décomposer une fonction selon ses fréquences. Elle transforme une fonction $f(t)$ dépendant du temps, en une fonction $F(f)$ dépendant de la fréquence. Chaque fonction exprime l'amplitude des sinus et des cosinus correspondant à chaque fréquence contenue dans la fonction originale.

Donc L'idée fondamentale de la théorie de Fourier est que chaque signal peut être décomposé en une somme de sinusoides simples de fréquences elle est utilisée pour déterminer la fréquence sinusoidale et la phase d'une section locale d'un signal. Son module carré donne le spectrogramme.

IV.6.1 Les série de Fourier :

Toute fonction périodique peut s'écrire en série de Fourier. Si la période est égale à 1

$$f(t) = f(t+1)$$

Cette série prend la forme :

$$f(t) = 1/2 a_0 + (a_1 \cos 2\pi t + b_1 \sin 2\pi t) + (a_2 \cos 2\pi 2t + b_2 \sin 2\pi 2t) + \dots$$

Le coefficient de Fourier a_k mesure la « quantité » de fonction cosinus, $\cos 2\pi kt$, de fréquence k , contenue dans le signal ; le coefficient b_k mesure la « quantité » de fonction sinus, $\sin 2\pi kt$, de fréquence k , contenue dans le signal. Une série de Fourier ne comprend que des sinusoides de fréquences égales à des multiples entiers de la fréquence fondamentale (cette fréquence fondamentale étant l'inverse de la période). On écrit habituellement la formule (1a) de la manière suivante :

$$f(t) = \frac{1}{2} a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} ((a_k \cos 2\pi kt + b_n \sin 2\pi kt))$$

Où k représente la fréquence.

IV.7 Transformée rapide de Fourier (Transformée de de Fourier à court terme)

Plus d'un siècle plus tard, en 1965, James Cooley et John Tukey inventèrent la transformée rapide de Fourier (FFT), programme informatique permettant de transformer un signal temporel en signal

fréquentiel, en faisant l'économie d'un grand nombre d'opérations en regard de la méthode classique fondée sur la discrétisation de l'intégrale de Fourier. La FFT réduit de n^2 à $n \log_2 n$ le nombre de calculs nécessaires pour effectuer la transformée de Fourier. Plus n est grand plus le gain en rapidité de calcul est impressionnant.

La FFT s'applique aux signaux stationnaires (dont le spectre fréquentiel varie peu au cours d'une période temporelle limitée) constitués d'un nombre de valeurs égal à une puissance de 2. Les signaux de périodes R-R oscillent de manière régulière dans certaines conditions, et sur des courtes périodes d'enregistrement il est alors permis de les considérer comme étant stationnaires. Dans les études de la variabilité à court terme des paramètres cardiovasculaires, il s'agit généralement de séries de valeurs de

$256 = 2^8$, $512 = 2^9$, ou $1024 = 2^{10}$ valeurs.

Dans l'analyse de temps fréquence par l'analyse de Fourier, il faut choisir comme variable soit le temps, soit la fréquence. Pour analyser le signal à la fois en temps et en fréquence, car il est impossible d'avoir à la fois une localisation parfaite en temps et fréquence. Gabor ou la transformée de Fourier à fenêtre glissante est posé une solution pour ce problème, appelé transformée de Fourier « à fenêtre », cette solution est limiter la plage de temps analysée par la décomposition du signal étudié en fréquence, intervalle par intervalle.

La transformée de Fourier à court terme (TFCT) (à fenêtre) et ses dérivées (notamment le spectrogramme) sont les méthodes temps-fréquence les plus utilisées dans les applications pratiques.

Ainsi, cette classe de méthodes représente la solution la plus répandue pour éliminer les limitations de la transformée de Fourier. L'idée de base est très simple et efficace : on décompose le signal en petits segments et on applique, sur chacune des sections, la transformée de Fourier en obtenant ainsi le spectre « local ». La totalité des spectres « locaux » indique alors comment le spectre varie au cours de temps.

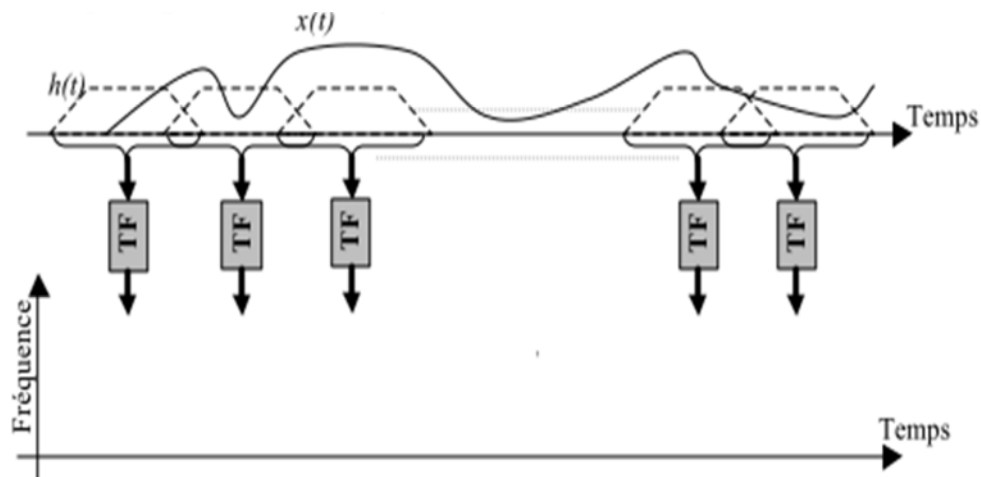


Figure IV.2 Le principe de la TFCT

La fenêtre, qui définit la taille de l'intervalle analysé, est une fonction dont la représentation graphique est un morceau de courbe ; celle-ci délimite une zone qui contient des oscillations. La taille de la fenêtre ne change pas pendant l'analyse, mais on la remplit successivement d'oscillations de fréquences différentes.

Tandis que la transformée de Fourier classique compare le signal entier à des sinusoïdes infinies de diverses fréquences, la transformation de Fourier à court terme compare un segment du signal à des portions de courbes oscillantes de différentes fréquences. Une fois un premier segment analysé, on fait glisser la fenêtre le long du signal, pour en analyser un autre.

$$\text{STFT} \{x(t)\} \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt$$

Cette relation représente le produit scalaire entre le signal $x(t)$ et les fonctions de base.

En pratique, on utilise le Spectrogramme qui est le module au carré de la TFCT. Lorsque les valeurs de TFCT sont, en général, complexes, le module carré nous assure que la valeur du spectrogramme sera toujours une valeur réelle. Le spectrogramme (expression numérique) est alors défini comme une densité d'énergie soit :

$$S(t, \nu) = \left| \int x(\tau)h^*(\tau - t)e^{-j2\pi\nu\tau} d\tau \right|^2$$

La TFCT ou le spectrogramme considère implicitement un signal non stationnaire comme une succession de situations quasi-stationnaires, à l'échelle de la fenêtre à court terme $h(u)$. La résolution temporelle d'une telle analyse est fixée par la largeur de la fenêtre, la résolution fréquentielle étant fixée par la largeur de sa transformée de Fourier. Ces deux largeurs étant antagonistes, on se trouve alors en présence d'un compromis entre les résolutions temporelle et fréquentielle.

Cependant le choix d'une fenêtre de taille fixe entraîne de sérieux compromis : lorsque la fenêtre est étroite, on localise les changements brusques, comme les pics et les discontinuités, mais on ne perçoit pas les basses fréquences du signal, dont la période trop grande ne peut être contenue à

l'intérieur d'une fenêtre trop étroite. Inversement, quand la fenêtre est trop large on ne peut alors distinguer l'instant d'un pic ou d'une discontinuité, car ces événements sont alors noyés dans la totalité de l'information contenue dans l'intervalle de temps défini par la taille de la fenêtre adoptée. Cet inconvénient majeur de la méthode ressort de la relation d'incertitude d'Heisenberg-Gabor, qui stipule que lorsqu'on applique une méthode d'analyse à un signal, $\Delta t \cdot \Delta f \geq 1/4\pi$, où Δt représente la résolution temporelle et Δf la résolution fréquentielle. Autrement dit, on ne peut caractériser un signal très précisément à la fois en fréquence et dans le temps, l'augmentation de la résolution temporelle se fait au détriment de la résolution fréquentielle et inversement. Outre cet inconvénient, les transformées de Fourier à court terme ne permettent pas de retrouver le signal original, car celui-ci a été pondéré par la fenêtre de filtrage.

IV.9 traitement du signal

Traiter un signal, c'est essentiellement en extraire l'information que l'on juge utile, la mettre en forme pour mieux l'analyser, la transmettre ou la stocker, l'épurer de parasites éventuels. Le traitement des signaux a été réalisé à l'aide de Matlab (The MathWorks, Inc)

On peut résumer une chaîne de traitement du signal par le schéma suivant :

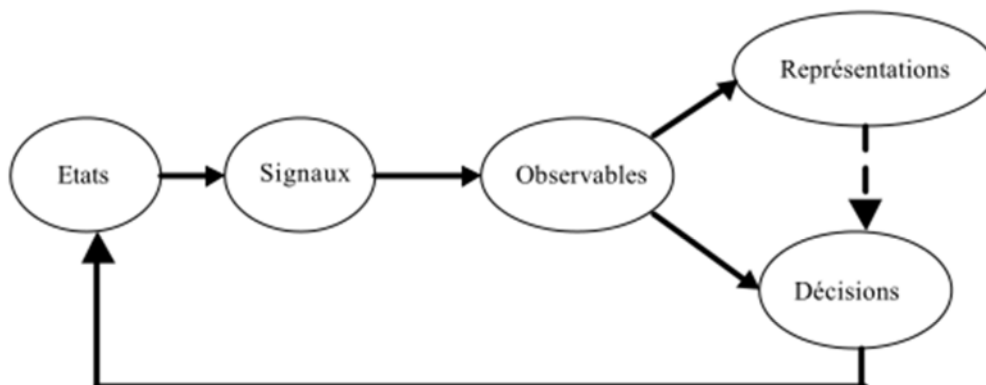


Figure IV .3 Le schéma général d'une chaîne de traitement [11]

États : c'est là que se trouve l'information utile.

Signaux : ce sont eux qui matérialisent les états possibles.

Observables : ce sont les seules grandeurs disponibles pour l'utilisateur ;

Décisions : c'est là que se matérialisent les opérations relatives aux signaux ;

Représentations : elles permettent de changer la façon dont on regarde un signal et peuvent soit aider à l'analyse seule, soit constituer un détour utile pour construire une décision.

IV .10 Détection du rythme cardiaque

Le signal qui résulte d'après l'activité électrique du cœur est un élément principal pour générer le signal VRC et essentiel dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires. Le signal ECG est un signal périodique, riche par des ondes qui présentent le mouvement électrique du cœur. Ils sont répétés à chaque battement cardiaque avec une période instationnaire et un changement dans l'amplitude et des phases.

La variabilité du rythme cardiaque c'est la variabilité de l'intervalle RR qui varie périodiquement selon le cycle respiratoire, Les intervalles RR est les pics de pression artérielle systoliques étaient extraits des signaux bruts ECG et de pression après multiplication de ces signaux par un signal parabolique, permettant d'améliorer la détection des pics.

Le signal ECG est obtenu à l'aide d'un circuit électronique dont l'alimentation, et travers une carte Arduino uno pour numérisé et affiché ensuite au niveau de ordinateur. Avec un algorithme de Pan-Tompkins On peut détecter les pics R et générer le signal VRC.

IV.10.1 Algorithme Pan-Tompkins : Cette méthode est simple, elle a été présentée par Pan et W. J. Tompkins, basée sur les principales Caractéristiques des complexes QRS pour réaliser leur détection en temps réel. La détection de position du pic R et la détermination de la largeur entre deux pics R consécutif est l'étape la plus importante lors de la détection du complexe QRS.

On a développé rapidement l'application, dans un Matlab qui définit comme un environnement de calcul intégré, et basé sur un langage de programmation qui permet la manipulation d'objets mathématiques à l'aide de fonctions.

IV.10.2 L'analyse temps fréquence de rythme cardiaque

L'analyse du rythme cardiaque sur l'électrocardiogramme se fait donc en 2 étapes, vérifiant d'une part la régularité du rythme, d'autre part l'origine du rythme cardiaque, cette analyse pas simple car l'ECG est lié avec l'état physiologique d'un patient (au repos, en mouvement, stress, etc.).

IV.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté plusieurs méthodes d'analyse du rythme cardiaque et une explication sur la méthode utilisée dans ce travail qui est la méthode temps fréquence basée sur la transformée de Fourier à court terme.

Dans le chapitre suivant, nous présenterons les enregistrements et les Mesures et l'acquisition des données et leur traitement temps-fréquence.

Chapitre V

Acquisition de données et traitement temps-fréquence.

V.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats d'acquisition de données du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) et le traitement temps-fréquence de ce dernier. Le traitement temps-fréquence est effectué par la transformée de Fourier à court terme (STFT: Short-time Fourier Transform) sous certaines conditions physiologiques. L'acquisition de données est effectuée par la platine de développement Arduino Uno. Les signaux acquis sont récupérés dans un environnement MATLAB.

V.2 Mise en forme analogique

Cette mise en forme consiste tout d'abord à une amplification différentielle assurée par un amplificateur d'instrumentation de taux de réjection en mode commun (TRMC) convenable. Un étage de filtrage permet de cadrer notre signal dans sa bande fréquentielle ordinaire. Il est à souligner l'utilisation d'un filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique à la fréquence 50 Hz.

V.2.1 Amplificateur d'instrumentation

Nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentation conçu par trois amplificateurs opérationnels du circuit intégré LM324. Nous avons ajusté notre amplificateur d'instrumentation à un gain différentiel égal à 100. En raccordant les électrodes sur les poignets avec les entrées V1 et V2 de l'amplificateur d'instrumentation, et en branchant la masse avec le pied gauche, nous obtenons un signal électrocardiographique en sortie de l'amplificateur opérationnel monté en étage différentiel de l'amplificateur d'instrumentation. Nous visualisons ce signal de sortie sur un oscilloscope numérique à un calibre convenable selon l'amplitude obtenue en sortie.

Les signaux ECG obtenus comme première manipulation sont illustrés sur la Figure V.3 et montrent clairement la morphologie régulière d'un signal ECG ; à savoir l'onde P, le complexe QRS, et l'onde T. L'onde T n'apparaît pas généralement sur des enregistrements de signaux électrocardiographiques enregistrés auprès de sujets sains. Les signaux électrocardiographiques sont visualisés sur plusieurs cycles cardiaques.

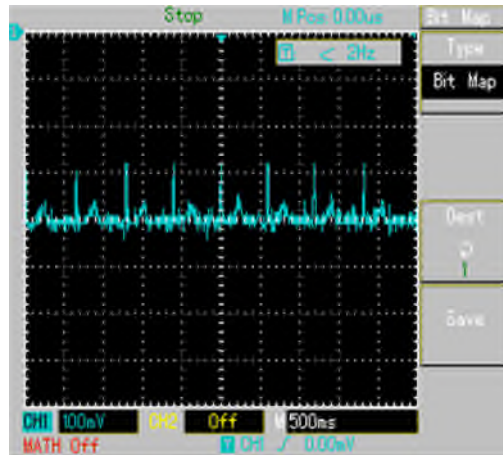
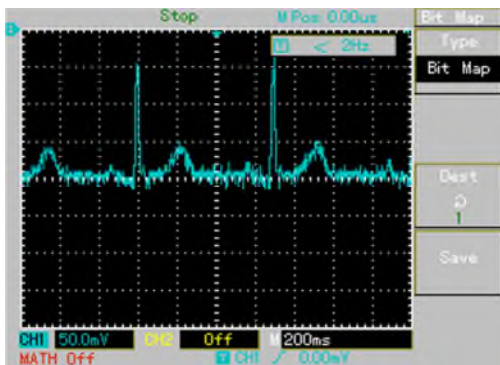
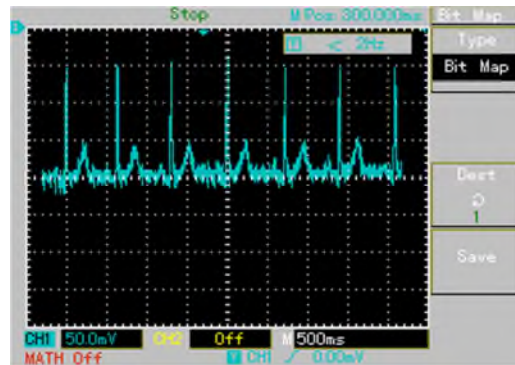


Figure V.1 - Signal ECG à la sortie de l'amplificateur

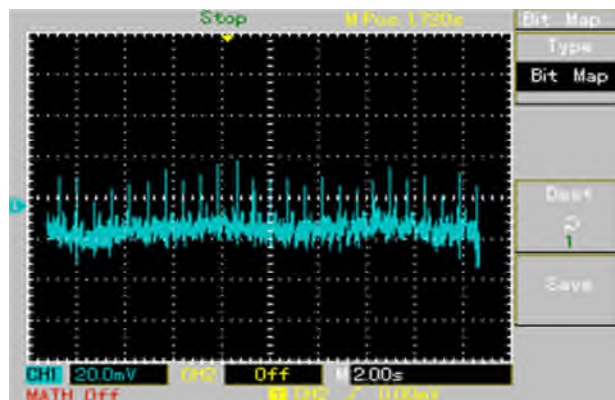
Comme illustré sur la Figure V.1, le signal électrocardiographique obtenu est cadré sur une division à un calibre 100mV et une base de temps de 500ms, soit à un cycle cardiaque aux alentours de 700ms. c'est un signal ECG de très faible amplitude et affecté par du bruit.



(a)



(b)



(c)

Figure V.2 Signal ECG à la sortie de l'amplificateur de plusieurs cycles (position assise)

La Figure V.2 montre des signaux électrocardiographiques du même sujet représentés sur plusieurs cycles cardiaques. Nous avons également illustré ce signal sur quelques cycles cardiaques pour montrer la qualité de la mise en forme analogique réalisées. La variation du nombre de cycle représenté sur un cadran d'oscilloscope numérique s'effectue en modifiant la position de la base de temps, ce qui permet de ralentir ou d'accélérer de défilement du signal électrocardiographique observé.

Nous avons obtenu un signal ECG bien mis en forme. Pour un nombre de cycle réduit tel que dans la Figure V.2(a), nous avons deux cycles cardiaques à une base de temps de 200ms. Si l'on augmente la base de temps à 500ms, dans la Figure V.2. (b), nous pouvons cadrer six cycles cardiaques. Dans ce cas, nous pouvons mieux apprécier le rapport signal sur bruit qui apparaît clairement sur l'amplitude du signal ECG hors complexe QRS. Le complexe QRS est d'une bande fréquentielle assez élevée par rapport aux autres ondes de ce signal. La Figure V.2(b) montre un signal ECG visualisé sur un nombre de cycles cardiaques assez élevé. L'intérêt derrière cette étude, est d'étudier la variabilité de ce cycle cardiaque sur un nombre assez élevé de cycles cardiaques. Sur la Figure V.2(c), nous obtenons 25 cycles cardiaques à une base de temps de 2s.

L'état du sujet et un élément important au cours de l'enregistrement de l'activité électrique du cœur. Par exemple, la position du sujet est un élément à prendre en considération au cours de l'interprétation d'un signal électrocardiographique. En effet, sur la Figure V.3, la position debout a influencée le signal électrocardiographique obtenu. Nous obtenons un signal de faible amplitude et de morphologie particulière en comparaison au signal de la Figure V.2.

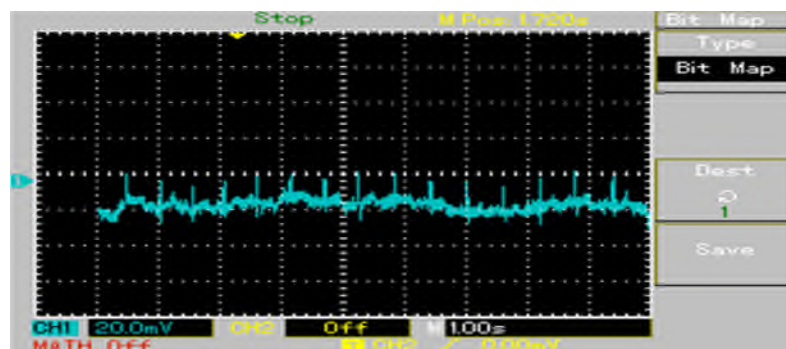


Figure V.3- Signal ECG d'un sujet en position debout

Afin de montrer la sensibilité de notre circuit de mise en forme analogique, nous avons procédé, parmi les tests que nous avons effectués, à la contraction musculaire. Ce test nous a permis d'observer le signal électromyogramme comme source de bruit par rapport au signal ECG, et d'un autre côté pour tester d'efficacité des électrodes utilisées.

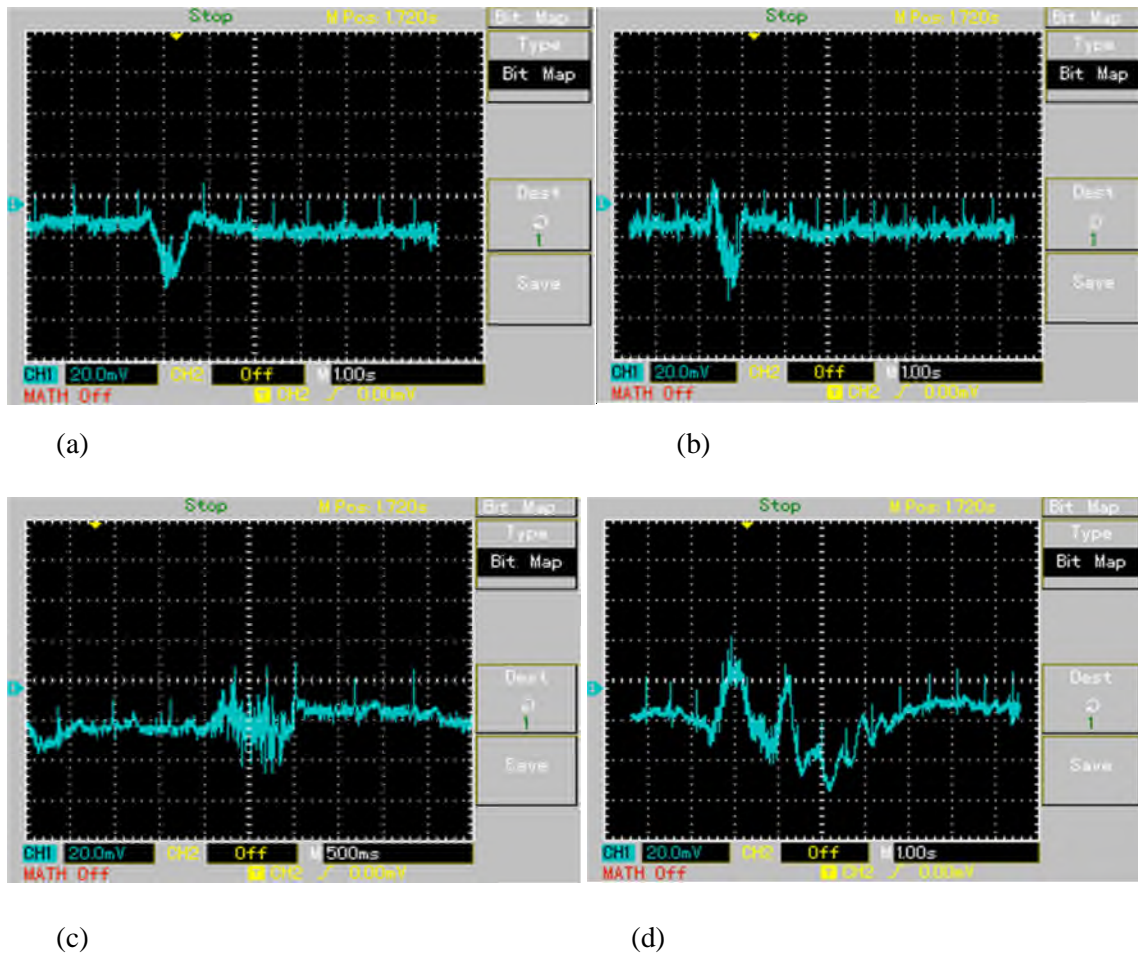


Figure V.4 Signal ECG à la sortie de l'amplificateur avec contraction des bras du sujet

On remarque que Le signal ECG à la sortie de l'amplificateur au niveau de l'oscilloscope numérique à un calibre de 20 mV est un signal de faible d'amplitude et très bruité au cours de la contraction musculaire.

Au cours de la contraction musculaire, nous observons une région considérablement bruitée au niveau du signal ECG. Les différentes ondes électrocardiographiques disparaissent en faveur du signal EMG qui ramène une énergie considérable par rapport aux faibles ondes du signal électrocardiographique. C'est pour cette raison, que le sujet doit rester le plus décontracté possible au cours d'un examen d'électrocardiographie, et ce afin d'assurer un enregistrement ECG sans bruit EMG.

Dans la figure V.4(a) le signal ECG est bien défini. C'est une contraction du bras gauche qui est exercée. Dans la figure V.4(b), nous procédons à une contraction du bras droit. Dans la figure V.4(c), nous avons exercé une contraction des deux bras en même temps. Dans ce cas le signal est encore plus bruité avec une modification de morphologie de la partie bruitée par le signal EMG. A la position debout, et suite à une contraction des deux bras, nous obtenons que la Figure V.4(d) un signal trop bruité avec un changement de morphologie.

Sur la Figure V.5 sont représentés deux signaux ECG. Le premier comporte des contractions musculaires assez longues en durée en comparaison au deuxième. Nous constatons que les contractions musculaires dans le second signal causent d'une variation abrupte de la ligne de base au niveau de l'enregistrement électrocardiographique.

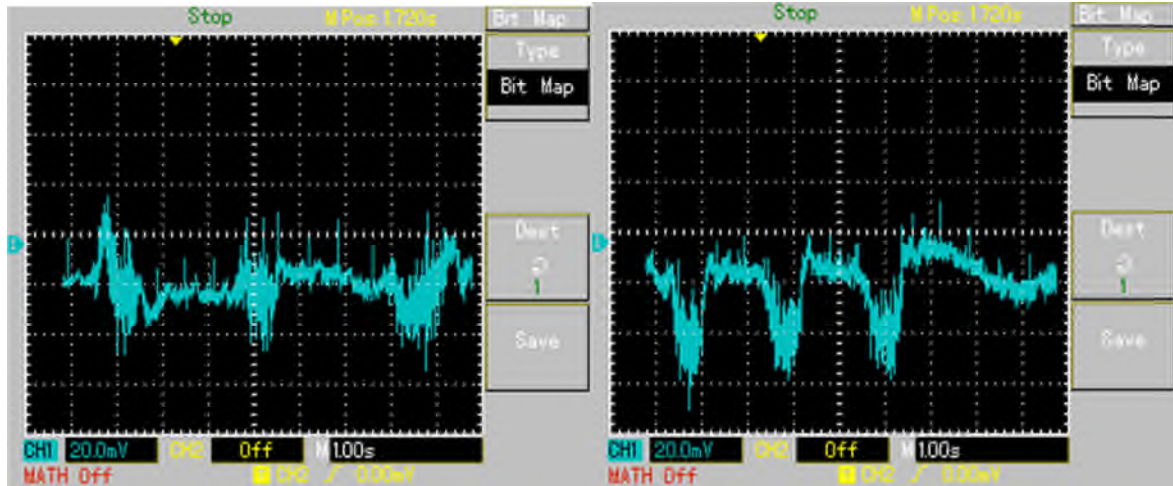
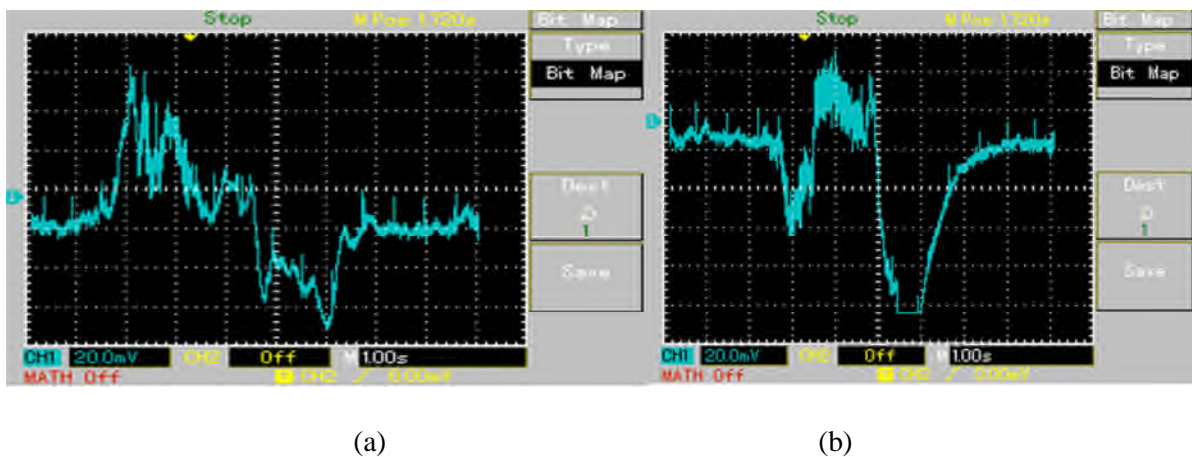


Figure V.5 Signal ECG à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation avec contraction des bras du patient dans une période temporelle très réduite

Sur la Figure V.4, suite à une activité musculaire assez élevée nous constatons que le signal électrocardiographique présentera des fluctuations assez transitoires de la ligne de base. Dans le second signal en Figure V.6(b), nous constatons même une distorsion considérable du signal ECG suite à une activité musculaire intense. C'est pour cette raison que l'enregistrement électrocardiographique doit être accompli sans mouvement de la part du sujet. Ce calme de la part du patient permettra d'aboutir un enregistrement sans interférence de l'activité musculaire sur l'activité électrique du cœur.



(a)

(b)

Figure V.6 Signal ECG à la sortie de l'amplificateur avec une activité ou une application d'une force au temps de l'enregistrement

V.3 étage d'isolation :

Afin d'assurer la sécurité du sujet, nous utilisons un étage d'isolation optique conçu autour du circuit intégré optocoupleur 4N25. Le signal obtenu en sortie de cet optocoupleur est illustré en Figure V.7.

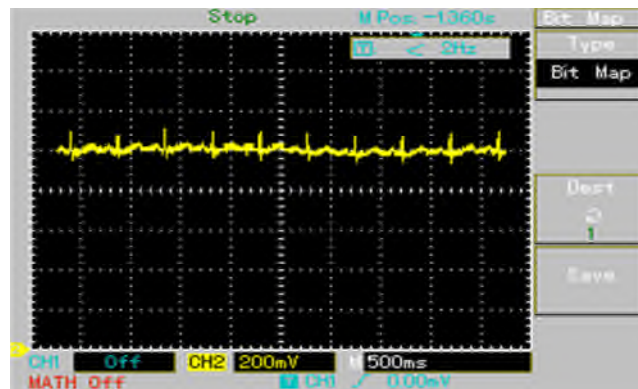


Figure V.7 Signal ECG à la sortie de l'optocoupleur 4N25

Comme illustré sur la Figure V.7, nous obtenons un signal ECG d'amplitude d'environ 100mV crête-à-crête sans distorsion et peu bruité.

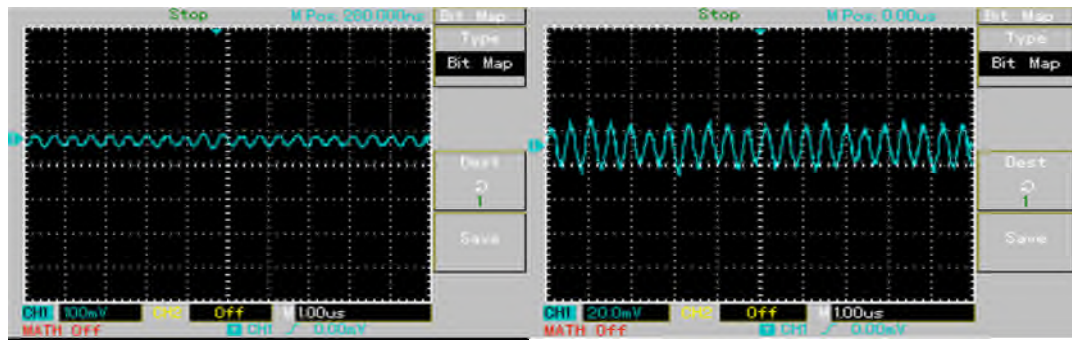
Donc et pour un signal bien défini et clair et pour éliminer le maximum de bruit on passe à la sortie du signal au niveau de circuit de filtrage.

V.4 étage de filtrage

V.4.1 filtre passe bande

Nous avons utilisé un étage de filtrage passe-bande pour réduire l'effet du bruit. Le filtre passe-bande que nous avons réalisé dispose d'une bande fréquentielle allant de 236mHz jusqu'à 206Hz. Afin d'étudier le comportement de ce filtre passe-bande par rapport aux signaux ECG, nous avons procédé à l'étude pratique de la fonction de transfert de ce filtre en injectant à l'entrée ce filtre un signal sinusoïdal permettant le balayage de cette bande fréquentielle. Nous avons utilisé un oscilloscope numérique pour visualiser les signaux d'entrée et de sortie. Les signaux d'entrée et de sortie obtenus sont illustrés sur les figures suivantes.

Aux fréquences inférieures à 236mHz, nous obtenons les signaux représentés sur la Figure V.8.

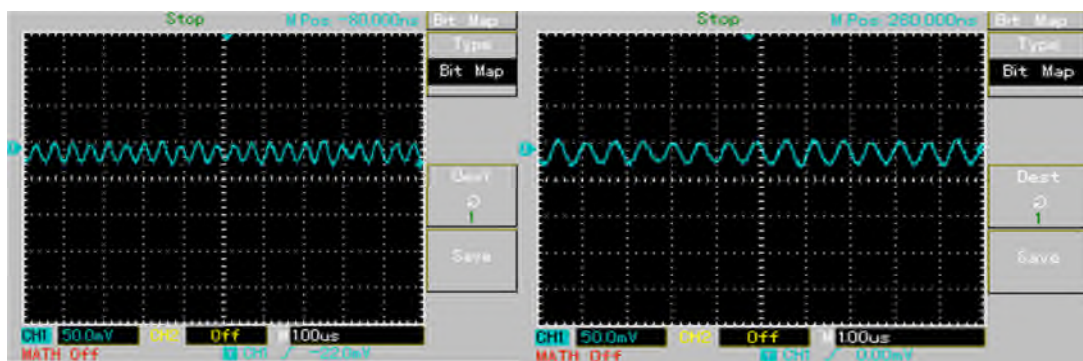


(a) 100 mHz (b) 200 mHz

Figure V.8 - Signaux en sortie du filtre passe-bande de fréquences inférieures à 236mHz

En augmentant la fréquence à l'entrée de ce filtre passe-bande, nous constatons l'augmentation de l'amplitude du signal à sa sortie, après avoir été clairement basse en amplitude par rapport à l'entrée (Figure V.8(a)). Le signal de sortie est visualisé à un calibre de 100mV à une fréquence de 100mHz. En augmentant la fréquence jusqu'à 200mHz (Figure V.8(b)), nous constatons l'augmentation de l'amplitude du signal de sortie, ce qui se manifeste sur la réponse fréquentielle de ce filtre passe-bande.

Aux fréquences de la bande [236 mhz, 206Hz], nous obtenons les signaux illustrés sur la Figure V.9.



(a) 100Hz

(b) 200Hz

Figure V.9 - Signaux en entrée et sortie du filtre passe-bande dans la bande [236 mHz, 206 Hz]

En visualisant le signal de sortie de ce filtre passe-bande pour les fréquences 100Hz et 200Hz respectivement, comme illustrés sur la Figure V.9(a) et (b), nous constatons nous retrouvons la même amplitude en sortie ce qui signifie que ce filtre laisse passer les fréquences dans la bande fréquentielle allant de 236 mHz jusqu'à 206 Hz.

Aux fréquences supérieure à 206Hz, nous obtenons les signaux illustrés sur la Figure V.10 suivante.

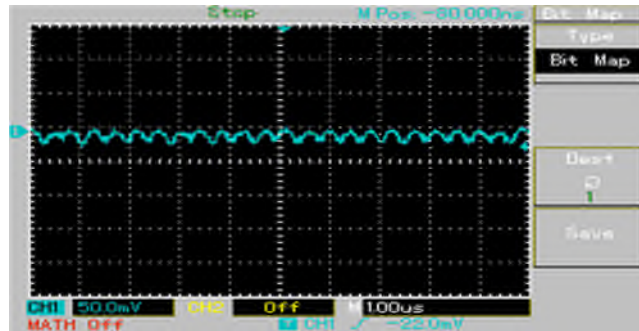


Figure V.10 Signaux en sortie du filtre passe-bande de fréquences supérieures à 206Hz

Non récupérer des signaux de plus en plus atténués au-delà de cette fréquence de coupure de 206 Hz.

En combinant l'ensemble des circuits électroniques de mise en forme analogique du signal électrocardiographique ; à savoir l'amplificateur d'instrumentation, l'étage de filtrage passe-bande, l'optocoupleur et le filtre réjecteur de l'interférence du réseau électrique à la fréquence 50 Hz. Nous obtenons le signal illustré sur la Figure V.11. C'est un signal qui comporte peu de bruit à un rapport signal sur bruit acceptable.

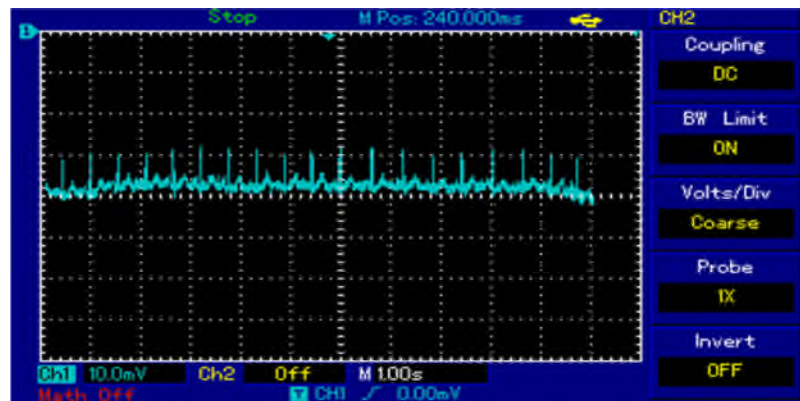


Figure V.11 Signal ECG à la sortie du circuit de filtrage

V.6. Acquisition de signal ECG

La carte multifonction Arduino Uno devient un outil vulgarisé d'acquisition de données. Cette vulgarisation n'exclue en rien la haute qualité de l'acquisition assurée par cette carte multifonction, pour cela nous avons exploité cette dernière pour acquérir le signal ECG.

D'après le branchement des électrodes au niveau de deux bras (le bras gauche comme entrée V1 et le bras droit comme entrée V2 et le pied gauche avec la masse) et le circuit de mise en forme avec l'alimentation et circuit d'offset nous avons obtenu un signal ECG de bon rapport signal sur bruit. Les Figures suivantes illustrent le signal ECG visualisé acquis par la carte Arduino uno et envoyé vers un micro-ordinateur à travers le port USB.

Dans un environnement Matlab, nous avons développé un logiciel permettant l'acquisition de signal ECG. A travers cette interface graphique, l'utilisateur peut acquérir le signal ECG branché avec l'entrée analogique A0 de la carte Arduino Uno. Le signal acquis est sauvegardé dans un fichier de données pour un traitement ultérieur.

Le signal ECG d'un sujet au repos :

Afin d'obtenir des signaux de variabilité de rythme cardiaque différents en termes de conditions physiologiques, nous procédons à la mesure du signal électrocardiographique par la carte Arduino Uno au départ sous une condition de repos, d'effort physique, de relaxation, de respiration forcée, de respiration coupée, etc.

Le signal ECG avec une contraction des bras .

Le signal ECG avec une coupure de respiration et une respiration force :

La respiration est très importante dans enregistrement de signal ECG pour générer le VRC car il est possible de générer un rythme cardiaque cohérent par la simple inspire-expire régulière à un rythme de 10 secondes (5 secondes sur l'inspiration et 5 secondes sur l'expiration).

Au moment de l'enregistrement d'ECG on a pratiqué un exercice respiratoire simple sur quatre phases pour stimuler l'action de ralentissement du système nerveux parasympathique :

- *Expiration simple sans effort : je relâche l'air sans forcer.
- *Inspiration légère sans effort.
- *Rétention : je garde l'air un petit moment dans mes poumons.
- *Relâchement respiratoire sans effort.

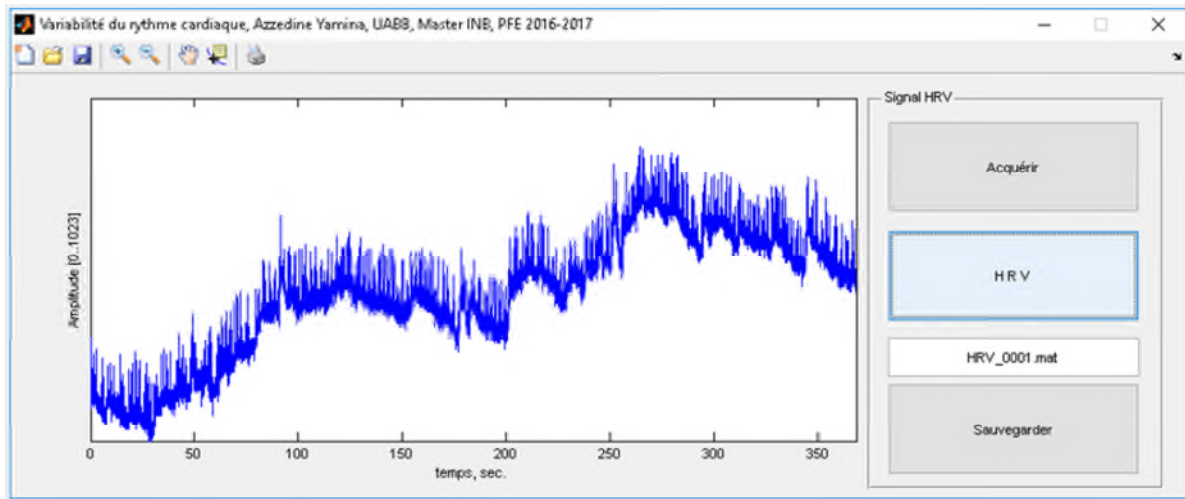
Après cet exercice, on remarque une diminution de la force contractile du muscle cardiaque et l'amplitude de signal ECG va diminuer surtout au moment de Rétention de l'air dans les poumons.

V.7 la détection du pic R

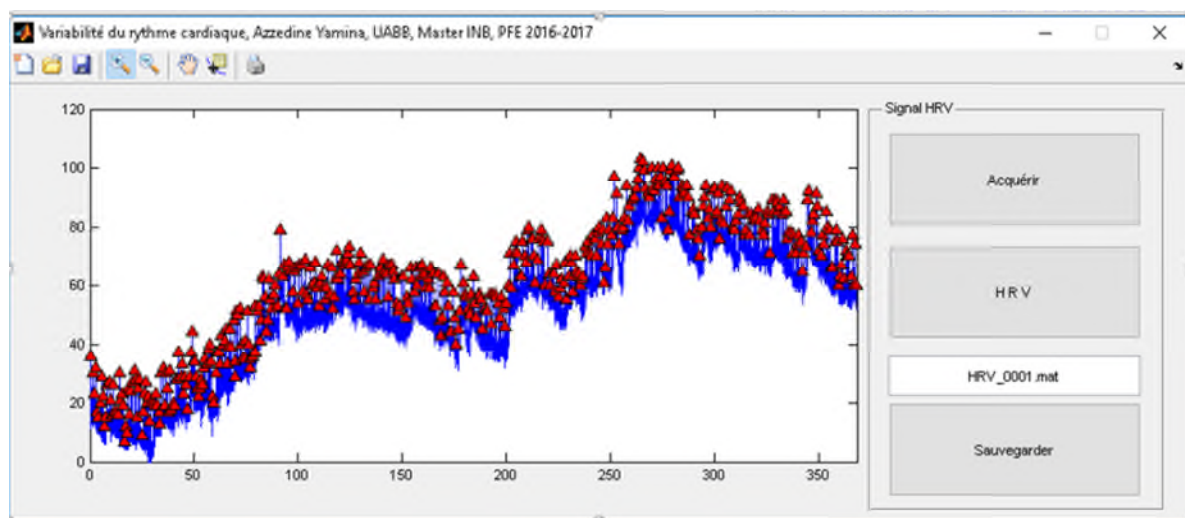
Le signal électrocardiographique est composé de trois ondes de morphologies différentes qui se succèdent dans le temps : la première correspond à l'activité des oreillettes (l'onde P), la deuxième, de grande amplitude, correspond au complexe QRS, et la dernière est la Repolarisation des cellules ventriculaires (onde T). Le complexe QRS marque le début de la phase systolique. La fin de l'onde T c'est le début de la phase diastolique, dans un environnement Matlab, nous avons développé un algorithme de détection du complexe QRS du signal ECG.

Nous avons implanté une interface graphique dans un environnement MATLAB afin de vulgariser l'utilisation des différentes fonctions que nous avons développées. Nous procédons au départ à l'ouverture du port série et directement l'acquisition de signal ECG et lancée afin de collecter les

échantillons du signal ECG dans un fichier de données pour un traitement ultérieur. L'acquisition est faite à une fréquence d'échantillonnage de 250Hz.

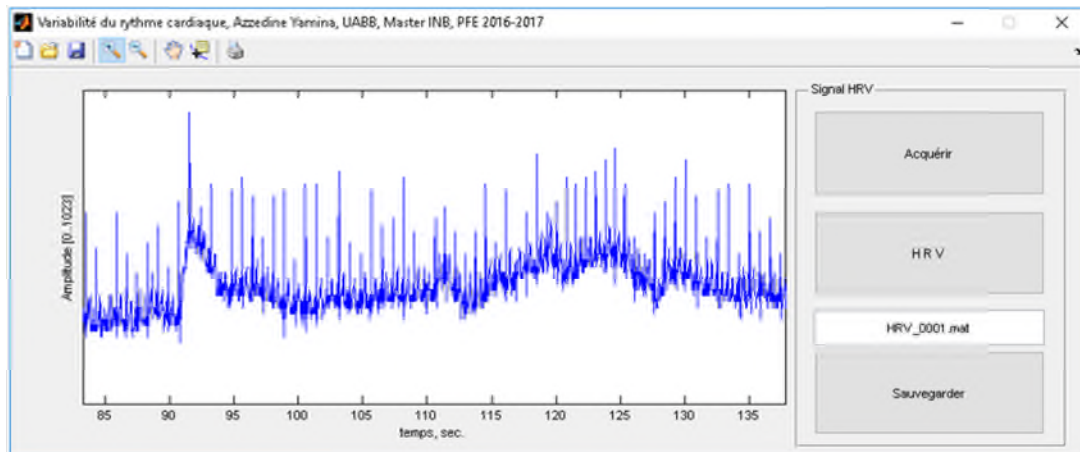


FigureV.12 - Signal ECG acquis sur plusieurs cycles cardiaques

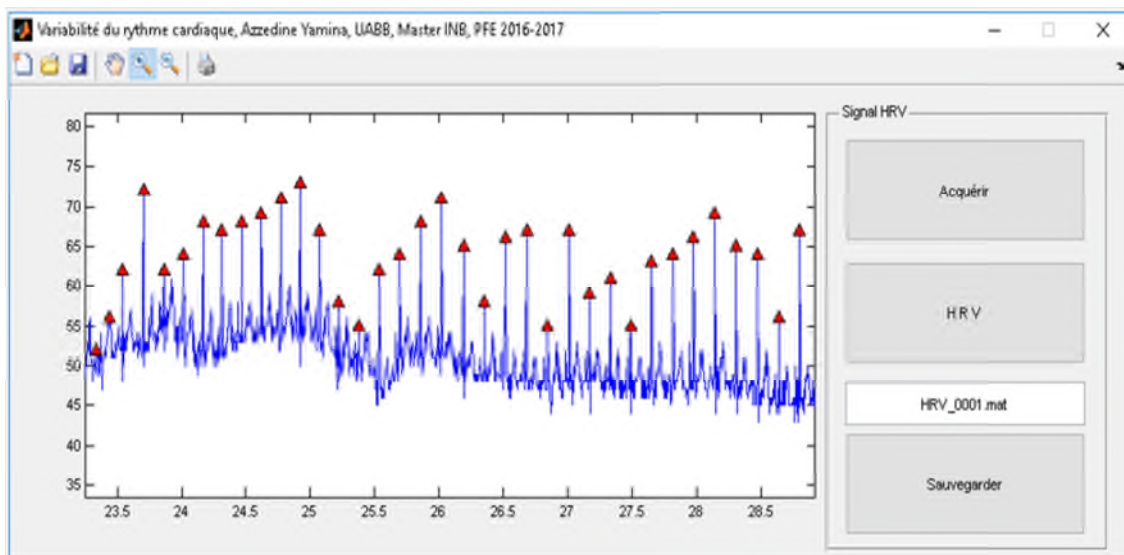


FigureV.13 - Détection des pics R du signal ECG de la Figure V.12

Il est intéressant et important de noter la longue durée sur laquelle nous pouvons faire l'enregistrement du signal électrocardiographique. Ce signal est traité par la suite en termes de détection du complexe QRS ce qui permettra de générer le signal de variabilité du rythme cardiaque, c'est une acquisition qui est faite dans le sens de monitoring de l'état de santé du cœur du sujet.



FigureV.14 Signal ECG sur quelques cycles cardiaques



FigureV.15 Détection des pics R du signal ECG

La détection du pic R se fait en détectant les pics du signal ECG ayant une distance temporelle avoisinant la durée régulière d'un cycle cardiaque soit 0.7 secondes. Une condition sur le seuil est rajoutée dans l'algorithme de détection développée afin de mieux reconnaître les pics R   détecter.

V.8 Génération du signal de Variabilité du rythme cardiaque (VRC)

La variabilité de rythme cardiaque normale est due à l'action synergique de deux branches. Les branches sympathique et parasympathique du Système nerveux autonome (SNA) sont continuellement en interaction pour maintenir l'activité cardio-vasculaire dans une plage optimale et pour permettre des réactions appropriées face à l'évolution de conditions externes et internes. L'analyse de la variation du rythme cardiaque sert donc de fenêtre dynamique dans la fonction et l'équilibre du système nerveux autonome.

La VRC est un indicateur important de santé. En tant que marqueur de résistance physiologique et de souplesse de comportement, il reflète notre capacité à nous adapter efficacement au stress et aux exigences environnementales. Sur la Figure V.16 est représenté le signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC) de la Figure V.16.

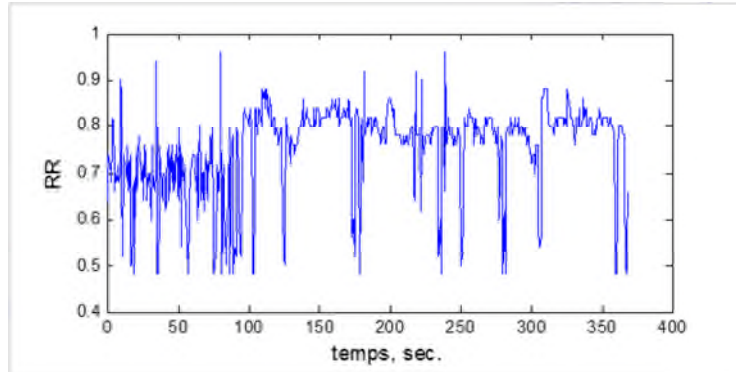


Figure V.16 le signal de VRC

Sur la Figure V.17 est illustré le spectrogramme du signal VRC de la Figure V.16. Nous remarquons une activité intense en dessous de 0,1 Hz et des régions en couleur rouge plus intense éparpillées sur le plan temps-fréquence à différentes fréquences.

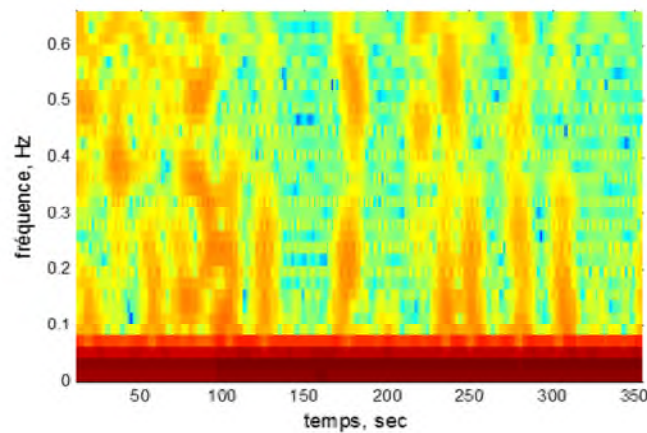


Figure V.17 analyse temps fréquence de VRC

En représentant le spectrogramme de signal de VRC résulte, il y a des différentes couleurs, nous constatons facilement la différence de leurs contenus fréquentiels. Une étude plus approfondie du contenu fréquentiel de signal VRC permettra de révéler la nature de l'activité du cœur.

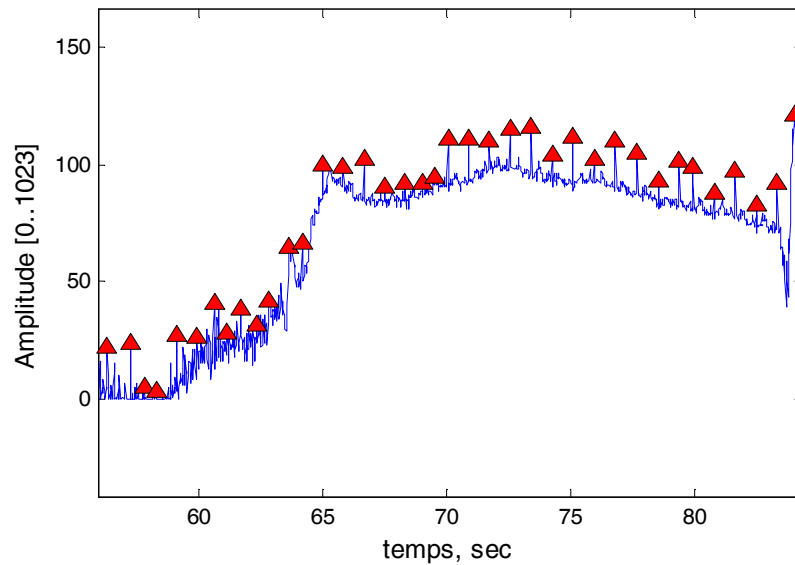


Figure V.18- Signal VRC affecté par l'interférence de l'activité musculaire (entre les instants 60s et 65s)

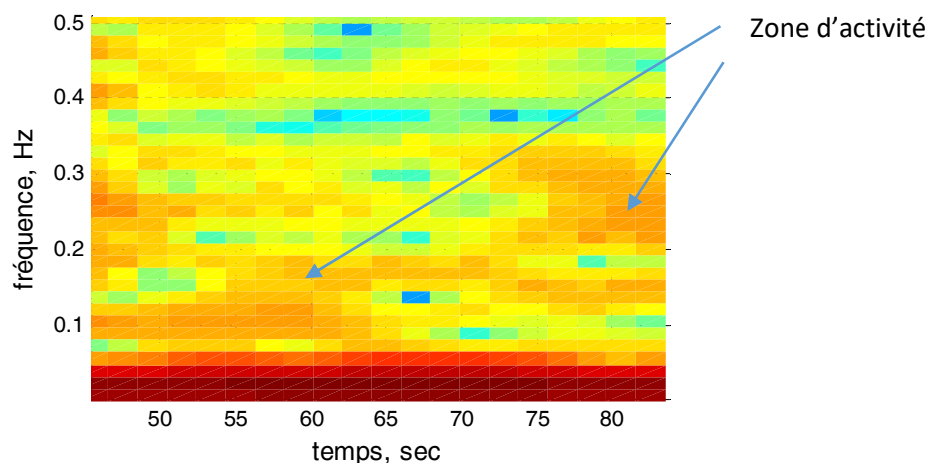


Figure V.19- Spectrogramme du signal VRC affecté par l'interférence de l'activité musculaire de la Figure V.18

Sur les deux zones d'activité illustrées sur la Figure V.19, il est à noter la présence d'une région de basse fréquence qui correspond à une durée du cycle cardiaque assez élevée. Ceci est expliqué par l'activité musculaire qui fait qu'un certain nombre de pics R ne sont pas détecté convenablement, ce qui fait agrandir la période. Ceci étant en comparaison avec l'activité présente entre 0.2 et 0.3Hz, ce qui traduit une variabilité à un rythme cardiaque assez élevé détecté convenablement en comparaison à la région affectée par l'activité musculaire.

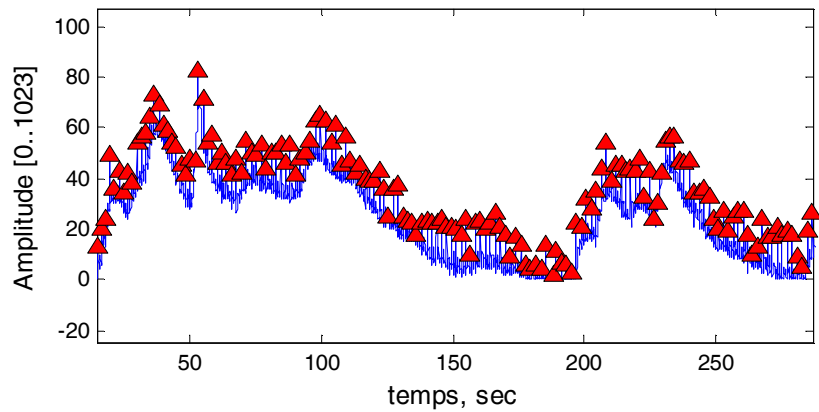


Figure V.20 - Signal ECG dans un état de relaxation (Détection du pic R)

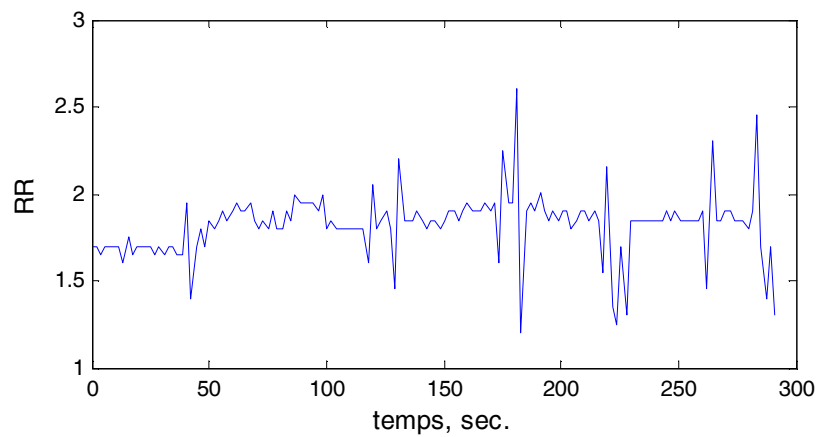


Figure V.21 - Signal VRC dans un état de relaxation

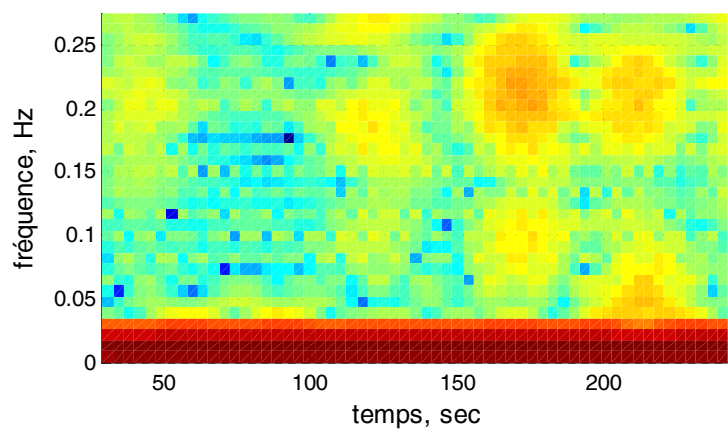


Figure V.22 – Spectrogramme d'un signal VRC dans un état de relaxation

Les figures V.20, 21 & 22 correspondent à un état de relaxation. Nous observons clairement la détection correcte globalement du pic R dans le signal électrocardiographique. Le signal VRC est

généralisé entre 1.5 et 2 secondes comme amplitude sur la Figure V.20. Nous aboutissons à un spectrogramme différent des spectrogrammes obtenus précédemment. C'est un spectrogramme qui voit son énergie concentrée aux très basses fréquences, ceci est dû aux longues durées entre les pics du signal ECG.

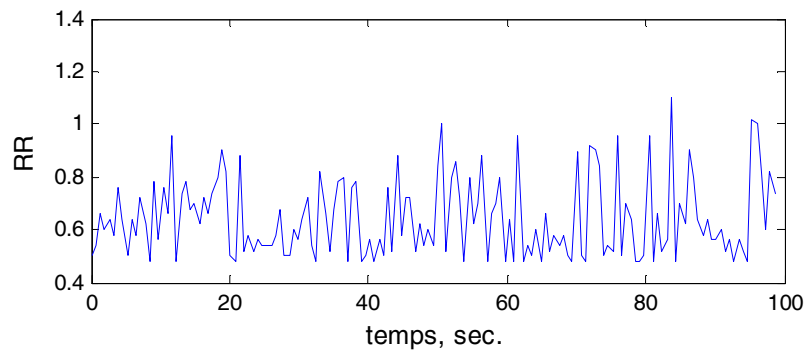


Figure V.23 - Signal VRC lors d'une respiration coupée

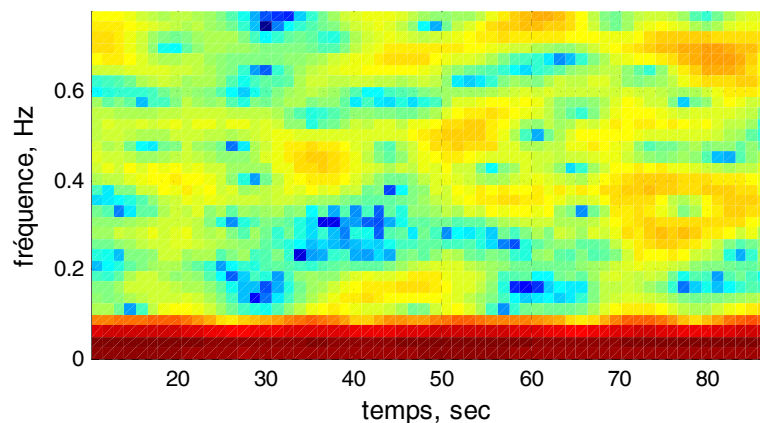


Figure V.24 – Spectrogramme d'un signal VRC lors d'une respiration coupée

Au cours d'une respiration coupée, nous constatons que le signal VRC présente de très rapides autour de $0,6 \pm 0,2$. Le spectrogramme obtenu est d'autant plus dispersé sur le plan temps-fréquence et présente des régions à intensité modérée éparpillées presque régulièrement sur l'ensemble du plan temps-fréquence à une couleur orange à mi intensité entre le bleu et le rouge de la palette couleur Jet de l'environnement Matlab.

V.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons enregistré le signal ECG par l'entremise du système d'acquisition que nous avons développé dans le cadre de ce projet. Ce système d'acquisition est basé sur un circuit de mise en forme analogique et une carte Arduino Uno.

Nous avons capté l'activité électrique du cœur à travers des électrodes qui véhiculent cette activité vers un amplificateur d'instrumentation, ensuite vers un étage de filtrage passe-bande afin d'améliorer la qualité du signal observé. Afin d'assurer la sécurité du sujet, un optocoupleur vient assurer l'isolation du patient du reste du circuit électronique. Un filtre réjecteur de l'interférence de réseau électrique ajusté à 50 Hertz permet d'améliorer encore davantage de qualité du signal ainsi obtenu à un rapport signal sur bruit assez convenable pour la phase de détection. L'acquisition de données est accomplie à travers la platine de développement Arduino Uno à une fréquence d'échantillonnage de 250Hz.

L'acquisition du signal d'ECG par le biais de la carte Arduino Uno à travers ses entrées analogiques (entres A0) nous a permis d'enregistrer ce signal sous forme d'un fichier de données dans un environnement MATLAB. Les signaux sont d'un bon rapport signal sur bruit. L'acquisition du signal électrocardiographique et la détection de l'onde R nous a permis de générer le signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC).

L'analyse temps-fréquence à travers le spectrogramme nous a permis d'apprécier l'activité cardiaque sous un angle de variabilité de la durée du cycle cardiaque dans un plan temps-fréquence.

L'analyse temps-fréquence accomplie à travers le spectrogramme nous a permis d'apprécier l'activité cardiaque sous un angle de variabilité de la durée du cycle cardiaque dans le plan temps-fréquence. Nous avons enregistré le signal ECG pour un sujet sain sous différentes conditions physiologiques, ce qui nous a permis d'obtenir des représentations temps-fréquence en corrélation avec ces différentes conditions.

Conclusion général :

Le travail présenté dans ce mémoire concerne l'acquisition et l'analyse temps fréquence du signal de variabilité du rythme cardiaque. Pour ce faire, nous avons étudié des circuits analogiques pour mettre en forme le signal ECG qui est de très faible amplitude et très sensible à différentes sources de bruits.

Ce présent projet a été mené en trois parties fondamentales. La première partie concerne la présentation de Variabilité du rythme cardiaque, et les Arythmie cardiaque et le diagnostic de fonctionnement du cœur à base d'électrocardiogramme(ECG). Nous présentés aussi la relation entre le système autonome et l'activité du cœur.

La deuxième partie est consistée la partie analogique de la carte et les différents circuits de mise en forme d'ECG utilisée qui permettra par la suite la génération du signal de variabilité du rythme cardiaque (VRC).

A l'aide d'un USB on peut afficher Le signal d'ECG résulte sur l'ordinateur. Nous accomplirons l'acquisition du signal ECG par la carte ArduinoUno, pour numérisés ce signal et transformé au niveau de ordinateur et continue par la génération du signal VRC par la détection des pics QRS.

Dans ce projet, nous avons donc conçu et réalisé une carte de mise en forme du signal ECG servant comme outil d'aide aux explorations de la fonction cardiovasculaire.

Nous avons développé tout d'abord un circuit d'alimentation à base d'une pile permettant de générer un potentiel de $\pm 5V$ nécessaire à la mise en marche de notre système de mesure.

Nous avons passé ensuite de l'amplification, au filtrage et le circuit d'offset pour pouvoir ajuster la composante continue du signal selon nos besoins

L'acquisition du signal d'ECG par le biais de la carte Arduino Uno à travers ses entrées analogiques nous a permis d'enregistrer ce signal sous forme d'un fichier de données.

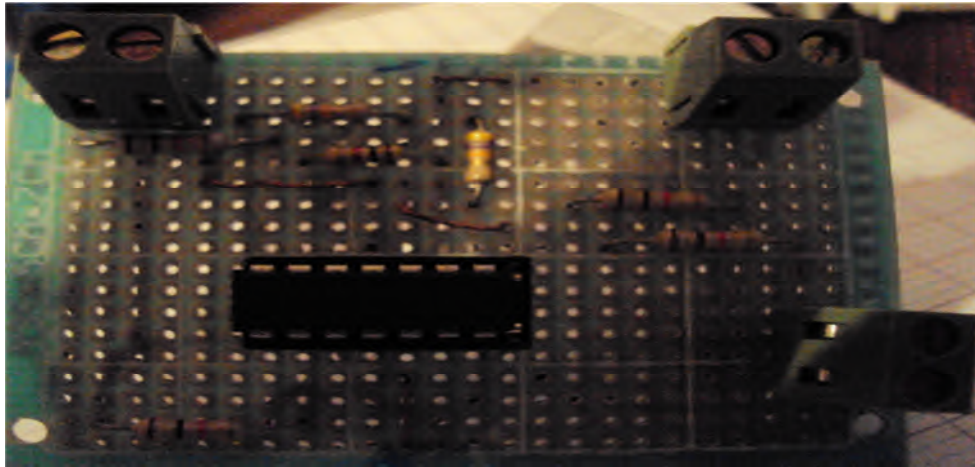
Afin de montrer l'intérêt derrière l'enregistrement du signal ECG, nous avons procédé à un traitement du signal.

Bibliographie

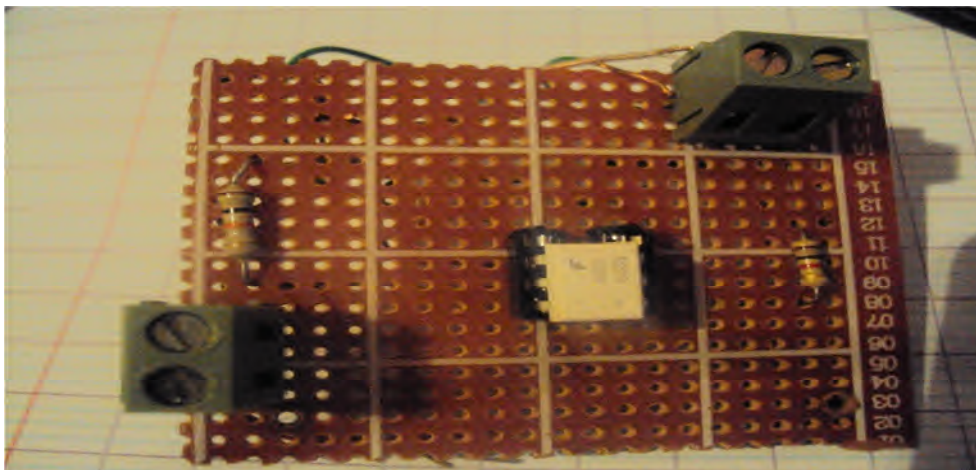
- [1] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," IEEE Trans. Bio-medical Eng., vol. 32, pp. 230–236, Mar. 1985.
- [2] PDF programme d'interaction de base en soins critiques, les soins et la sante (Module B) système cardiaque, Anatomie –physiologie cardiaque novembre 2007, CHUM : direction des soins infirmiers.
- [3] PDF l'ECG pour les nuls pédagogie de l'ECG.
- [4] PDF, le system cardiovasculaire
- [5] livre d'ECG sans peine Hons -peterschuster -Hons joacine TRA PPE
- [6] Guermoin mouloud, mémoire de magister en électronique, option : traitement du signal, analyse spectrale du signal phono cardiogramme PCG.2008
- [7] « carte électronique de mise forme et d'acquisition des signaux phonocardiographies thoraciques » Mémoire de projet de fin d'études pour obtenir de diplôme de Master en Génie Biomédicale, BOUZID ASMA et CHARGUI AHLEM 2015/2016.
- [8] <http://www.pearlpress.com/arduino-officiel-uno/id/14816769/item81606677/0195> (consulté le 12/09/2017)
- [9] <http://www.lycee-ferny-versailles.fr/new/projet/arduino/cours-intro-arduino-V1-pdf>. (Consulté le 12/09/2017)
- [11] Représentation temps fréquence, Centre de recherche "Extraction et Exploration en environnements Incertains", Ensietae, Brest France, Janvier, 2002.

Annexe A : les circuits

Circuit de L'amplificateur utilise :

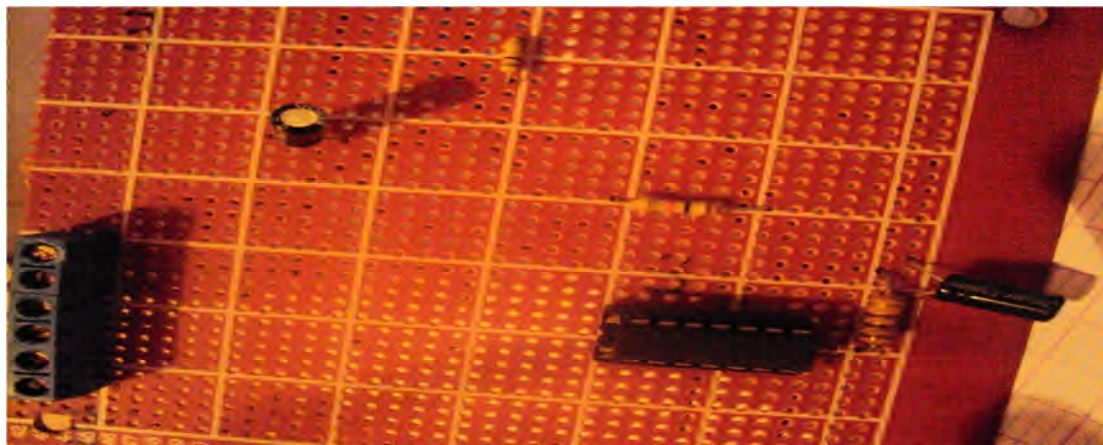


Circuit d'isolation :

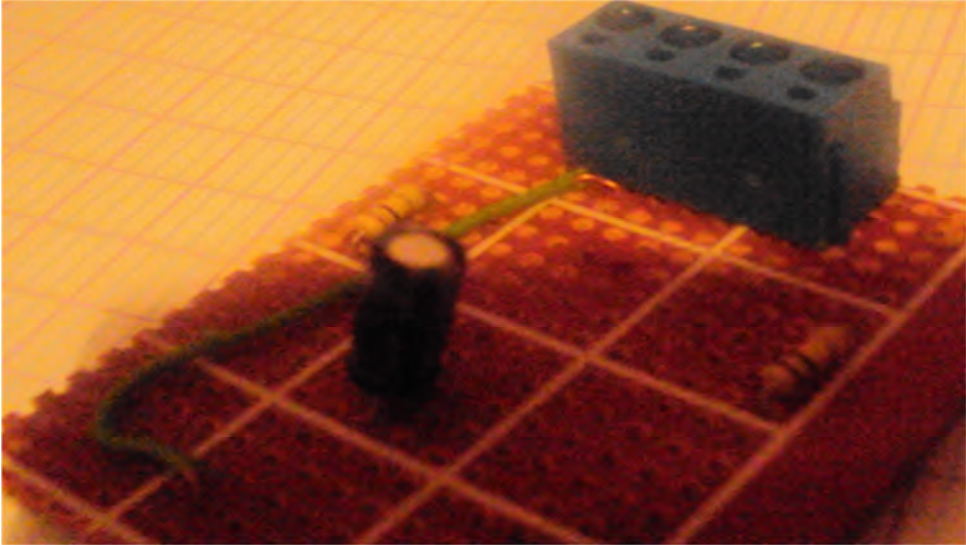


Circuit des filtrages :

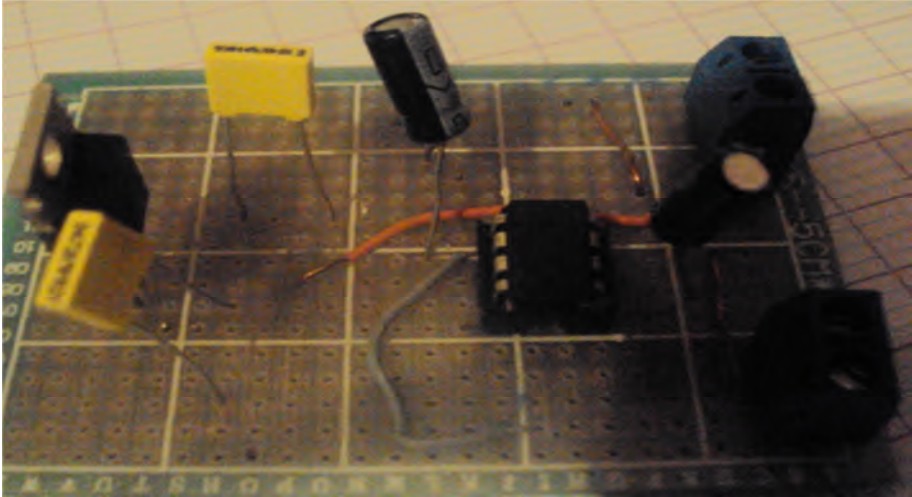
Filtre passe bande :



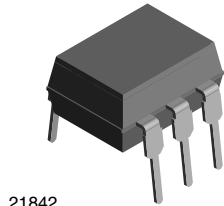
Circuit d'offset :



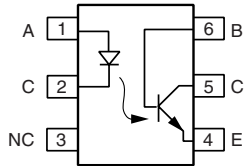
Circuit d'alimentation :



Optocoupler, Phototransistor Output, with Base Connection



21842



1179004-5

DESCRIPTION

The 4N25 family is an industry standard single channel phototransistor coupler. This family includes the 4N25, 4N26, 4N27, 4N28. Each optocoupler consists of gallium arsenide infrared LED and a silicon NPN phototransistor.

FEATURES

- Isolation test voltage 5000 V_{RMS}
- Interfaces with common logic families
- Input-output coupling capacitance < 0.5 pF
- Industry standard dual-in-line 6 pin package
- Compliant to RoHS directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



RoHS COMPLIANT

APPLICATIONS

- AC mains detection
- Reed relay driving
- Switch mode power supply feedback
- Telephone ring detection
- Logic ground isolation
- Logic coupling with high frequency noise rejection

AGENCY APPROVALS

- UL1577, file no. E52744
- BSI: EN 60065:2002, EN 60950:2000
- FIMKO: EN 60950, EN 60065, EN 60335

ORDER INFORMATION	
PART	REMARKS
4N25	CTR > 20 %, DIP-6
4N26	CTR > 20 %, DIP-6
4N27	CTR > 10 %, DIP-6
4N28	CTR > 10 %, DIP-6

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (1)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
INPUT				
Reverse voltage		V _R	5	V
Forward current		I _F	60	mA
Surge current	t ≤ 10 μs	I _{FSM}	3	A
Power dissipation		P _{diss}	100	mW
OUTPUT				
Collector emitter breakdown voltage		V _{CEO}	70	V
Emitter base breakdown voltage		V _{EBO}	7	V
Collector current		I _C	50	mA
	t ≤ 1 ms	I _C	100	mA
Power dissipation		P _{diss}	150	mW



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (1)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
COUPLER				
Isolation test voltage		V_{ISO}	5000	V_{RMS}
Creepage distance			≥ 7	mm
Clearance distance			≥ 7	mm
Isolation thickness between emitter and detector			≥ 0.4	mm
Comparative tracking index	DIN IEC 112/VDE 0303, part 1		175	
Isolation resistance	$V_{IO} = 500\text{ V}, T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$	R_{IO}	10^{12}	Ω
	$V_{IO} = 500\text{ V}, T_{amb} = 100\text{ }^{\circ}\text{C}$	R_{IO}	10^{11}	Ω
Storage temperature		T_{stg}	- 55 to + 125	$^{\circ}\text{C}$
Operating temperature		T_{amb}	- 55 to + 100	$^{\circ}\text{C}$
Junction temperature		T_j	125	$^{\circ}\text{C}$
Soldering temperature (2)	max.10 s dip soldering: distance to seating plane $\geq 1.5\text{ mm}$	T_{slid}	260	$^{\circ}\text{C}$

Notes(1) $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified.

Stresses in excess of the absolute maximum ratings can cause permanent damage to the device. Functional operation of the device is not implied at these or any other conditions in excess of those given in the operational sections of this document. Exposure to absolute maximum ratings for extended periods of the time can adversely affect reliability.

(2) Refer to reflow profile for soldering conditions for surface mounted devices (SMD). Refer to wave profile for soldering conditions for through hole devices (DIP).

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (1)							
PARAMETER	TEST CONDITION	PART	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
INPUT							
Forward voltage (2)	$I_F = 50\text{ mA}$		V_F		1.3	1.5	V
Reverse current (2)	$V_R = 3\text{ V}$		I_R		0.1	100	μA
Capacitance	$V_R = 0\text{ V}$		C_O		25		pF
OUTPUT							
Collector base breakdown voltage (2)	$I_C = 100\text{ }\mu\text{A}$		BV_{CBO}	70			V
Collector emitter breakdown voltage (2)	$I_C = 1\text{ mA}$		BV_{CEO}	30			V
Emitter collector breakdown voltage (2)	$I_E = 100\text{ }\mu\text{A}$		BV_{ECO}	7			V
$I_{CEO}(\text{dark})$ (2)	$V_{CE} = 10\text{ V}, (\text{base open})$	4N25			5	50	nA
		4N26			5	50	nA
		4N27			5	50	nA
		4N28			10	100	nA
$I_{CBO}(\text{dark})$ (2)	$V_{CB} = 10\text{ V}, (\text{emitter open})$				2	20	nA
Collector emitter capacitance	$V_{CE} = 0$		C_{CE}		6		pF
COUPLER							
Isolation test voltage (2)	Peak, 60 Hz		V_{IO}	5000			V
Saturation voltage, collector emitter	$I_{CE} = 2\text{ mA}, I_F = 50\text{ mA}$		$V_{CE(\text{sat})}$			0.5	V
Resistance, input output (2)	$V_{IO} = 500\text{ V}$		R_{IO}	100			$G\Omega$
Capacitance, input output	$f = 1\text{ MHz}$		C_{IO}		0.6		pF

Notes(1) $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified.

Minimum and maximum values are testing requirements. Typical values are characteristics of the device and are the result of engineering evaluation. Typical values are for information only and are not part of the testing requirements.

(2) JEDEC registered values are 2500 V, 1500 V, 1500 V, and 500 V for the 4N25, 4N26, 4N27, and 4N28 respectively.

CURRENT TRANSFER RATIO (1)							
PARAMETER	TEST CONDITION	PART	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
DC current transfer ratio	$V_{CE} = 10\text{ V}$, $I_F = 10\text{ mA}$	4N25	CTR_{DC}	20	50		%
		4N26	CTR_{DC}	20	50		%
		4N27	CTR_{DC}	10	30		%
		4N28	CTR_{DC}	10	30		%

Note

(1) Indicates JEDEC registered values.

SWITCHING CHARACTERISTICS							
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT	
Rise and fall times	$V_{CE} = 10\text{ V}$, $I_F = 10\text{ mA}$, $R_L = 100\ \Omega$	t_r , t_f		2		μs	

TYPICAL CHARACTERISTICS

$T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

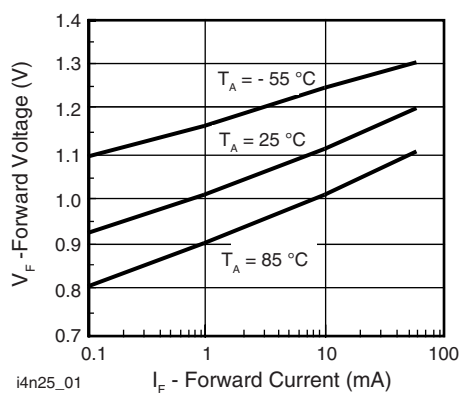


Fig. 1 - Forward Voltage vs. Forward Current

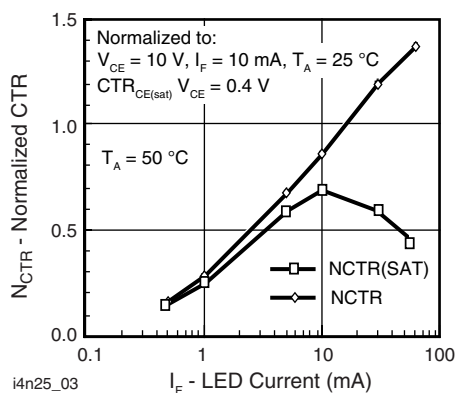


Fig. 3 - Normalized Non-Saturated and Saturated CTR vs. LED Current

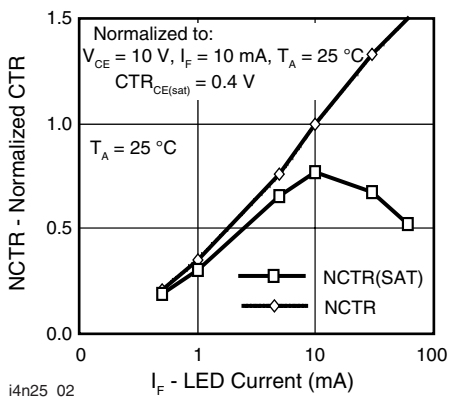


Fig. 2 - Normalized Non-Saturated and Saturated CTR vs. LED Current

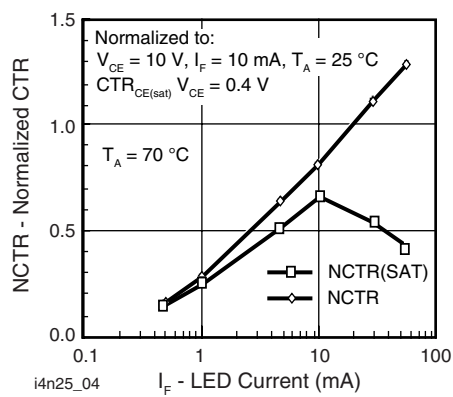


Fig. 4 - Normalized Non-Saturated and Saturated CTR vs. LED Current

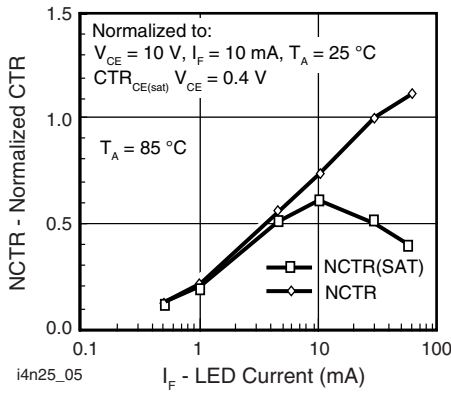


Fig. 5 - Normalized Non-Saturated and Saturated CTR vs. LED Current

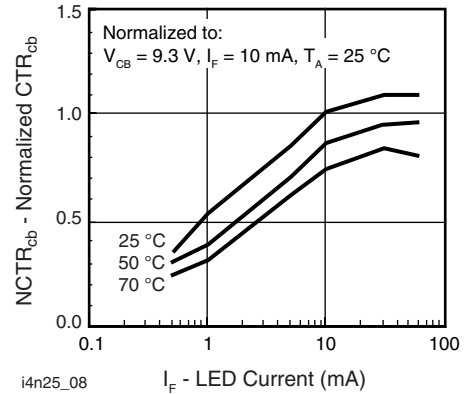


Fig. 8 - Normalized CTR_{cb} vs. LED Current and Temperature

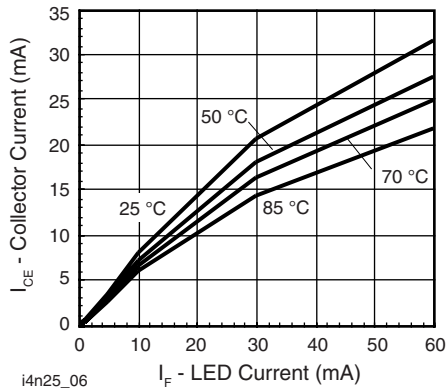


Fig. 6 - Collector Emitter Current vs. Temperature and LED Current

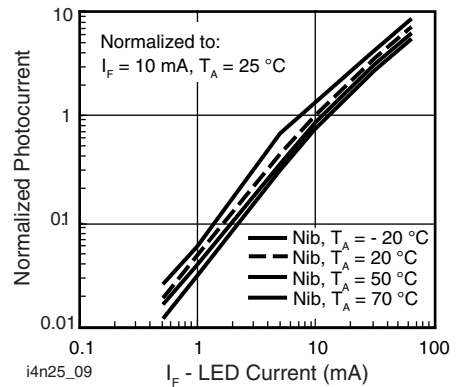


Fig. 9 - Normalized Photocurrent vs. I_F and Temperature

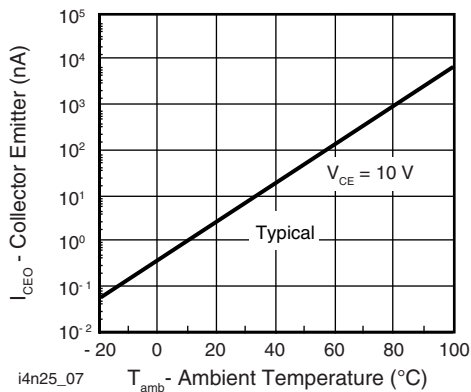


Fig. 7 - Collector Emitter Leakage Current vs. Temperature

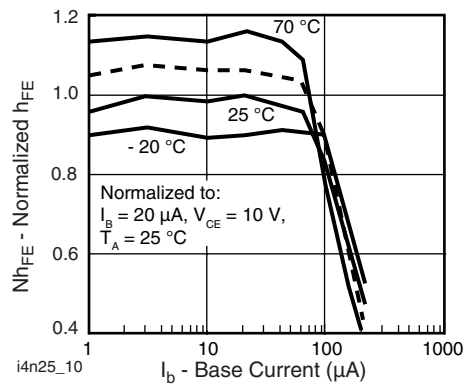


Fig. 10 - Normalized Non-Saturated h_{FE} vs. Base Current and Temperature

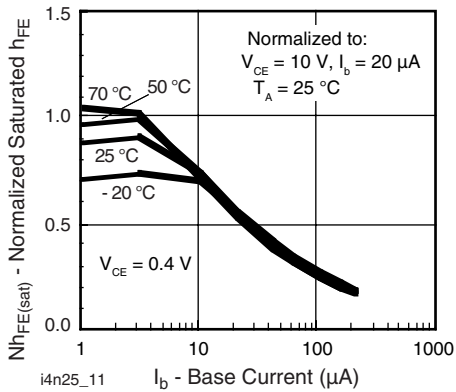


Fig. 11 - Normalized h_{FE} vs. Base Current and Temperature

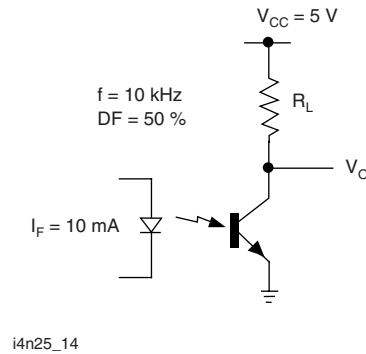


Fig. 14 - Switching Schematic

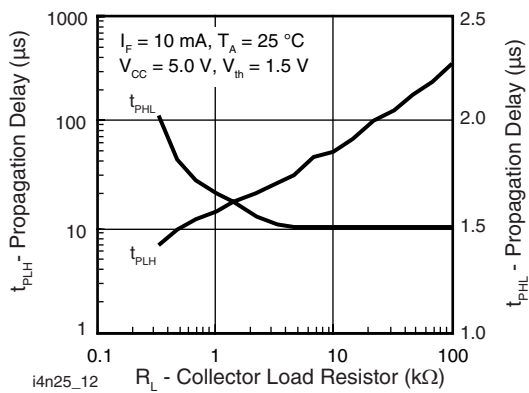


Fig. 12 - Propagation Delay vs. Collector Load Resistor

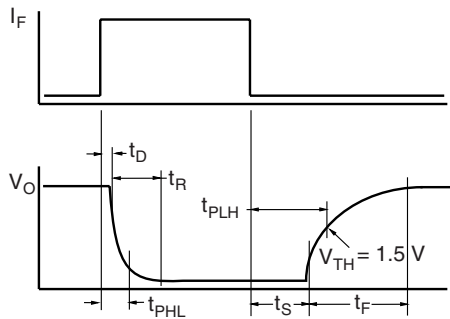


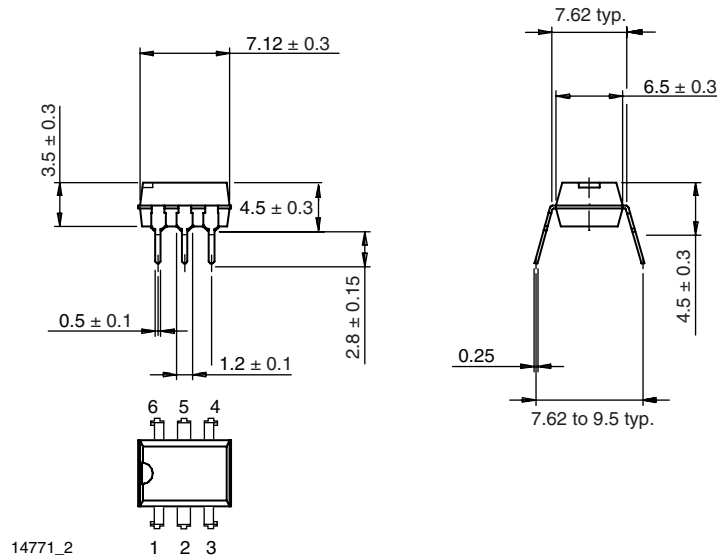
Fig. 13 - Switching Timing



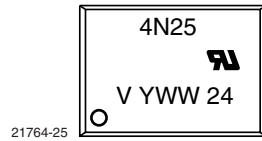
4N25, 4N26, 4N27, 4N28

Optocoupler, Phototransistor Output, Vishay Semiconductors
with Base Connection

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



PACKAGE MARKING





Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and / or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.



LM124, LM224, LM324

Low power quad operational amplifiers

Features

- Wide gain bandwidth: 1.3 MHz
- Input common-mode voltage range includes ground
- Large voltage gain: 100 dB
- Very low supply current per amplifier: 375 μ A
- Low input bias current: 20 nA
- Low input offset voltage: 5 mV max.
- Low input offset current: 2 nA
- Wide power supply range:
 - Single supply: +3 V to +30 V
- Dual supplies: \pm 1.5 V to \pm 15 V

Description

The LM124, LM224 and LM324 consist of four independent, high gain, internally frequency-compensated operational amplifiers. They operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.



N
DIP14
(Plastic package)



D
SO-14
(Plastic micropackage)



P
TSSOP-14
(Thin shrink small outline package)



Q
QFN16 3x3
(Plastic micropackage)

1 Pin and schematic diagram

Figure 1. Pin connections (top view)

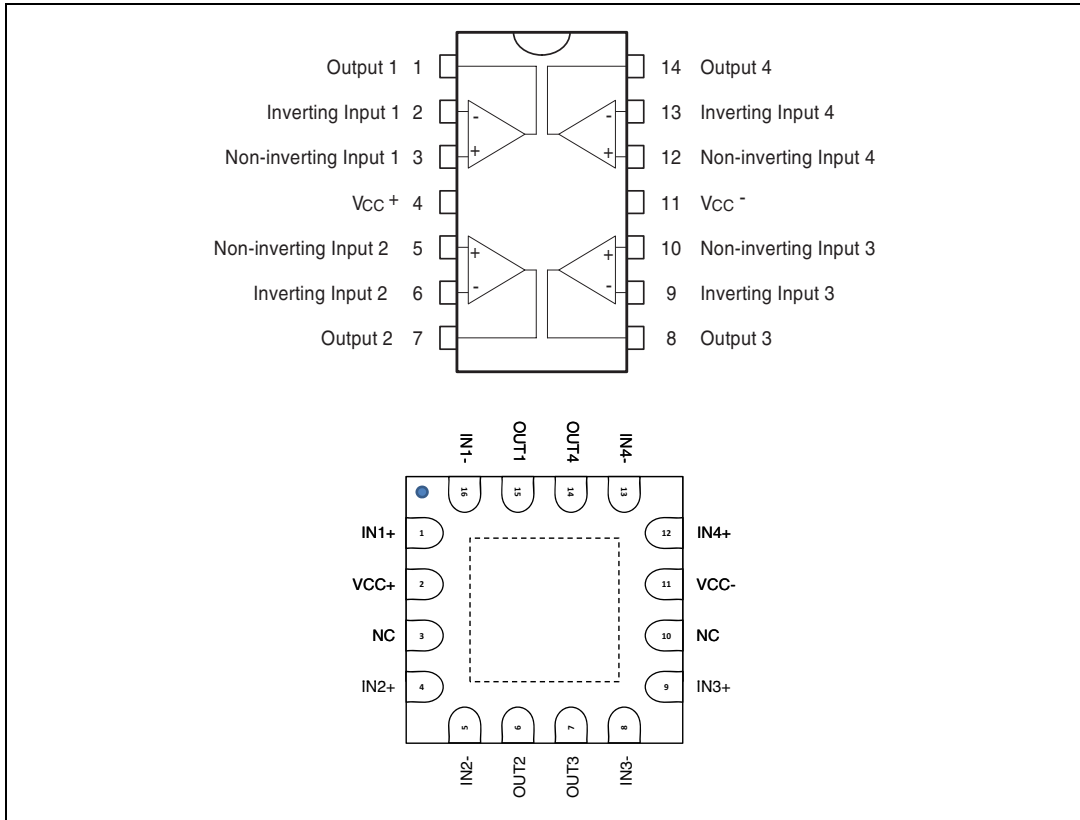
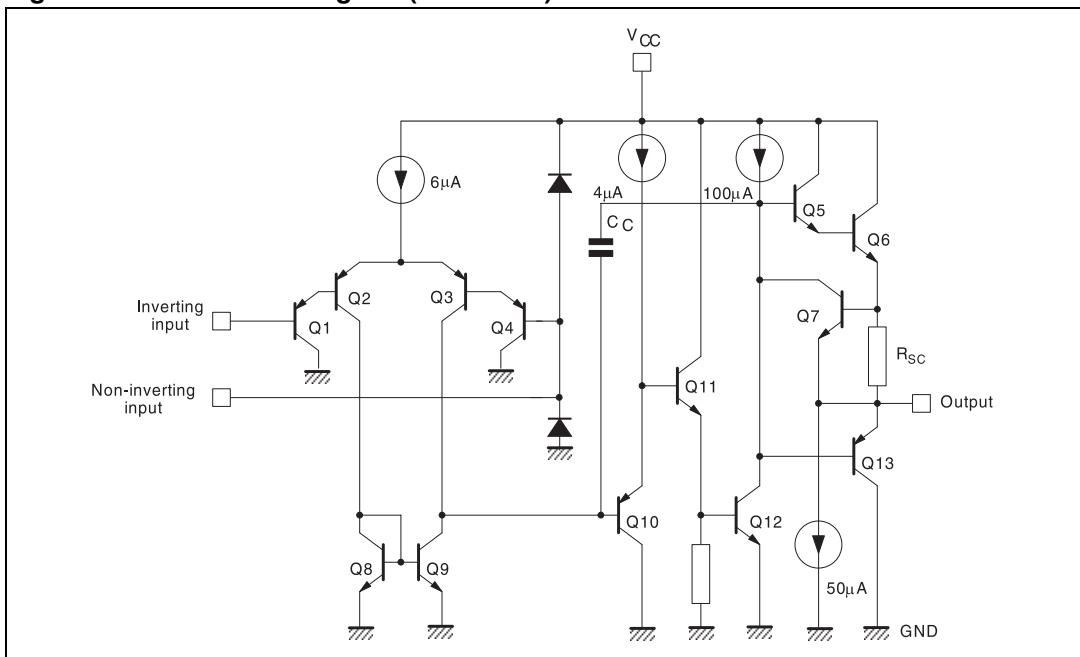


Figure 2. Schematic diagram (1/4 LM124)



2 Absolute maximum ratings

Table 1. Absolute maximum ratings

Symbol	Parameter	LM124	LM224	LM324	Unit
V_{CC}	Supply voltage	±16 or 32			V
V_{in}	Input voltage ⁽¹⁾	-0.3 to 32			V
V_{id}	Differential input voltage ⁽²⁾	32			V
	Output short-circuit duration ⁽³⁾	Infinite			
I_{in}	Input current ⁽⁴⁾ : V_{in} driven negative Input current ⁽⁵⁾ : V_{in} driven positive above AMR value	5 mA in DC or 50 mA in AC (duty cycle = 10%, T=1s) 0.4			mA
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
T_j	Maximum junction temperature	150			°C
R_{thja}	Thermal resistance junction to ambient ⁽⁶⁾ SO14 TSSOP14 DIP14 QFN16 3x3	103 100 83 45			°C/W
R_{thjc}	Thermal resistance junction to case SO14 TSSOP14 DIP14 QFN16	31 32 33 14			°C/W
ESD	HBM: human body model ⁽⁷⁾	250			V
	MM: machine model ⁽⁸⁾	150			
	CDM: charged device model ⁽⁹⁾	1500			

1. Either or both input voltages must not exceed the magnitude of V_{CC}^+ or V_{CC}^- . All voltage values, except differential voltages are with respect to ground terminal.
2. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
3. Short-circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating if $V_{CC} > 15$ V. The maximum output current is approximately 40 mA independent of the magnitude of V_{CC} . Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuits on all amplifiers.
4. This input current only exists when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistor becoming forward-biased and thereby acting as input diode clamp. In addition to this diode action, there is NPN parasitic action on the IC chip. This transistor action can cause the output voltages of the op-amps to go to the V_{CC} voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time during which an input is driven negative. This is not destructive and normal output is restored for input voltages above -0.3 V.
5. The junction base/substrate of the input PNP transistor polarized in reverse must be protected by a resistor in series with the inputs to limit the input current to 400 μ A max ($R = (V_{in} - 32 \text{ V})/400 \mu\text{A}$).
6. Short-circuits can cause excessive heating. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuits on all amplifiers. These are typical values given for a single layer board (except for TSSOP, a two-layer board).
7. Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k Ω resistor into pin of device.
8. Machine model ESD: a 200 pF capacitor is charged to the specified voltage, then discharged directly into the IC with no external series resistor (internal resistor < 5 Ω), into pin-to-pin of device.
9. Charged device model: all pins plus package are charged together to the specified voltage and then discharged directly to ground.

3 Electrical characteristics

Table 2. $V_{CC}^+ = +5\text{ V}$, $V_{CC}^- = \text{ground}$, $V_o = 1.4\text{ V}$, $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_{io}	Input offset voltage ⁽¹⁾ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ LM124-LM224 LM324		2	5 7	mV
	$T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$ LM124-LM224 LM324			7 9	
I_{io}	Input offset current $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$		2	30 100	nA
I_{ib}	Input bias current ⁽²⁾ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$		20	150 300	nA
A_{vd}	Large signal voltage gain $V_{CC}^+ = +15\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $V_o = 1.4\text{ V to } 11.4\text{ V}$ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$	50 25	100		V/mV
SVR	Supply voltage rejection ratio ($R_s \leq 10\text{ k}\Omega$) $V_{CC}^+ = 5\text{ V to } 30\text{ V}$ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$	65 65	110		dB
I_{CC}	Supply current, all Amp, no load $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $V_{CC} = +5\text{ V}$ $V_{CC} = +30\text{ V}$		0.7 1.5	1.2 3	mA
	$T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$ $V_{CC} = +5\text{ V}$ $V_{CC} = +30\text{ V}$		0.8 1.5	1.2 3	
V_{icm}	Input common mode voltage range $V_{CC} = +30\text{ V}$ ⁽³⁾ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$	0 0		$V_{CC} - 1.5$ $V_{CC} - 2$	V
CMR	Common mode rejection ratio ($R_s \leq 10\text{ k}\Omega$) $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$	70 60	80		dB
I_{source}	Output current source ($V_{id} = +1\text{ V}$) $V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_o = +2\text{ V}$	20	40	70	mA

Table 2. $V_{CC}^+ = +5\text{ V}$, $V_{CC}^- = \text{ground}$, $V_o = 1.4\text{ V}$, $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ (unless otherwise specified) (continued)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
I_{sink}	Output sink current ($V_{\text{id}} = -1\text{ V}$)				
	$V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_o = +2\text{ V}$ $V_{CC} = +15\text{ V}$, $V_o = +0.2\text{ V}$	10 12	20 50		mA μA
V_{OH}	High level output voltage $V_{CC} = +30\text{ V}$ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$	26 26 27 27	27 28		V
	$V_{CC} = +5\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$	3.5 3			
V_{OL}	Low level output voltage ($R_L = 10\text{ k}\Omega$) $T_{\text{amb}} = +25^\circ\text{ C}$ $T_{\text{min}} \leq T_{\text{amb}} \leq T_{\text{max}}$		5	20 20	mV
SR	Slew rate $V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_i = 0.5\text{ to }3\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$, unity gain		0.4		V/ μs
GBP	Gain bandwidth product $V_{CC} = 30\text{ V}$, $f = 100\text{ kHz}$, $V_{\text{in}} = 10\text{ mV}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $C_L = 100\text{ pF}$		1.3		MHz
THD	Total harmonic distortion $f = 1\text{ kHz}$, $A_v = 20\text{ dB}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $V_o = 2\text{ V}_{\text{pp}}$, $C_L = 100\text{ pF}$, $V_{CC} = 30\text{ V}$		0.015		%
e_n	Equivalent input noise voltage $f = 1\text{ kHz}$, $R_s = 100\ \Omega$, $V_{CC} = 30\text{ V}$		40		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
DV_{io}	Input offset voltage drift		7	30	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
DI_{io}	Input offset current drift		10	200	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
V_{o1}/V_{o2}	Channel separation ⁽⁴⁾ $1\text{ kHz} \leq f \leq 20\text{ kHz}$		120		dB

- $V_o = 1.4\text{ V}$, $R_s = 0\ \Omega$, $5\text{ V} < V_{CC}^+ < 30\text{ V}$, $0 < V_{\text{ic}} < V_{CC}^+ - 1.5\text{ V}$.
- The direction of the input current is out of the IC. This current is essentially constant, independent of the state of the output so there is no change in the load on the input lines.
- The input common-mode voltage of either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0. V. The upper end of the common-mode voltage range is $V_{CC}^+ - 1.5\text{ V}$, but either or both inputs can go to +32 V without damage.
- Due to the proximity of the external components, ensure that stray capacitance between these external parts does not cause coupling. Coupling can be detected because this type of capacitance increases at higher frequencies.

Figure 3. Input bias current vs. ambient temperature

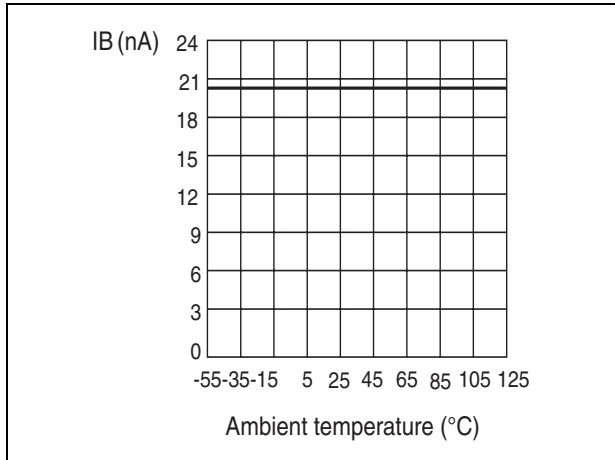


Figure 4. Current limiting

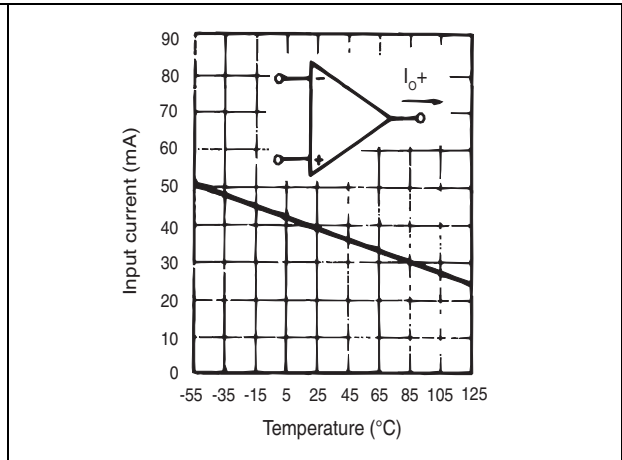


Figure 5. Input voltage range

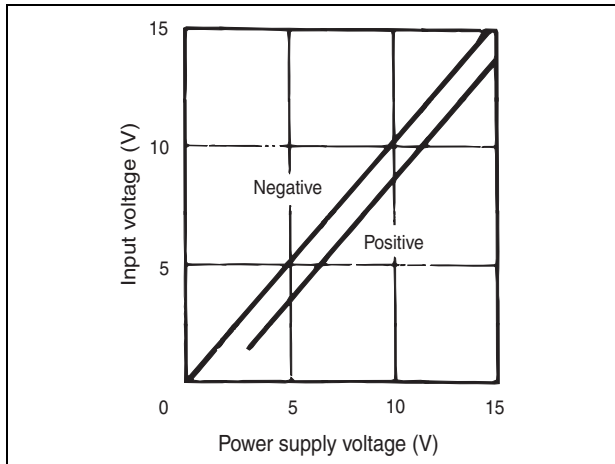


Figure 6. Supply current

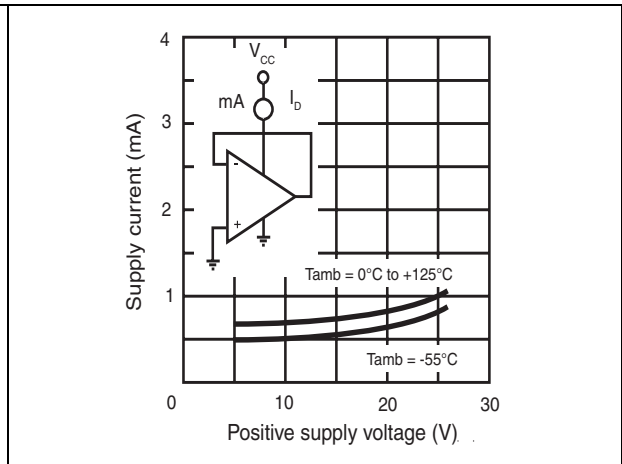


Figure 7. Gain bandwidth product

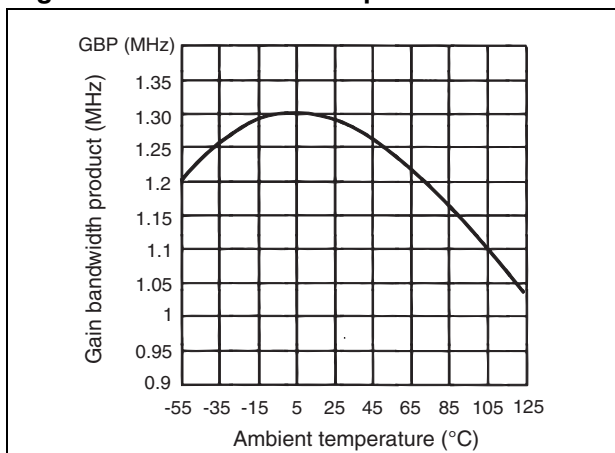


Figure 8. Common mode rejection ratio

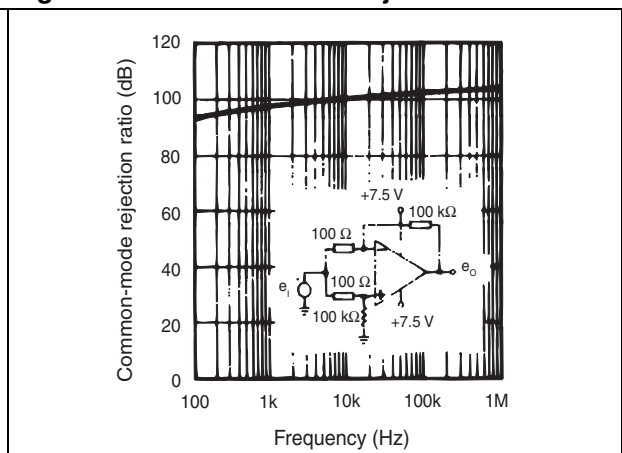


Figure 9. Open loop frequency response

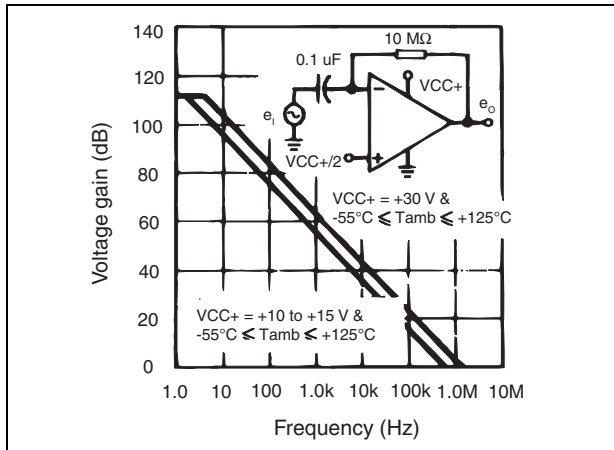


Figure 10. Large signal frequency response

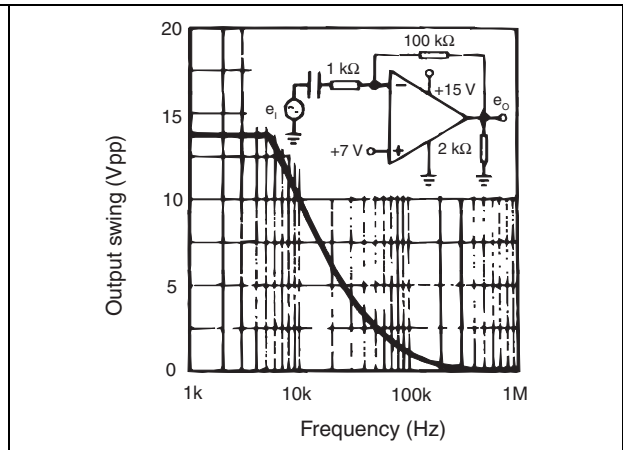


Figure 11. Voltage follower pulse response

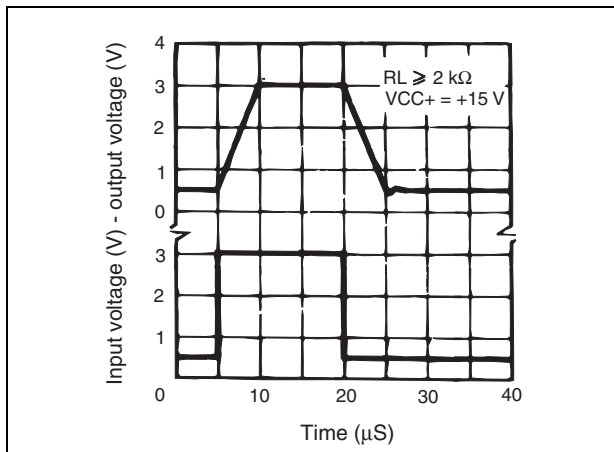


Figure 12. Output characteristics (current sinking)

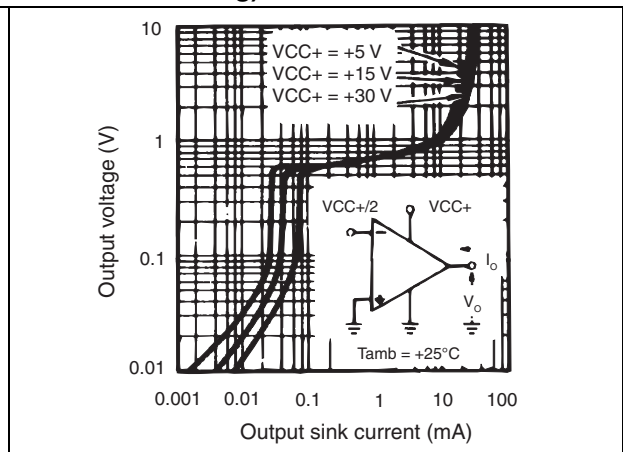


Figure 13. Voltage follower pulse response (small signal)

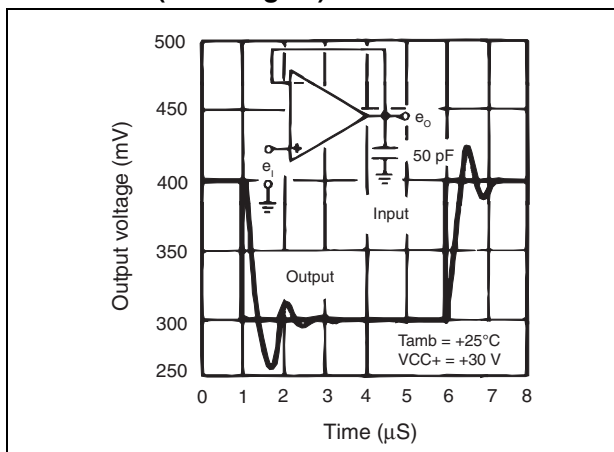


Figure 14. Output characteristics (current sourcing)

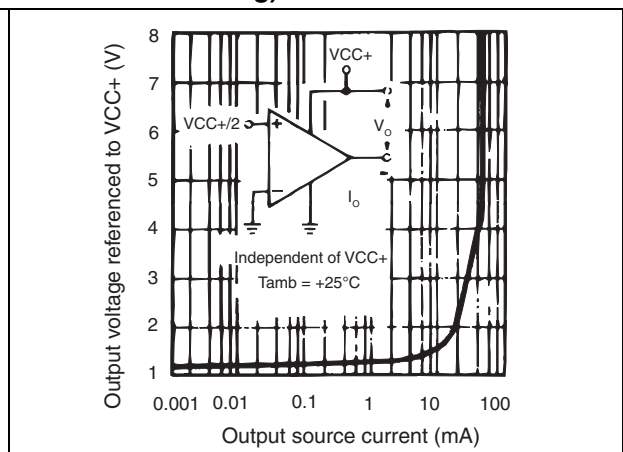


Figure 15. Input current

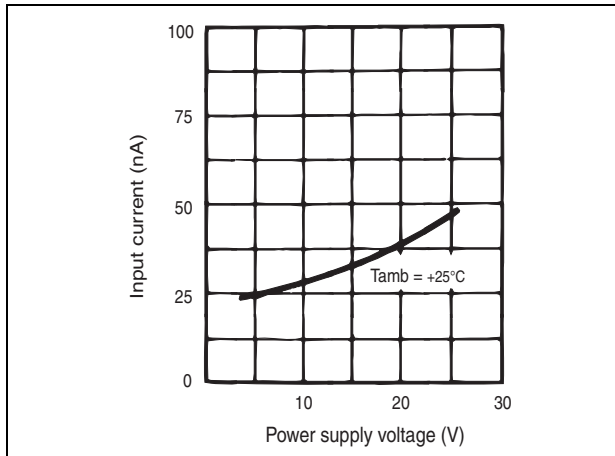


Figure 16. Large signal voltage gain

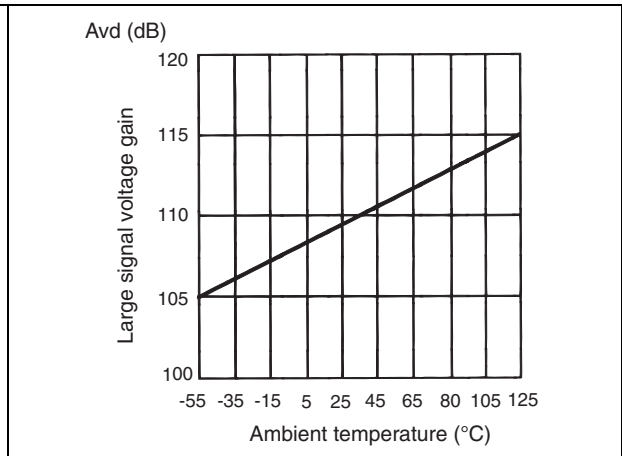


Figure 17. Power supply and common mode rejection ratio

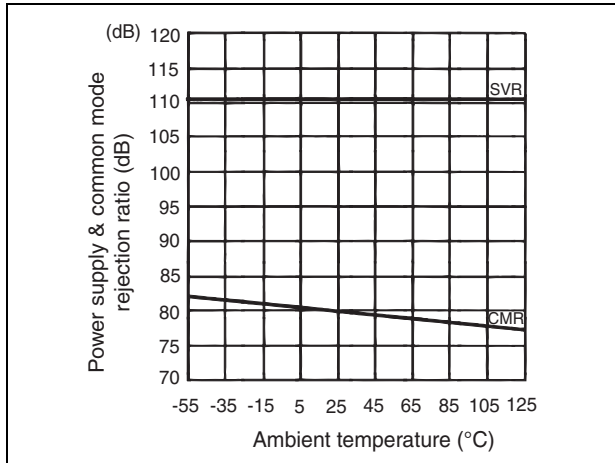
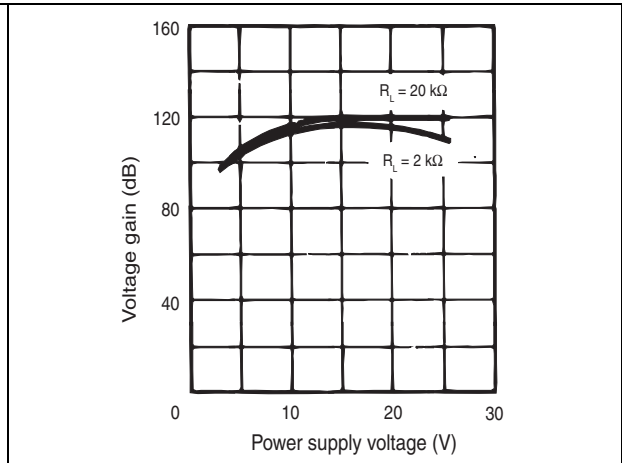


Figure 18. Voltage gain



4 Typical single-supply applications

Figure 19. AC coupled inverting amplifier

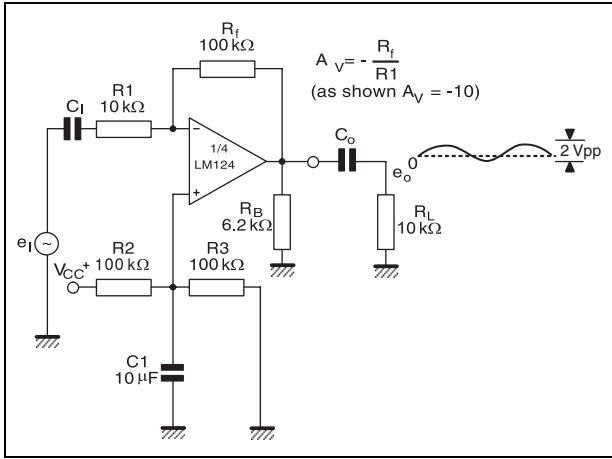


Figure 20. High input Z adjustable gain DC instrumentation amplifier

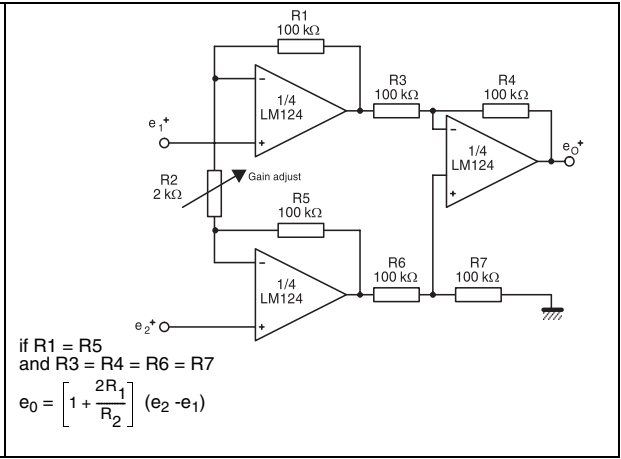


Figure 21. AC coupled non inverting amplifier

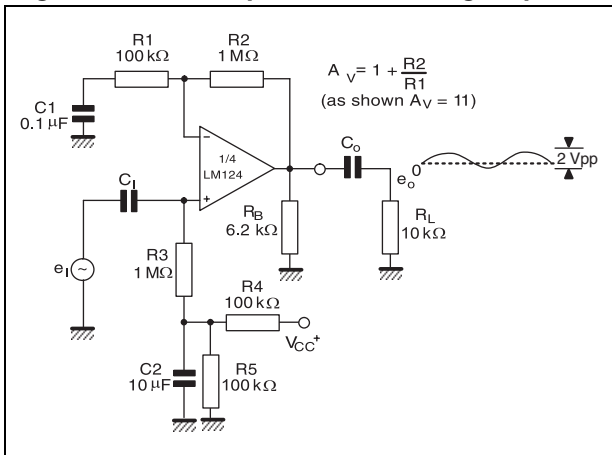


Figure 22. DC summing amplifier

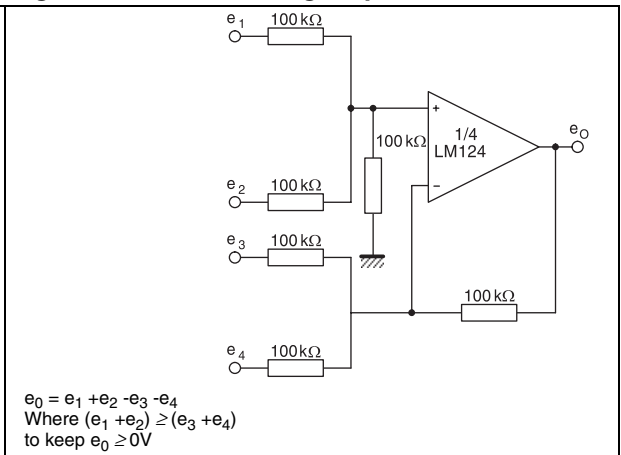


Figure 23. Non-inverting DC gain

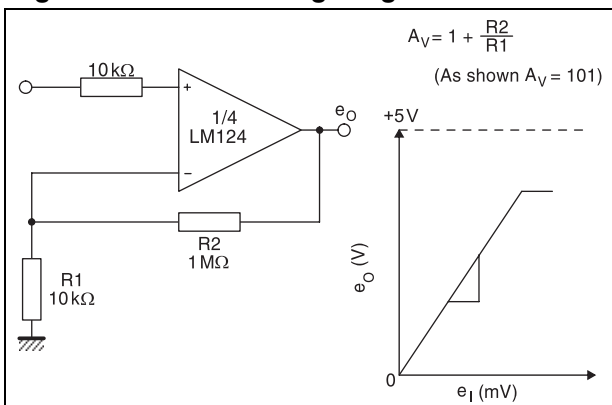


Figure 24. Low drift peak detector

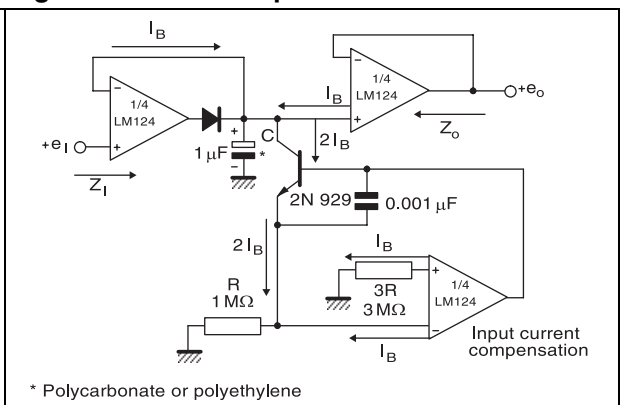


Figure 25. Active bandpass filter

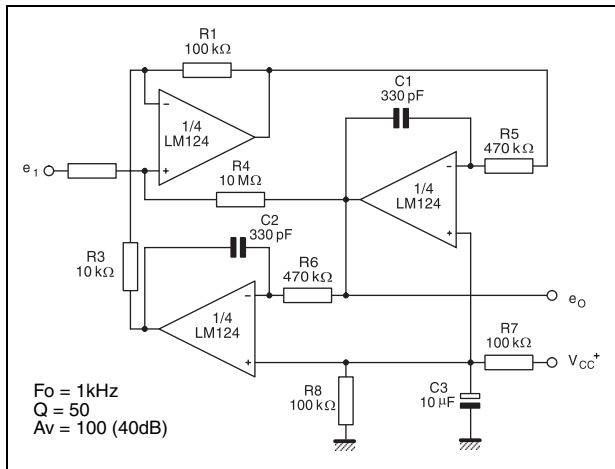


Figure 26. High input Z, DC differential amplifier

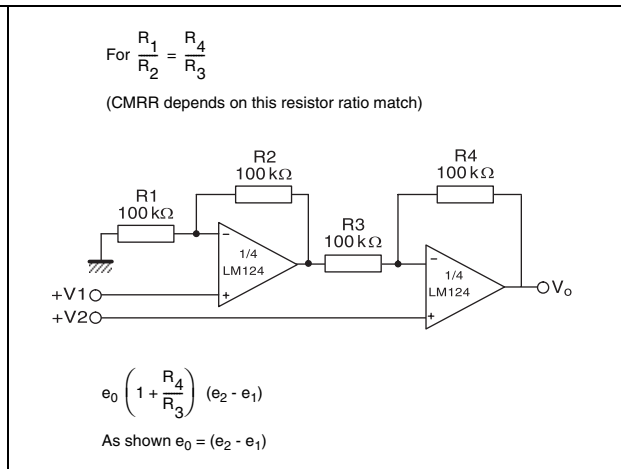
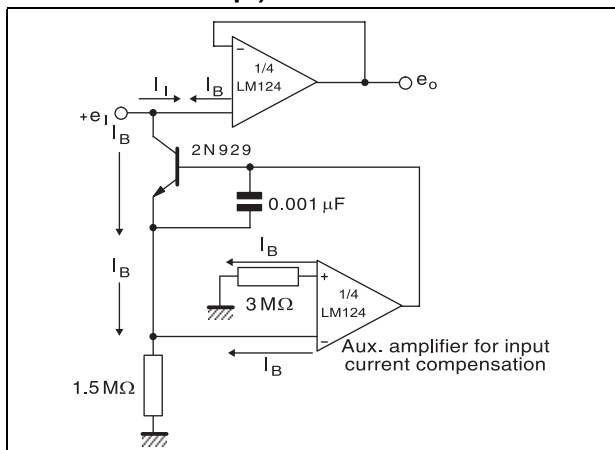


Figure 27. Using symmetrical amplifiers to reduce input current (general concept)



5 Package information

In order to meet environmental requirements, ST offers these devices in different grades of ECOPACK[®] packages, depending on their level of environmental compliance. ECOPACK[®] specifications, grade definitions and product status are available at: www.st.com. ECOPACK[®] is an ST trademark.

5.1 DIP14 package information

Figure 28. DIP14 package mechanical drawing

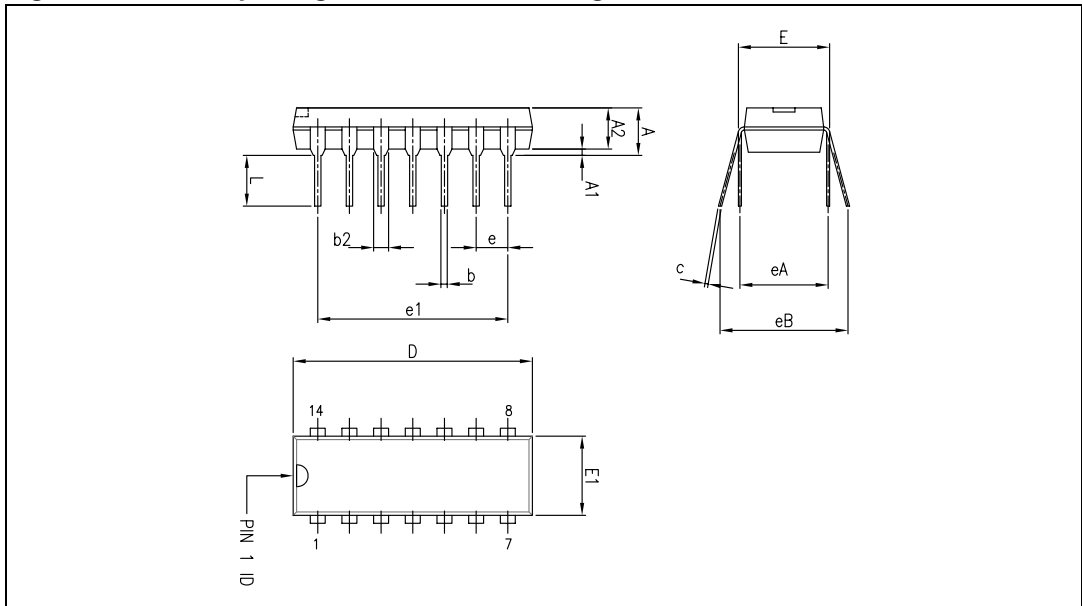


Table 3. DIP14 package mechanical data

Ref.	Dimensions					
	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			5.33			0.21
A1	0.38			0.015		
A2	2.92	3.30	4.95	0.11	0.13	0.19
b	0.36	0.46	0.56	0.014	0.018	0.022
b2	1.14	1.52	1.78	0.04	0.06	0.07
c	0.20	0.25	0.36	0.007	0.009	0.01
D	18.67	19.05	19.69	0.73	0.75	0.77
E	7.62	7.87	8.26	0.30	0.31	0.32
E1	6.10	6.35	7.11	0.24	0.25	0.28
e		2.54			0.10	
e1		15.24			0.60	
eA		7.62			0.30	
eB			10.92			0.43
L	2.92	3.30	3.81	0.11	0.13	0.15

5.2 SO-14 package information

Figure 29. SO-14 package mechanical drawing

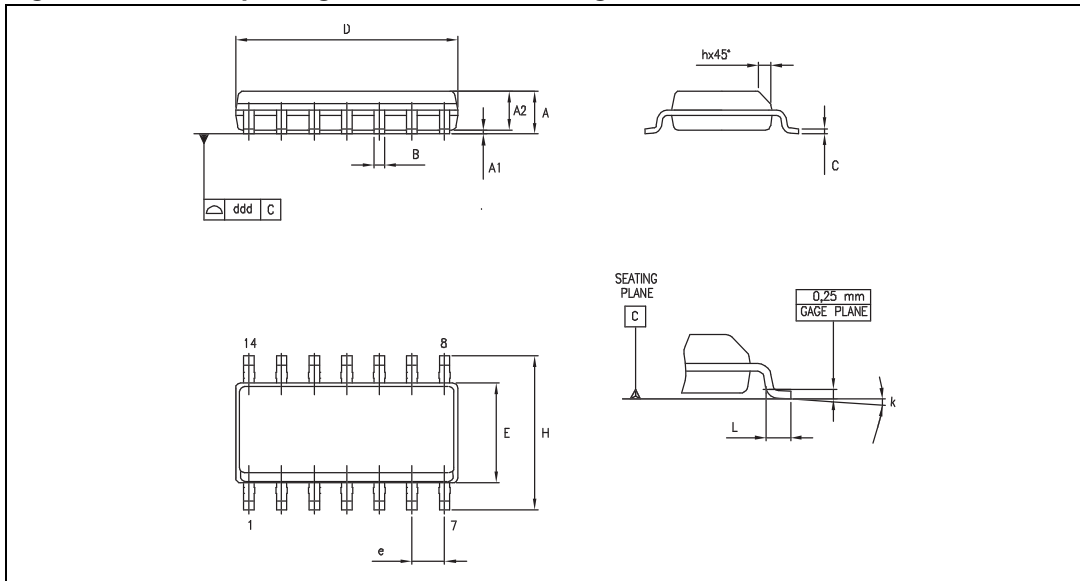


Table 4. SO-14 package mechanical data

Dimensions						
Ref.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A	1.35		1.75	0.05		0.068
A1	0.10		0.25	0.004		0.009
A2	1.10		1.65	0.04		0.06
B	0.33		0.51	0.01		0.02
C	0.19		0.25	0.007		0.009
D	8.55		8.75	0.33		0.34
E	3.80		4.0	0.15		0.15
e		1.27			0.05	
H	5.80		6.20	0.22		0.24
h	0.25		0.50	0.009		0.02
L	0.40		1.27	0.015		0.05
k	8° (max.)					
ddd			0.10			0.004

5.3 QFN16 3x3 package mechanical data

Figure 30. QFN16 3x3 package mechanical drawing

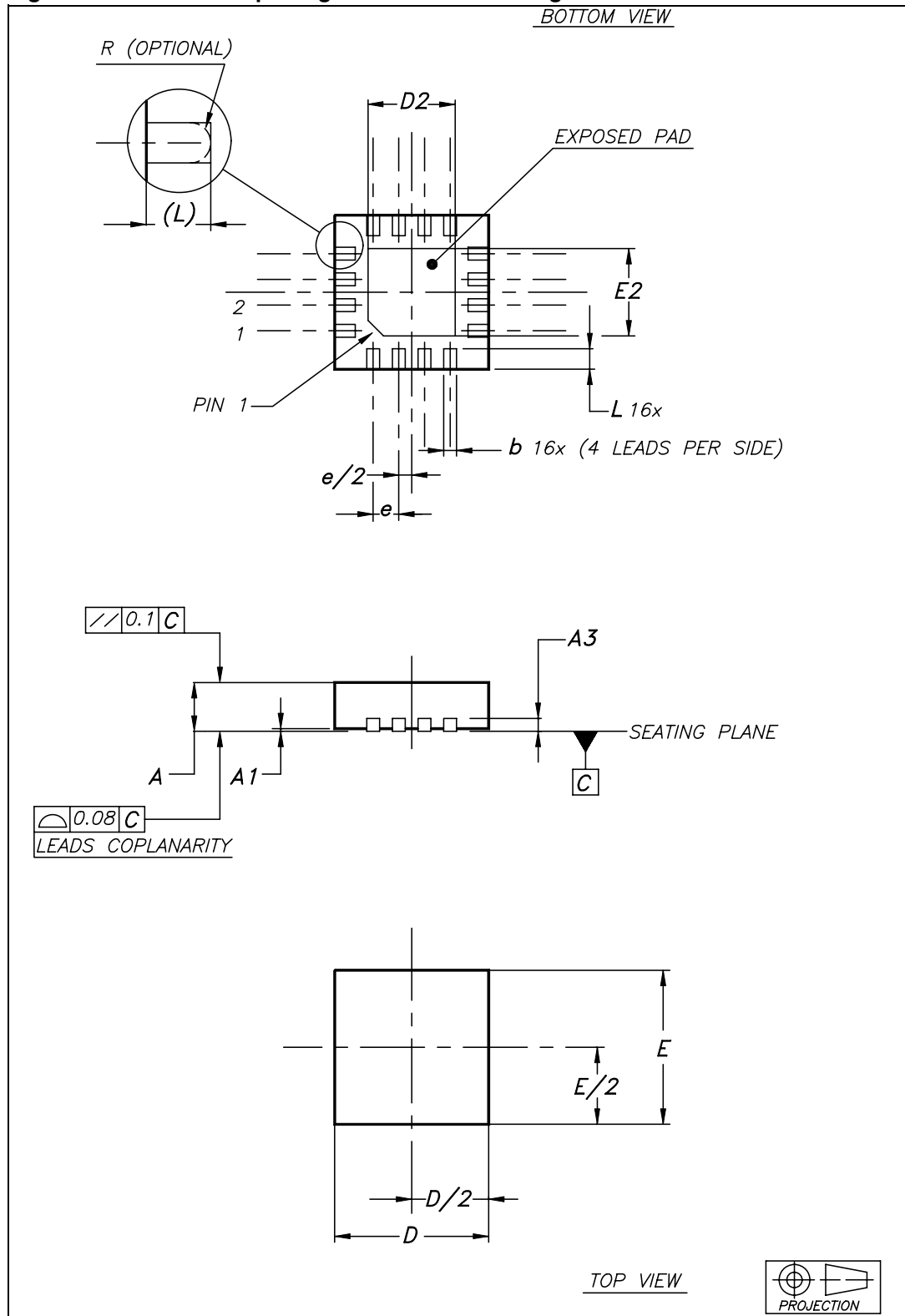
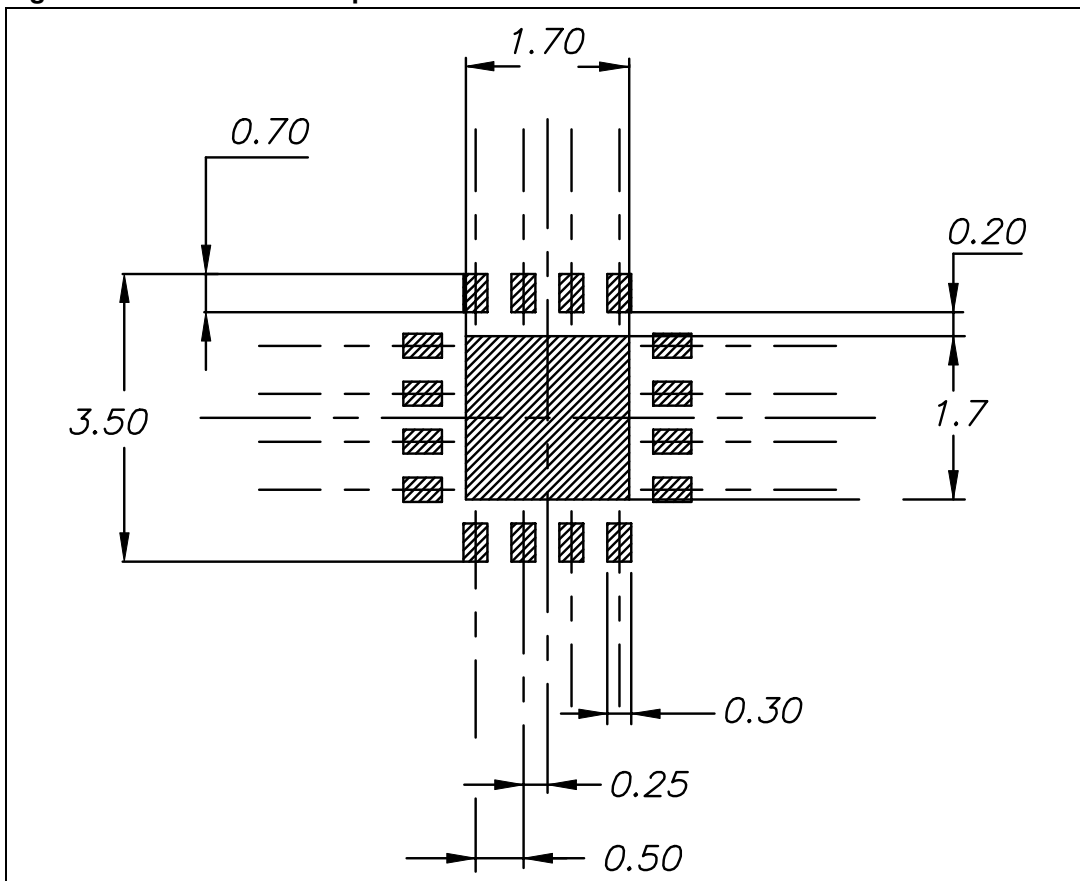


Table 5. QFN16 3x3 mm package mechanical data (pitch 0.5 mm)

Ref.	Dimensions					
	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A	0.80	0.90	1.00	0.031	0.035	0.039
A1	0		0.05	0		0.002
A3		0.20			0.008	
b	0.18		0.30	0.007		0.012
D	2.90	3.00	3.10	0.114	0.118	0.122
D2	1.50		1.80	0.059		0.071
E	2.90	3.00	3.10	0.114	0.118	0.122
E2	1.50		1.80	0.059		0.071
e		0.50			0.020	
L	0.30		0.50	0.012		0.020

Figure 31. QFN16 3x3 footprint recommendation



5.4 TSSOP14 package information

Figure 32. TSSOP14 package mechanical drawing

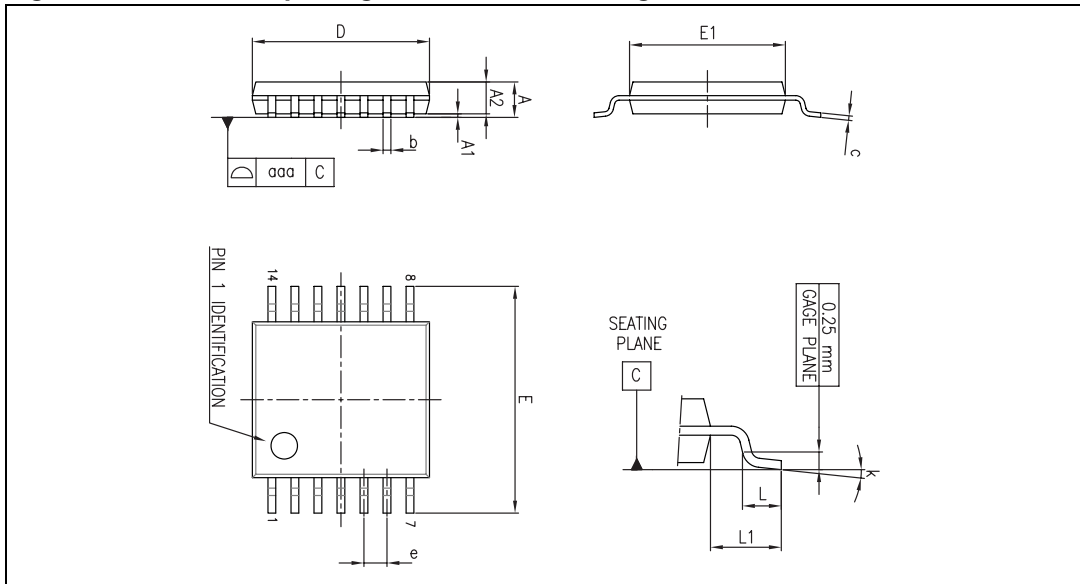


Figure 33. TSSOP14 package mechanical data

Ref.	Dimensions					
	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.20			0.047
A1	0.05		0.15	0.002	0.004	0.006
A2	0.80	1.00	1.05	0.031	0.039	0.041
b	0.19		0.30	0.007		0.012
c	0.09		0.20	0.004		0.0089
D	4.90	5.00	5.10	0.193	0.197	0.201
E	6.20	6.40	6.60	0.244	0.252	0.260
E1	4.30	4.40	4.50	0.169	0.173	0.176
e		0.65			0.0256	
L	0.45	0.60	0.75	0.018	0.024	0.030
L1		1.00			0.039	
k	0°		8°	0°		8°
aaa			0.10			0.004

6 Ordering information

Table 6. Order codes

Part number	Temperature range	Package	Packing	Marking
LM124N	-55°C, +125°C	DIP14	Tube	LM124N
LM124D/DT		SO-14	Tube or tape & reel	124
LM224N	-40°C, +105°C	DIP14	Tube	LM224N
LM224D/DT		SO-14	Tube or tape & reel	224
LM224PT		TSSOP14	Tape & reel	224
LM224QT		QFN16 3x3	Tape & reel	K425
LM324N	0°C, +70°C	DIP14	Tube	LM324N
LM324D/DT		SO-14	Tube or tape & reel	324
LM324PT		TSSOP14	Tape & reel	324
LM324QT		QFN16 3x3	Tape & reel	K427

7 Revision history

Table 7. Document revision history

Date	Revision	Changes
01-Oct.-2003	1	First release.
02-Jan-2005	2	Modifications on AMR Table 1 on page 3 (explanation of V_{id} and V_i limits).
01-Jun-2005	3	ESD protection inserted in Table 1 on page 3 .
02-Jan-2006	4	T_j and R_{thjc} parameters added in Table 1. on page 3 .
04-Oct-2006	5	Editorial update. Table 3 moved to Section 5: Macromodels on page 11 .
11-Jan-2010	6	Added AMR values for input current in Table 1 on page 3 .
30-Jun-2011	7	Added pin connections for QFN16 package in Figure 1 on page 2 . Added thermal information for QFN16 package in Table 1 on page 3 . Added QFN16 package information in Chapter 5 . Added order codes for QFN16 package in Table 6: Order codes . Removed Spice model - refer to www.st.com for latest model available.

Please Read Carefully:

Information in this document is provided solely in connection with ST products. STMicroelectronics NV and its subsidiaries ("ST") reserve the right to make changes, corrections, modifications or improvements, to this document, and the products and services described herein at any time, without notice.

All ST products are sold pursuant to ST's terms and conditions of sale.

Purchasers are solely responsible for the choice, selection and use of the ST products and services described herein, and ST assumes no liability whatsoever relating to the choice, selection or use of the ST products and services described herein.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted under this document. If any part of this document refers to any third party products or services it shall not be deemed a license grant by ST for the use of such third party products or services, or any intellectual property contained therein or considered as a warranty covering the use in any manner whatsoever of such third party products or services or any intellectual property contained therein.

UNLESS OTHERWISE SET FORTH IN ST'S TERMS AND CONDITIONS OF SALE ST DISCLAIMS ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTY WITH RESPECT TO THE USE AND/OR SALE OF ST PRODUCTS INCLUDING WITHOUT LIMITATION IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY, FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE (AND THEIR EQUIVALENTS UNDER THE LAWS OF ANY JURISDICTION), OR INFRINGEMENT OF ANY PATENT, COPYRIGHT OR OTHER INTELLECTUAL PROPERTY RIGHT.

UNLESS EXPRESSLY APPROVED IN WRITING BY AN AUTHORIZED ST REPRESENTATIVE, ST PRODUCTS ARE NOT RECOMMENDED, AUTHORIZED OR WARRANTED FOR USE IN MILITARY, AIR CRAFT, SPACE, LIFE SAVING, OR LIFE SUSTAINING APPLICATIONS, NOR IN PRODUCTS OR SYSTEMS WHERE FAILURE OR MALFUNCTION MAY RESULT IN PERSONAL INJURY, DEATH, OR SEVERE PROPERTY OR ENVIRONMENTAL DAMAGE. ST PRODUCTS WHICH ARE NOT SPECIFIED AS "AUTOMOTIVE GRADE" MAY ONLY BE USED IN AUTOMOTIVE APPLICATIONS AT USER'S OWN RISK.

Resale of ST products with provisions different from the statements and/or technical features set forth in this document shall immediately void any warranty granted by ST for the ST product or service described herein and shall not create or extend in any manner whatsoever, any liability of ST.

ST and the ST logo are trademarks or registered trademarks of ST in various countries.

Information in this document supersedes and replaces all information previously supplied.

The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics. All other names are the property of their respective owners.

© 2011 STMicroelectronics - All rights reserved

STMicroelectronics group of companies

Australia - Belgium - Brazil - Canada - China - Czech Republic - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Israel - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco - Philippines - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom - United States of America

www.st.com



التلخيص

يرتكز مشروع الأجهزة الطبية الحيوية على دراسة تقنيات اشارته القلب. واهميتها في التشخيص الطبي. يهدف هذا العمل الى تسجيل اشارته تغيرات القلب على دعمه تخزين بهدف المعالجة الرقمية. هذه المعالجة سوف تشرح طبيعة عمل القلب وعلاقته مع وضعه المريض. في هذا المشروع ننتقل أولا الى تشكيل اشارته تخطيط القلب الكهربائي وتحويلها الى اشارات رقمية عن طريق الاردوينو الى الكمبيوتر. يتم حفظ هذه الإشارة كملف بيانات في بيئة الماتلاب من اجل المزيد من المعالجة. من اجل توليد اشارته تخطيط معدل ضربات القلب. يتم معالجته اشارته تخطيط القلب الكهربائي للكشف عن ضربات القلب. يتم هذا الكشف عن طريق خوارزميه تتكيف مع مورفولوجيا اشارته تخطيط القلب حيث يتم تطوير هذه الخوارزمية كبرنامج في بيئة الماتلاب .

بعد توليد اشارته نقوم بمعالجتها باستخدام الطريقة الطيفية والتي تعبر عن طاقة اشارته تغير ضربات القلب ذات التردد الزمني.

عن طريق ضبط المعلومات من الطيفية نستطيع تحديد نطاقات المختلفة لإشارة تغيرات القلب والتي ستسمح لنا بفهم سلوك إيقاع القلب

الكلمات المفتاحية: اشارته تغيرات القلب. اشارته تخطيط القلب الكهربائي. الاردوينو. الماتلاب. الطيفية