



UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE



**MÉMOIRE DE FIN D'ÉTUDE EN VUE D'OBTENTION DU
DIPLOME MASTER ACADÉMIQUE**

Domaine : Science et Technologie

Spécialité: Instrumentation

Filière : Electronique

Thème

**Simulation et conception d'un Filtre pour
des applications médicales (Signaux ECG)**

Présenté par :

GUELMINE Nora Sakina & LADEJNEF Manel

Devant le jury composé de :

<u>Nom & Prénom</u>	<u>Grade</u>	<u>Qualité</u>
BENTOUMI Miloud	MCA	Encadreur
BAKHTI Haddi	MCA	Co -Encadreur
GUERMAT Noubel	MCA	Président
SAADA KHELKHAL Fayçal	MAA	Examineur

2020 / 2021

Dédicace

Je dédie ce modeste travail : en première lieu, aux êtres qui me sont les plus chers :

A mon père pour son soutien moral et financier, leurs énormes sacrifices et leurs

Encouragements qu'ils m'ont apportés tout au long de toutes les années d'études.

A ma mère ange de l'âme, source de l'espoir et de la tendresse, pour tous ce que tu

as sacrifié pour moi, Tu es maman idéale .

A mes chers frères : Ahmed et Boubaker

A ma nièce : Ranime

A mes enseignants

A tous la famille et mes amis surtout :Fatima ,Amel , Nadjela ,Ileham , abd el kamel ,Fouad, Amina.

A Tous mes collègues de l'étude sans exception.

NORA

Je remercie Dieu Tout-Puissant, le Tout-Puissant, qui m'a permis d'accomplir cet humble travail dans lequel ma réussite était entre ses mains, et je dédie ce fruit de mes efforts à :

que Dieu a immortalisé dans le Coran, suivi le Jour de la Résurrection, et placé le Paradis sous ses pieds, elle m'a porté ici sur la faiblesse de ma mère, que Dieu prolonge sa vie

A la personne bienveillante qui m'a appris son idéalisme et ses humbles qualités A mon cher père, que Dieu prolonge sa vie

Aux bougies brillantes de la maison, mes chers frères.

A tous les amis avec qui le destin m'a réuni (koka)

À tous ceux qui m'ont aidé à imprimer cette note

A ceux qui ont partagé mes places d'études à l'université,

A tous ceux que la plume a oubliés et que le cœur n'a pas oubliés

manal

Remerciement

Avant tout, On remercie ALLAH le tout puissant pour nous avons donné le courage, la santé et la patience pour réaliser ce travail.

En premier lieu, nous aimerons exprimer nos gratitude et nos remerciements à notre encadreur Dr. BENTOUMI Miloud et le co-encadreur Dr. BAKHTI Haddi pour leurs patiences, leurs disponibilités et surtout leurs judicieux conseils, pour leurs aides et leurs encouragements pour la réalisation de ce Mémoire, merci beaucoup.

Nous tenons à remercier Messieurs les membres du jury, pour avoir accepter d'examiner notre travail.

Nous exprimons notre sincère reconnaissance à tous les enseignants du département d'Electronique qui ont contribué à notre formation, et à toute nos étudiant du master instrumentation.

Enfin. Nous remercions tous ceux qui ont contribué de prés ou de loin à achever notre travail.

Sommaire

Table des matières

Table des matières

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

Chapitre I

Anatomie Du Cœur Et Le Signal ECG

I.1. Introduction	3
I.2 Anatomie du cœur	3
I.2.1. Généralité	3
I.2.1.1 Valves cardiaques.....	5
I.2.2. Le myocarde	7
I.2.2.1. Cellules musculaires myocardiques	7
I.2.2.2. Cellules nodales	7
I.2.3. Battement cardiaques	8
I.2.4. Activité électrique cardiaque	9
I.2.5. Potentiel d'action	9
I.3. L'Electrocardiographie.....	11
I.3.1. Le signal électrocardiogramme (ECG).....	11
I.3.2. Les ondes du signal ECG	12
I.3.3. Segment et intervalles caractéristiques de l'ECG	13
I.4. Technique d'électrocardiographie	14
I.4.1. Définition.....	14
I.4.2. Principe d'acquisition du signal ECG	15
I.4.3 Principe d'enregistrement (Electrocardiogramme à douze dérivations)	15
I.4.3.1. Dérivations bipolaires des membres.....	15
I.4.3.2. Dérivations unipolaires des membres.....	16
I.4.3.3. Dérivations unipolaires précordiales	17
I.5. Rythmes cardiaques	17
I.6. Les pathologies cardiaques.....	18
I.7. Les artefacts visibles sur ECG.....	21
I.7.1 Bruits techniques.....	21
I.7.1.1 Bruit dû au secteur.....	21
I.7.1.2. Bruit dû aux mouvements des électrodes	22
I.7.1.3 Autres bruits	22
I.7.2. Artefacts physiques	23
I.7.2.1. Effets sur la ligne de base.....	23

Table des matières

I.7.2.2 Bruits dû au signal électromyogramme EMG.....	23
I.7.2.3 Autres artefacts d'origine physique.....	24
I.8.Conclusion	24

Chapitre II

Filtrage du signal ECG

II.1. Introduction.....	25
II.2. Rappels sur le filtrage.....	25
II.2.2. Filtres analogiques.....	25
a) Filtres passifs.....	27
b) Filtres actifs.....	28
c) Comparaison entre les filtres actifs et passifs	29
II.2.2. Systèmes numériques.....	29
II.2.3.Filtres numériques	30
II.2.4.Classification des filtres numériques	30
II.2.4.1. Filtres idéaux	31
II.2.4.2. Réponse impulsionnelle	32
II.2.4.3. Filtres à réponse impulsionnelle finie (ou filtre FIR).....	33
II.2.4.4.Filtre à réponse impulsionnelle infinie (ou filtre IIR).....	34
II.2.5. Structures de réalisation	35
II.2. 5.1. Structure transversale (ou non récursive).....	35
II.2.5.2. Structure récursive	36
II.2.5.3. Transformée de Fourier discrète (TFD)	37
II.2.6 Filtre RIF.....	37
II.2.6.1. Principe.....	37
II.2.6.2. Filtre passe bas RIF	38
1. Réponse impulsionnelle.....	38
2. Fonction de transfert.....	41
3. Réponse en fréquence.....	41
4. Influence de la largeur de la fenêtre	43
5. Influence de l'ordre du filtre sur sa caractéristique en fréquence.....	43
II.2.6.2. Filtre passe haut RIF	44
II.2.6.2.Filtre passe-bande RIF	45
II.2.6.3. Filtre coupe-bande RIF.....	46
II.2.7.Filtrage du bruit.....	46

Table des matières

II.2.7.1. Filtre Butterworth	47
II.2.7.2. Filtre Savitzky-Golay	47
1. Définition	47
2. Principe du débruitage par filtre Savitzky-Golay	48
II.8. Conclusion	49

Chapitre III

Chaîne de mesure du signal ECG.

III.1. Introduction	50
III.2. Principe du circuit	50
III.2.1. Schéma fonctionnel du circuit de mesure ECG	50
III.2.2. Circuit de Pré- amplification	51
III.2.2.1. Fonction de Transfert	51
III.2.3. Circuit du filtre Passe –Bande	53
III.2.3. 1Fonction de Transfert de filtre passe haut	53
III.2.3. 2.Fonction de Transfert de filtre passe bas	54
III.2.4. Circuit du filtre coup – bande	55
III.3. Équipement de mesure de l'électrocardiogramme (ECG)	55
III.3.1. L'unité principale KL-72001	56
1. Générateur de fonctions (FUNCTION GENERATOR)	56
2. Sortie RS232 (RS232 OUTPUT)	56
3. Indicateurs d'entrée (INPUT INDICATORS)	57
4. Affichage de l'état par LCD(LCD STATUS DISPLAY)	57
5. Adaptateur de l'oscilloscope (SCOPE ADAPTOR)	57
6. Module de sortie (MODULE OUTPUT)	57
7. Sortie (OUTPUT)	57
8. Boutons de commande RESET et SELECT	57
III.3.1.1. Explication détaillée de KL-72001	58
III.3.2. KL-75001 (Mesure d'électrocardiogramme (ECG))	60
III.3.2.1 Objectif	60
III.3.2.2 Spécification	60
III.3.3. Oscilloscope à mémoire numérique	61
III.3.3.1 Définition	61
III.3.3.2 Modes de fonctionnement	61
III.3.3.3 Avantages	62

Table des matières

III.3.4 Câble DB-9	62
III.3.4.1 Définition	62
III.3.4.2 Certaines utilisations et caractéristiques de DB-9	62
III.3.4.3 Méthode de liaison.....	63
III.3.5 Connecteur BNC	63
III.3.5.1 Définition	63
III.3.5.2Méthode de liaison.....	64
III.3.5.3 Types de connecteursBNC	64
III.3.6 Les tampons de préparation d'alcool(Alcoholprep pads).....	65
III.3.6.1 Définition	65
III.3.6.2 Dimensions	65
III.3.7Câble desélectrodes à 5 conducteurs	65
III.3.7.1 Définition	65
III.3.8Câbles de connexion.....	66
III.3.8.1 Définition	66
III.3.8.2 Liaison des câbles de connexion.....	67
III.3.9Fiches de connexion (jumpers) 10 mm.....	67
III.3.9.1 Définition	67
III.3.9.2Fiches de connexion (jumper)10 mm	68
III.3.10 câble RS-232.....	68
III.3.10.1 Définition	68
III.4. Conclusion.....	69

Chapitre IV

Résultat et Discussion

IV .1 Introduction	70
IV.2 Partie Pratique.....	70
A. La Mesure des caractéristiques du filtre passe haut (HPF).....	70
B. La Mesure des caractéristiques de l'amplificateur	71
C. La Mesure des caractéristiques du filtre passe –bas (LPF).....	74
D. La Mesure des caractéristiques du filtre de coup bande (BRF)	76
E. La Mesure ECG à l'aide du simulateur ECG	78
F. La Mesure de L'ECG humain à l'aide d'un oscilloscope.....	84
IV.2 Débruitage du signal ECG réel	88
IV. 3 Critères de performance	89
IV.3.1. Rapport signal sur bruit	89

Table des matières

IV.4. Conclusion.....	90
-----------------------	----

liste des figures

Liste des Figures

<i>Figure</i>	<i>Titre</i> <u><i>Chapitre I</i></u>	<i>Page</i>
Figure 1.1	La position du cœur dans le thorax	4
Figure 1.2	coupe longitudinale du cœur humain.....	4
Figure 1.3	présenté Les valves cardiaques.....	6
Figure 1.4	Principes des systoles auriculaire et ventriculaire.....	8
Figure 1.5	présenté trois étape majeure de battement.....	9
Figure 1.6	Les cinq phases du potentiel d'action et les transfert ioniques au niveau cellulaire.....	10
Figure 1.7	Le signal ECG	11
Figure 1.8	les ondes et les intervalles dans un ECG.....	12
Figure 1.9	la chaine d'acquisition du signal ECG.....	14
Figure 1.10	Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations Bipolaire de Membres	15
Figure 1.11	Dérivations unipolaires augmentées.....	17
Figure 1.12	Emplacement des électrodes précordiales : V1 à V6.....	17
Figure 1.13	Bradycardie sinusale, la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS.....	18
Figure 1.14	Bradycardie ventriculaire	18
Figure 1.15	Tachycardie sinusale, la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS	19
Figure 1.16	Extrasystole Ventriculaire(ESV).....	19
Figure 1.17	Flutter auriculaire	19
Figure 1.18	Fibrillation auriculaire.....	20
Figure 1.19	Fibrillation ventriculaire.....	20
Figure 1.20	Signal électrocardiographie perturbé par le secteur.....	20
<u><i>Chapitre II</i></u>		
Figure 2.1	Système numérique.....	29
Figure 2.2	Filtre passe-bas.....	31
Figure 2.3	Filtre passe-bande.....	31

liste des figures

Figure 2.4	Filtre passe-haut.....	32
Figure 2.5	Filtre Coupe bande.....	32
Figure 2.6	Peigne.....	32
Figure 2.7	Fonction de transfert.....	33
Figure 2.8	Filtre IIR.....	34
Figure 2.9	Structures des filtres RIF.....	36
Figure 2.10	Structures directes des filtres RII.....	37
Figure 2.11	filtre passe-bas idéal.....	38
Figure 2.12	Réponse impulsionnelle échantillonnée.....	39
Figure 2.13	Fenêtre rectangulaire de troncature	39
Figure 2.14	Réponse impulsionnelle tronquée	40
Figure 2.15	la réponse impulsionnelle.....	40
Figure 2.16	la réponse indicielle.....	40
Figure 2.17	la réponse en fréquence –module.....	42
Figure 2.18	Réponse en fréquence -Argument	42
Figure 2.19	réponse en fréquence – Module.....	43
Figure 2.20	filtre passe pas premier ordre et troisième ordre.....	44
Figure 2.21	Filtre passe haut RIF.....	44
Figure 2.22	représenté la réponse en fréquence module et argument	45
Figure 2.23	Filtre passe-bande	45
Figure 2.24	Filtre coupe-bande	46

Chapitre III

Figure 3.1	Schéma fonctionnel du circuit de mesure	
	Electrocardiogramme (ECG).....	50
Figure 3.2	Circuit du Pré- amplificateur	51
Figure 3.3	Filtre passe bande.....	53
Figure 3.4	filtre coup bande	55
Figure 3.5	Unité principale KL-72001.....	56
Figure 3.6	L'unité de KL-7200	58
Figure 3.7	l'unité de KL-75001	61
Figure 3.8	l'oscilloscope	61
Figure 3.9	Cable DB-9	62

liste des figures

Figure 3.10	l'unité Principale	63
Figure 3.11	Le connecteur BNC.....	64
Figure 3.12	Méthode de liaison du connecteur BNC.....	64
Figure 3.13	Câble de électrode à 5 conducteurs KL-79101.....	66
Figure 3.14	câbles de connexion	66
Figure 3.15	Méthode de liaison des câbles de connexion.....	67
Figure 3.16	Fiches de connexion (jumper)10 mm.....	67
Figure 3.17	Fiche de connexion (jumper 10 mm).....	68
Figure 3.18	Câble RS-232	68

Chapitre VI

Figure 4.1	Circuit électronique du HPF	71
Figure 4.2	Courbe caractéristique du HPF pour 1Hz et 0.1 Hz.....	72
Figure 4.3	Circuit électronique de l'amplificateur.....	74
Figure 4.4	Circuit électronique du LPF.....	76
Figure 4.5	Courbe de caractéristique du LPF.....	76
Figure 4.6	Circuit électronique du BRF	77
Figure 4.7	Courbe de caractéristique du BRF.....	78
Figure 4.8	Circuit électronique du simulateur ECG.....	77
Figure 4.9	Branchement des électrodes.....	85
Figure 4.10	Fenêtre du programme GRS.....	86
Figure 4.11	le signal ECG sur la fenetre du programme GRS.....	86
Figure 4.12	Le signal ECG réel bruité.....	89
Figure 4.13	Signal ECG réel Filtré par l'algorithme de Savitzky- Golay	89

Liste des tableaux

<i>Tableaux</i>	<i>Titre</i> <u><i>Chapitre II</i></u>	<i>Page</i>
Tableau 2.1	Le choix entre un filtre FIR et IIR dépend.....	35
<u><i>Chapitre IV</i></u>		
Tableau 4.1	Connexion des composants.....	68
Tableau 4.2	l'amplitude de sortie mesuré du HPF.....	70
Tableau 4.3	Amplitude de sortie mesurée de l'amplificateur.....	72
Tableau 4.4	Connexion des composants.....	73
Tableau 4.5	Amplitude de sortie mesurée du LPF.....	74
Tableau 4.6	Connexion des composants	75
Tableau 4.7	Amplitude de sortie mesurée du BRF.....	76
Tableau 4.8	Connexion des composants.....	77
Tableau 4.9	Signaux ECG mesurés générés par le simulateur ECG.....	78
Tableau 4.10	Connexion des composants	82
Tableau 4.11	Signaux ECG réels.....	85
Tableau 4.12	SNR des trois patients.....	88

liste des abréviations

ECG : Electrocardiogramme.

OD : Oreillette droite.

OG : Oreillette Gauche.

VD : ventricule gauche.

VA : ventricule droite.

VCS : Veine cave supérieur.

VCI : Veine cave inférieur.

ESV : Extrasystole ventriculaire.

IIR : Réponse impulsionnelle infinie.

RIF : Réponse Impulsionnelle Finie.

TFD : transformation de Fourier discrète.

QRS : durée du complexe QRS.

aVR : Dérivation augmentée du bras droit.

aVL : Dérivation augmentée bras gauche.

aVF : Dérivation augmentée de la jambe.

SNR : Rapport signal sur bruit.

Introduction

Générale

Introduction générale

Durant Les vingt dernières années, Les maladies cardiovasculaires constituent un problème majeur de santé publique, elles sont les premières causes de mortalité dans le monde. Ainsi, le diagnostic et le traitement de ces affections restent encore une des préoccupations les plus importantes des médecins. Avec le développement de l'électronique et de l'informatique et leur utilisation conjointe dans le domaine médical, les médecins disposent aujourd'hui d'outils performants pour observer le fonctionnement du muscle cardiaque. Parmi les examens cardiologiques possibles, l'électrocardiogramme ECG est l'examen le plus couramment effectué [8 - 15].

Le signal électrocardiogramme est un signal analogique qui représente l'activité électrique du cœur, L'analyse de ce signal électrique a été et continue d'être une voie obligée pour la compréhension de l'électrophysiologie cardiaque ainsi que l'aide au diagnostic.

Cet enregistrement peut se faire soit par voie externe, à l'aide d'électrodes posées à la surface du corps, soit par voie interne en introduisant une sonde en docavitay. Pendant l'enregistrement les signaux ECG peuvent avoir quelques changements. Dans leurs morphologies (Amplitude et phase d'un cycle à un autre) aussi des bruits qui recouvrent le signal utile partiellement ou totalement, ces perturbations peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration) ou environnementale (courant de secteur , perturbations électromagnétiques placement de l'électrode) [9].

Dans ce contexte, le traitement des signaux biomédicaux est devenu un outil très indispensable pour l'extraction des informations cliniques cachées dans ces signaux car ces paramètres d'ordre physiologique ou physiopathologique sont particulièrement intéressants pour le suivi médical.

Parmi les opérateurs intervenant en traitement du signal le filtrage est quasiment incontournable dans tous les circuits ou programmes de traitement. Selon l'effet attendu d'un filtre et la manière de le concevoir, différentes structures sont alors rencontrées. Notre intérêt dans ce travail porte sur le filtrage numérique.

Le filtrage est une opération courante et très importante en traitement du signal, son importance réside dans l'amélioration de la qualité en minimisant l'effet des perturbations et en fournissant un signal utile plus précis.

Introduction générale

Dans le cadre de ce travail, nous avons proposé une méthode de filtrage des signaux ECG réels par la mise en cascade de deux types de filtre. Nous avons effectué un filtrage Butterworth passe bas suivie d'un autre filtrage de Savitzky-Golay (lissage) pour éliminer le bruit entaché au signal utile. Nous avons choisi un critère de performance très appliqué dans ce domaine. Le SNR (rapport signal sur bruit) est envisagé pour la vérification de l'efficacité du filtrage proposé.

Le présent document est reparti en quatre chapitres comme suit :

- ✚ Le premier chapitre : présente l'anatomie du cœur et le fonctionnement du système cardiovasculaire, il permet en particulier de comprendre l'origine et la nature des signaux électroniques enregistrés par l'électrocardiogramme.
- ✚ Le deuxième chapitre est une généralité sur le filtrage et le débruitage du signal ECG, et qui a été ensuite utilisé dans le dernier chapitre pour la débruitage des signaux ECG réel.
- ✚ Le troisième chapitre nos connaissances les capteurs, particulièrement, les électrodes, l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage etc. bien d'autres composants des fonctions électronique entrant dans la conception de l'instrumentation médicale et la partie pratique.
- ✚ Le dernier chapitre est consacré aux tests des performances pour voir l'efficacité de débruitage.

Chapitre I

Anatomie du cœur et le signal ECG

I.1. Introduction

Depuis le début des siècles l'homme cherche des moyens efficaces pour le contrôle de sa santé. L'un des organes les plus précieux est le cœur qui est un muscle robuste, automatique et autonome qui pompe et éjecte le sang dans la circulation sanguine, en moyenne de 72 fois par minute. Il pompe l'équivalent de 8000 litres de sang et se contracte de façon involontaire, environ 100000 fois par jour.

L'électrocardiogramme (ECG) est l'un des tests de diagnostic les plus indispensables en médecine. Il s'agit d'un test simple et peu coûteux, un examen d'électrocardiogramme est un outil non invasif. Le médecin explore la fonction du cœur grâce à l'utilisation d'électrodes externes placées en contact avec la peau. Le signal ECG reflète l'activité électrique du cœur, cette dernière se manifeste par un pouls cardiaque (nombre de battements du cœur par minute) qui sont souvent des facteurs importants pour le diagnostic de certaines anomalies du cœur. Autrement dit

le battement de cœur est un processus successif de contraction et diastole du myocarde ,causatif par le mouvement du sang intra vasculaire artériel ,l'ECG est donc le résultat de la dépolarisation du muscle cardiaque d'une manière répétitive contrôlée.

Dans ce premier chapitre introductif une description générale de l'anatomie du cœur et le cycle cardiaque sont présenté. Le signal électrocardiogramme et ses caractéristiques sont éclairci. En fin le bruit de signal ECG, problématique de notre projet de fin d'étude est décrit.

I.2 Anatomie du cœur

I.2.1. Généralité

Connaître le cœur normal est important pour bien détecter et comprendre les anomalies de l'anatomie cardiaque.

Le cœur est un organe musculeux d'environ 250 à 350 grammes ayant une forme pyramidale triangulaire. Il est formé de trois parois : de l'intérieur vers l'extérieur, l'endocarde, le myocarde (muscle) et le péricarde [22].

Il est situé dans la partie centrale du thorax, décalé du côté gauche, entre la deuxième et cinquième côte **Figure (I.1)**.

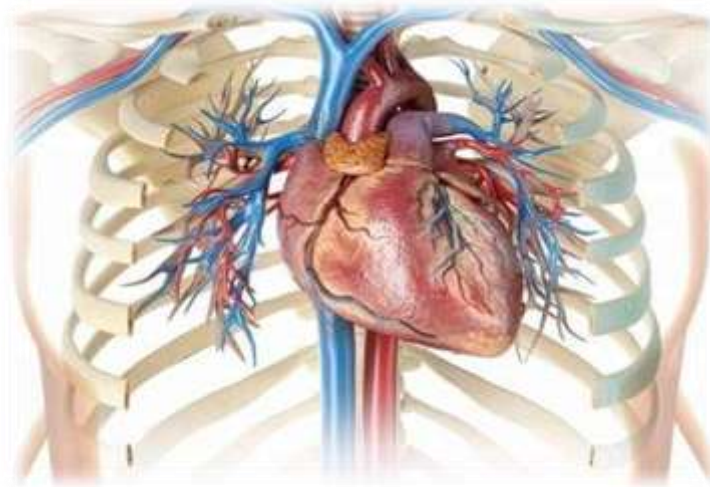


Fig.I.1. La position du cœur dans le thorax.

Le cœur est constitué de 4 chambres : Les deux chambres supérieures du cœur sont appelées les oreillettes, tandis que les deux chambres (pompes) inférieures sont appelées les ventricules [7].

Le cœur est aussi séparé en deux parties : la droite (cœur droit) et la gauche (cœur gauche). Chacune comprend donc une oreillette et ventricule. Le mur qui sépare les oreillettes et les ventricules en cœur droit et cœur gauche est appelé le septum **Figure (I.2)**.

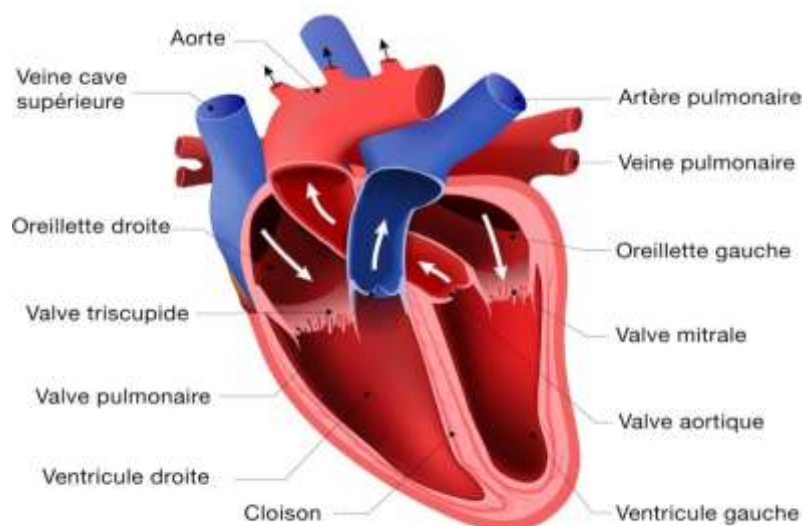


Fig.I.2. Coupe longitudinale du cœur humain.

L'oreillette droite (OD) collecte le sang qui a parcouru tout le corps (le sang "bleu"), et l'envoie vers le ventricule droit (VD) afin qu'il soit éjecté dans les poumons pour y être ré-oxygéné. De la même façon, l'oreillette gauche collecte passivement le sang qui a traversé les poumons et l'achemine au ventricule gauche qui éjecte le sang fraîchement oxygéné (le sang "rouge") dans l'ensemble du corps [22].

Le sang circule toujours dans le cœur dans la même direction grâce aux quatre valves cardiaques, appelées respectivement valve tricuspide, pulmonaire (AP), mitrale, et aortique. Le sang entre dans le cœur depuis les veines caves inférieure (VCI) et les veines caves supérieure (VCS), transite dans l'oreillette droite et éjecté par le ventricule droit.

De façon similaire, le sang parvient au cœur gauche via les quatre veines pulmonaires, transite dans l'oreillette gauche (OG), et éjecté dans le corps par le ventricule gauche (VG). La valve tricuspide empêche le reflux de sang depuis le ventricule droit vers l'oreillette droite et la valve pulmonaire prévient le reflux depuis l'artère pulmonaire vers le ventricule droit.

I.2.1.1 Valves cardiaques

Lorsque on écoute un battement cardiaque dans un stéthoscope (dup-lup, dup-lup), on entend le son des valves qui se ferment. Bien que le cœur ait quatre valves **Figure (I.3)**, celles-ci s'ouvrent et se ferment deux par deux. C'est pourquoi, on n'entend que deux coups (un «dup-lup») par battement, au lieu de quatre. Les valves permettent au sang de circuler dans le cœur dans un seul sens, tout comme les vannes anti-retour en matière de plomberie. Elles s'ouvrent pour laisser entrer le sang puis se referment pour empêcher que celui-ci ne reparte d'où il vient. Lorsqu'une valve se ferme, les quatre valves sont [1] :

- ❖ **La valve aortique** : Se trouve à la sortie du ventricule gauche. Cette valve est composée de trois valves délicates, ou poches, qui ne permettent l'écoulement du sang que dans un seul sens. La valve laisse sortir le sang du ventricule gauche pour entrer dans l'aorte et empêche le sang d'y refluer. Lorsque le cœur se remplit, les valves en forme de croissant gonflent et s'accolent à la paroi pour empêcher le sang de refluer. Le sang ne peut échapper du ventricule qu'en passant par la valve aortique, également appelée valve semi-lunaire en raison de la forme des valves.
- ❖ **La valve pulmonaire** : Se situe à la sortie du ventricule droit. Cette valve est composée de trois valves délicates, ou poches qui ne permettent l'écoulement du sang

que dans un seul sens. La valvule laisse sortir le sang du ventricule droit et l'empêche d'y refluer. Lorsque le cœur se remplit, les valves en forme de croissant se gonflent et accolent à la paroi pour empêcher le sang de refluer. Le sang ne peut s'échapper du ventricule qu'en passant par la valvule pulmonaire, également appelée valvule semi-lunaire en raison de la forme des valves [1].

- ❖ **La valve mitrale** : Elle est située entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche, elle s'ouvre et se referme à chaque battement cardiaque. La valve est formée de deux valves unies à la paroi du ventricule par des cordages fibreux attachés aux muscles papillaires au sommet du ventricule. Ces longs cordages empêchent les valves de se retourner. La valvule mitrale laisse passer le sang de l'oreillette dans le ventricule, mais l'empêche de refluer dans l'autre sens. Lors d'une contraction du muscle cardiaque, le sang est d'abord expulsé par les oreillettes, puis par les ventricules.
- ❖ **La valve tricuspide** : Située à l'orifice qui relie l'oreillette droite au ventricule droit, elle s'ouvre et se referme à chaque battement du cœur. La valve possède trois valves reliées aux muscles papillaires situés au sommet du ventricule par des cordages fibreux. Ces longs cordages contribuent à empêcher les valves de se retourner. La valvule laisse passer le sang de l'oreillette au ventricule, mais empêche son reflux. Lorsque le cœur se contracte, le sang est d'abord chassé des oreillettes, puis des ventricules.

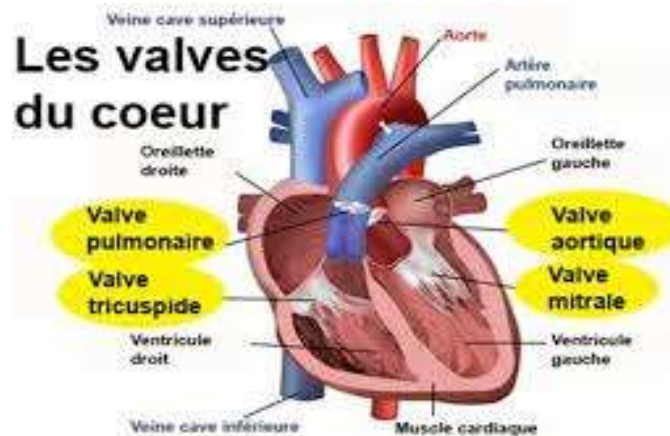


Fig.I.3. Valves cardiaques.

I.2.2. Le myocarde

Le myocarde est constitué principalement de deux tissus qui jouent un rôle complémentaire dans le cycle cardiaque [15] :

I.2.2.1. Cellules musculaires myocardiques

Sont des fibres contractiles, soudées les unes aux autres grâce à des disques intercalaires. Elles se distinguent des fibres musculaires striées, non seulement par leurs caractéristiques histologiques mais aussi par leur fonctionnement **Figure (I.4)**. Elles conduisent l'influx électrique [15].

I.2.2.2. Cellules nodales

Elles constituent un groupe de cellules cardiaques réunies par certaines propriétés, peu contractiles, génératrices, conductrices et régulatrices du potentiel d'action (potentiel de repos instable). On distingue essentiellement :

- ✓ **Le nœud sinusal** : C'est une structure de 15 mm sur 5 mm. Il génère des décharges spontanées à la fréquence de 60 à 100 battements par minute. Il constitue le centre d'automatismes primaire.
- ✓ **Le nœuds atrio-ventriculaire** : C'est une structure de 6 mm sur 5 mm. Il ralentit l'influx dixième de seconde et protège ainsi les ventricules d'un rythme primaire trop rapide.
- ✓ **Le faisceau de His** : Long d'un à deux centimètres, c'est un centre d'automatisme secondaire, non seulement il propage l'influx de l'étage auriculaire à l'étage ventriculaire mais aussi, il est capable de décharger spontanément des impulsions de 40 à 60 battements par minute. Il se sépare en deux branches : la branche droite et la branche gauche.
- ✓ **Le réseau de Purkinje** : C'est la ramification terminale des deux branches droites et gauches du faisceau de His. Il propage l'influx électrique dans tout le muscle du ventricule. Il est un centre d'automatisme tertiaire, capable de générer spontanément des impulsions de 20 à 40 battements par minute.

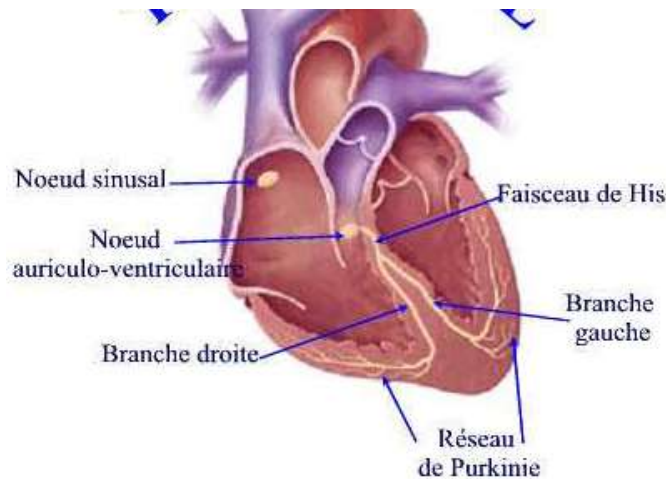


Fig.I.4. Principe des systoles auriculaire et ventriculaire.

I.2.3. Battement cardiaques

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures

Figure (I.5) :

- ✓ **La Systole ventriculaire** : Systole ventriculaire implique la contraction des ventricules et expulsant le sang vers le système circulatoire une fois le sang expulsé les deux (valves sigmoïde la valves pulmonaire) à droite et la valve aortique à gauche se ferment, ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules, la fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier, pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées se remplissent de sang. La contraction des ventricules dure environ 3/10 de seconde.
- ✓ **La systole auriculaire** : Les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif), une fois le sang expulsé des oreillettes les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes la fermeture de ces valves produit le son familier du battement.
- ✓ **La Diastole** : C'est la période de relâchement du myocarde pendant ce temps le sang veineux achève de remplir les oreillettes relâchées et ce remplissage prépare la révolution cardiaque suivante le sang ne peut pas refluer dans les ventricules puisqu'il vient buter sur les valvules signoides qui se ferment (deuxième bruit du cœur).

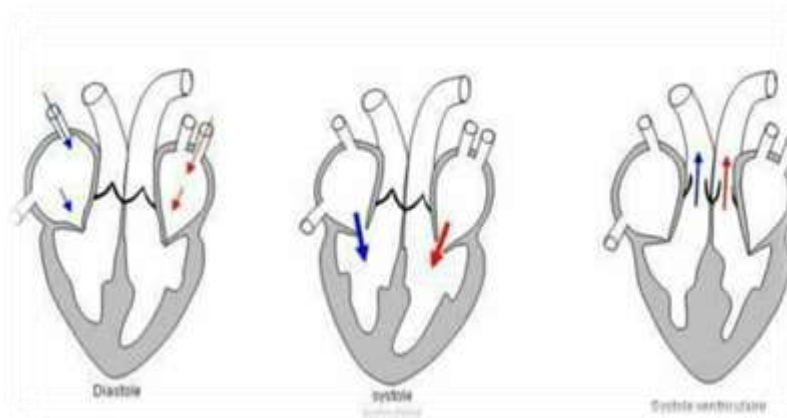


Fig.I.5. Etapes majeures de battement.

I.2.4. Activité électrique cardiaque

Comme tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. En effet, le cœur comporte un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui produisent et propagent des impulsions électriques, ainsi que des cellules qui répondent à ces impulsions par une contraction. Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde naît du nœud sinusal (ou nœud de Keith & Flack), pacemaker naturel du cœur. Après avoir traversé l'oreillette, cette stimulation électrique transite par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud d'Asch- Tamara) avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est à dire, le faisceau de His, les branches de Tamara et le réseau terminal de Purkinje.

Pendant la période d'activité (liée à la systole) et de repos (liée à la diastole), les cellules cardiaques sont le siège de phénomènes complexes électriques membranaires et intracellulaires, qui sont à l'origine de la contraction [17].

Chaque cellule cardiaque est le siège d'échanges membranaires dans lesquels sont impliqués différents ions : le sodium Na^+ , le potassium K^+ , le calcium Ca^{++} et le chlorure Cl^- . Les variations de potentiels observées au cours d'un cycle cardiaque correspondent à des modifications de la perméabilité membranaire liées aux échanges ioniques.

Au repos, l'intérieur de la membrane cellulaire est chargé négativement par rapport à l'extérieur, pris comme référence. Cette différence de potentiel (potentiel de repos cellulaire) dépend des concentrations ioniques dans les milieux intra et extra cellulaires ; pour les cellules ventriculaires, sa valeur est voisine de -90 mV. Quand une impulsion électrique

d'amplitude suffisante agit sur une cellule excitable, l'intérieur de la cellule devient rapidement positif par rapport à l'extérieur à cause des échanges ioniques décrits par la suite. Ce processus est la dépolarisation cellulaire et est suivi par le processus de repolarisation cellulaire, c'est-à-dire lorsque la cellule revient à son état de repos [17].

I.2.5. Potentiel d'action

Un autre élément fondamental de la compréhension de l'électrophysiologie cardiaque est la représentation d'un potentiel d'action d'une cellule myocardique. Il s'agit du courant [8] électrique enregistré au niveau d'une cellule cardiaque, qui est généré par la dépolarisation et la repolarisation, il existe cinq phases dans le potentiel d'action d'une cellule cardiaque **Figure (I.6)**.

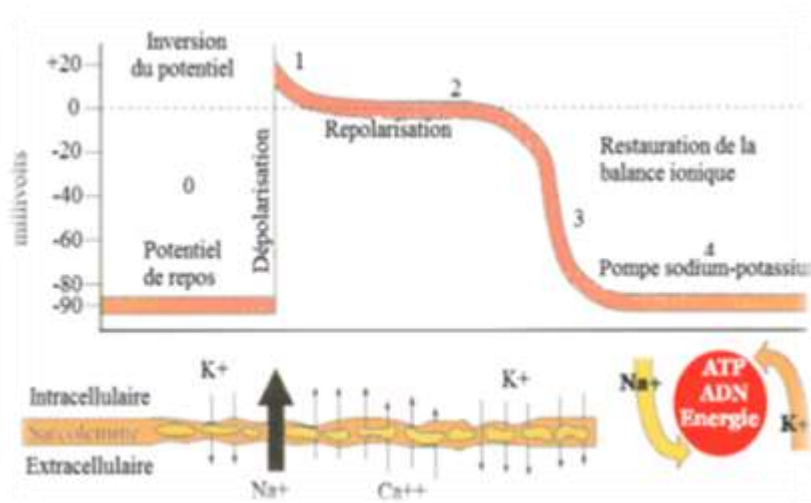


Fig.I.6. Les cinq phases du potentiel d'action et les transferts ioniques au niveau cellulaire.

- **La phase 0 ou dépolarisation rapide :** Durant laquelle la pente du potentiel est maximale, après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule au repos, les potentiels mesurés présentent une inversion rapide de la polarité suite à l'ouverture de canaux transmembranaires permettant l'entrée d'ions Na^+ à l'intérieur de la cellule.
- **La phase 1 ou début de la repolarisation :** qui est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux d'ions K^+ de l'intérieur vers l'extérieur de la cellule.

- **La phase 2 ou plateau** : Correspond à la phase de ré polarisation lente. Le plateau est dû principalement à l'ouverture des canaux calciques, qui permettent une diffusion lente et passive d'ions Ca^+ vers l'intérieur de la cellule, en atténuant l'influence des canaux K^+ , et en diminuant ainsi la vitesse de ré polarisation.
- **La phase 3 ou ré polarisation rapide** : Correspond à la phase de dépolarisation finale et qui se caractérise par la fermeture des canaux ioniques spécifiques, ce qui ramène la cellule au potentiel de repos originel. Il se produit également dans la dernière partie de cette phase, une activation des canaux de potassium qui permet l'expulsion active de ces ions, facilitant le retour à la négativité originelle du potentiel d'action [8].
- **La phase 4** : Correspond au potentiel de repos, où la cellule devient plus facilement excitable.

I.3. L'Electrocardiographie

I.3.1. Le signal électrocardiogramme (ECG)

Le signal électrocardiogramme ECG permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur. C'est un signal électro-physiologique composé d'une série d'ondes, ayant des formes et durées spécifiques, qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En effet, ces ondes représentent les différents événements mécaniques et électriques successives comme il est montré à la **Figure (I.7)**.

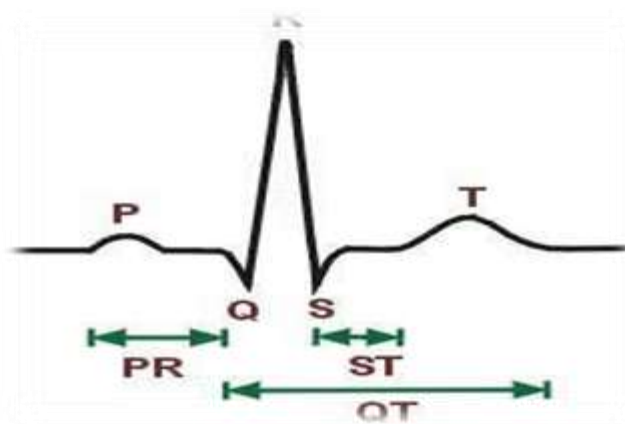


Fig.I.7. Signal ECG.

I.3.2. Les ondes du signal ECG

La **Figure (I.8)** présente la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.

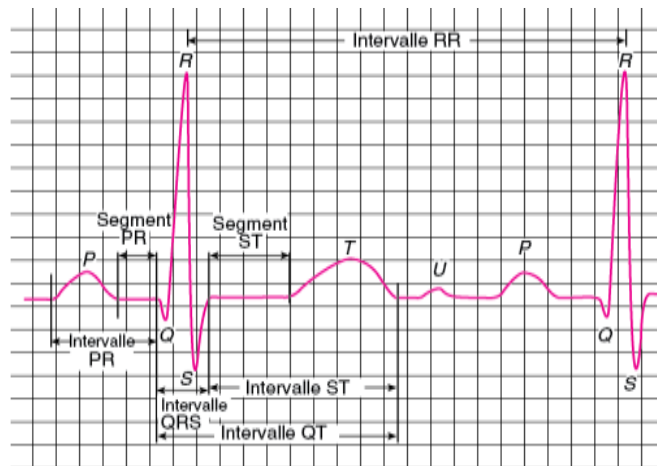


Fig.I.8. Ondes et intervalles dans un ECG.

Dans le signal électrocardiogramme ECG la contraction et la décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de base, qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques, les ondes principales de l'ECG sont symbolisées par les lettres P, Q, R, S, T [26] :

- **L'onde P** : Est une onde positive d'allure arrondie qui traduit la dépolarisation auriculaire. Sa durée varie entre 0.08 et 0.11 seconde et son amplitude ne dépasse pas 0.25 mV (2.5mm). Elle est plus apparente en utilisant les dérivations DII, DIII et VF, Il faut noter que le ré polarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante
- **Le complexe QRS** : Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il se caractérise par une durée moyenne de 0.08 secondes et son amplitude varie de 5 à 20mm (0.5 à 2 mV), Le complexe comprend trois parties :
 1. **L'onde Q** : C'est une onde négative de durée inférieure à 0.04 secondes et d'amplitude toujours inférieure à 3mm (0.3mV).
 2. **L'onde R** : C'est une onde positive qui correspond à l'activation de la paroi libre des ventricules. Son amplitude varie selon la dérivation utilisée. Ainsi, l'onde R est inférieure à 18mm (1.8mV) dans le cas des dérivations périphériques et inférieure à 8mm (0.8mV) pour les dérivations précordiales au point V1 et 25mm (2.5mV) au point V6.

3. L'onde S : C'est une onde négative de durée inférieure à 0.08 seconde.

- **L'onde T :** Elle correspond à la repolarisation ventriculaire et a un aspect asymétrique avec une pente initiale plus faible que son versant descendant, c'est-à-dire une montée plus lente que la descente. L'onde T est normalement positive sur toutes les dérivations sauf aVR. Sa durée doit être inférieure à 0.20 secondes et son amplitude inférieure à 4mm (0.4mV) en V6 [26].
- **L'onde U :** C'est une onde positive faisant suite à l'onde T et inconstante. Elle représente la ré polarisation des fibres du His-Purkinje.

I.3.3. Segment et intervalles caractéristiques de l'ECG

A partir de l'allure du signal ECG et ses différentes ondes, on peut définir les écarts séparant ces dernières. Les valeurs de ces intervalles sont très utiles lorsqu'il s'agit d'interpréter le signal et de diagnostiquer un éventuel dysfonctionnement. L'ECG est ainsi caractérisé par plusieurs intervalles comme indiqué sur la figure précédente [14].

- **L'intervalle RR :** Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et permet d'évaluer la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.
- **Le segment PQ :** Il représente le temps que met l'influx électrique pour aller du nœud sinusal au début de l'activation ventriculaire. Il est mesuré du début de l'onde P au début de l'onde Q. Ce qui est mesuré est donc l'intervalle PQ. La durée de cet intervalle varie chez l'adulte de 0.12 seconde à 0.20 seconde.
- **L'intervalle QT :** C'est un intervalle important à mesurer. Il correspond à la systole électrique du myocarde ventriculaire, ce qui comprend la durée de dépolarisation et de ré polarisation ventriculaires. Il va de début du complexe QRS à la fin de l'onde T. Sa durée varie entre 0.3 et 0.44 seconde.

I.4. Technique d'électrocardiographie

I.4.1. Définition

L'électrocardiographie est une technique simple, sans danger et peu coûteuse permettant de surveiller le système cardiovasculaire.

I.4.2. Principe d'acquisition du signal ECG

L'électrocardiographie consiste à recueillir les variations du potentiel électrique cardiaque, les amplifier puis les enregistrer. Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de haute performances (gain, linéarité, minimum de bruit de fond) sont souvent nécessaires **Figure (I.9)** [8].

Les différentes étapes de l'acquisition du signal ECG sont représentées sur la figure suivante.

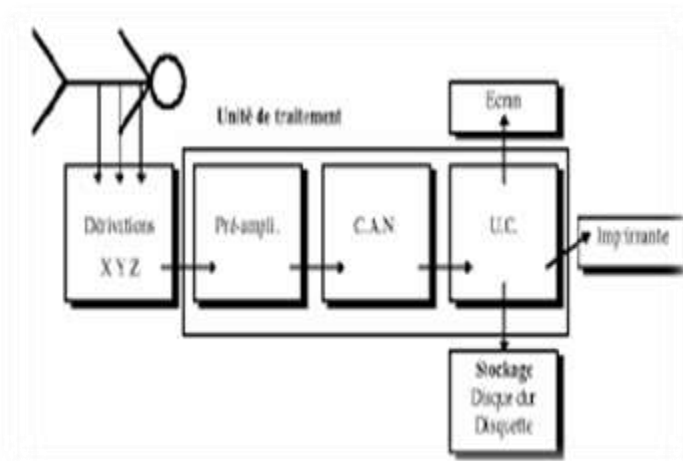


Fig.I.9. Chaîne d'acquisition du signal ECG.

I.4.3 Principe d'enregistrement (Electrocardiogramme à douze dérivation)

L'ECG est un enregistrement de surface de l'activité électrique du cœur, par des électrodes reliées à un électrocardiographe qui amplifie le signal électrique. Les tissus se trouvant entre le cœur et les électrodes parasitent le signal. Le tracé électrocardiographie n'est donc qu'une estimation de l'activité électrique générée par le cœur.

L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivation (six dérivation des membres et six précordiales), avec une vitesse de déroulement du papier à 25 mm par seconde et une amplitude de 10 mm pour 1 mV.

L'ECG à 12 dérivation, six dérivation frontales et six précordiales, a été standardisé par une convention internationale. Les différents points d'observation proposés par les dérivation standards permettent d'avoir une idée tridimensionnelle de l'activité électrique du cœur. Les dérivation standards forment un système de 12 dérivation complémentaires :

- ✓ 3 dérivations bipolaires d'Einthoven sur les membres : DI, DII et DIII,
- ✓ 3 dérivations unipolaires augmentées de Goldberger, sur les membres : aV_R , aV_L et aV_F .
- ✓ 6 dérivations unipolaires précordiales : V1, V2, V3, V4, V5 et V6. Dans les paragraphes suivants, nous présenterons les positions des électrodes correspondantes à chaque type de dérivations [15].

I.4.3.1. Dérivations bipolaires des membres

Les dérivations bipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Einthoven (Einthoven, 1906) au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui. Ces trois dérivations sont déduites des trois électrodes posées sur les membres. Soit VL le potentiel sur le bras gauche, VR le potentiel sur le bras droit et VF le potentiel sur la jambe gauche, les trois dérivations sont :

- DI (dérivation I) dont la différence de potentiel respecte l'équation $DI = V_L - V_R$,
- DII (dérivation II) avec $DII = V_F - V_R$,
- DIII (dérivation III) avec $DIII = V_F - V_L$.

Ces trois dérivations constituent le triangle d'Einthoven et chaque dérivation est une arête du triangle **Figure (I.10)**.

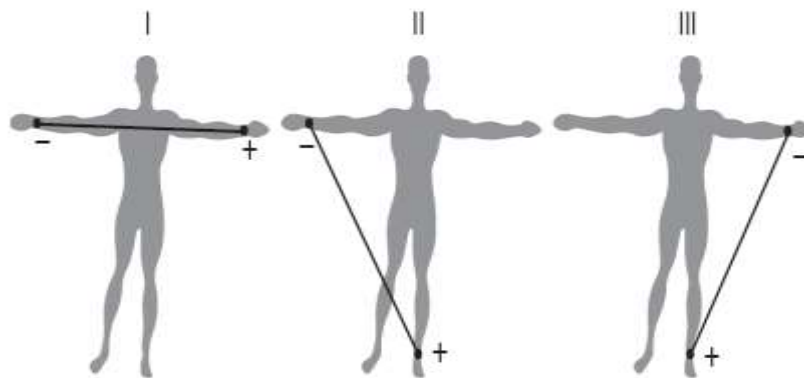


Fig.I.10. Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires.

Le triangle d'Einthoven est formé par les trois électrodes posées sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche. Sur la jambe droite est posée une électrode qui sert de référence (la masse). Le cœur se trouve au centre du triangle et les trois dérivations bipolaires permettent l'enregistrement sous trois angles différents [15].

I.4.3.2. Dérivations unipolaires des membres

Les dérivations unipolaires ont été introduites initialement par Wilson en mesurant les potentiels de chaque membre du triangle d'Einthoven par rapport à une référence, appelée borne centrale de Wilson, construite en appliquant une résistance de $5\text{ K}\Omega$ aux trois électrodes des membres **Figure (I.11)**, Golberger a introduit plus tard le concept de dérivations unipolaires augmentées. Les dérivations unipolaires des membres sont acquises en plaçant l'électrode positive sur : le bras droit (aV_R), le bras gauche (aV_L) et la jambe gauche (aV_F) **Figure (I.11)** .

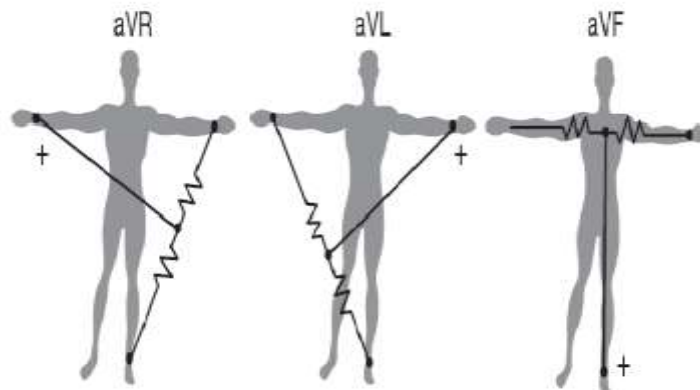


Fig.I.11. Dérivations unipolaires augmentées

I.4.3.3. Dérivations unipolaires précordiales

Les dérivations précordiales, notées V 1 à V 6, sont aussi des dérivations unipolaires, qui mesurent la différence de potentiel entre la borne centrale de Wilson et l'ensemble de positions spécifiques de la surface thoracique montrées dans la **Figure (I.12)**.

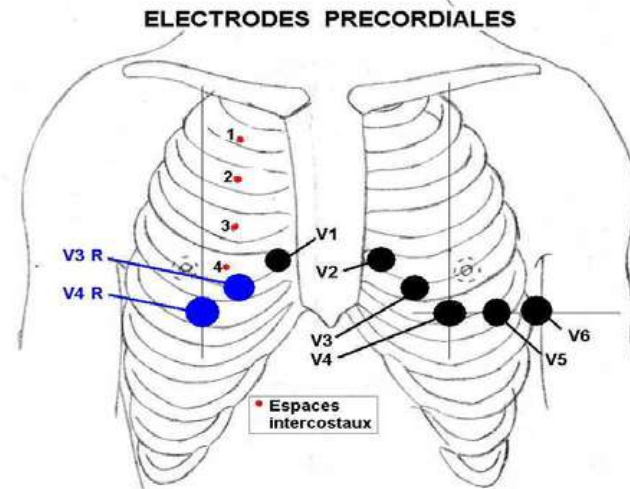


Fig.I.12. Emplacement des électrodes précordiales V1 à V6.

I.5. Rythmes cardiaques

Le rythme cardiaque est en relation à la fois du lieu de genèse de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle de rythme sinusal régulier lorsqu'il est :

- Régulier : l'intervalle R-R est quasi-constant sur tout le tracé, avec des complexes QRS similaires
- Sinusal : l'activité électrique est générée par les nœuds sinusal.

L'analyse du rythme cardiaque à partir du signal électrocardiogramme est accomplie par la vérification de la régularité du rythme et de son origine qui peut être :

- **Sinusal** (du nœud sinusal : une onde P précède chaque complexe QRS).
- **Jonctionnel** (du nœud auriculo-ventriculaire : complexes QRS fins et onde P rétrograde)
- **Ventriculaire** (mycètes ventriculaires : complexe QRS élargi et sans onde P)
- **Ectopique** (issu des cellules musculaires auriculaires : onde P anormale et complexe QRS normal)
- **Artificiel** (pacemaker)

Dans le cas du pacemaker, le rythme cardiaque est imposé par un stimulateur cardiaque implanté au voisinage du cœur.

I.6. Les pathologies cardiaques

Le meilleur outil pour diagnostiquer une arythmie est l'électrocardiogramme. Dans l'analyse de l'ECG, les pathologies ou anomalies sont détectées et classées en fonction de leur déviation par rapport au rythme idéal qu'est le rythme sinusal. Chaque déviation visible sur l'ECG peut être attribuée à une anomalie physiologique. Ainsi, les blocs cardiaques sont dus à un défaut de conduction de l'onde de dépolarisation à travers le myocarde différencié et les arythmies sont générées par un foyer ectopique prenant le relais ou supplantant le nœud sinusal [25] **Figure (I.13)**.

- **Bradycardie** : la fréquence cardiaque est inférieure à 60 BPM, elle est dite d'origine sinusale, ou ventriculaire (L'impulsion électrique n'est plus transmise des oreillettes aux ventricules et l'onde P peut être absente), selon le site d'initiation de l'impulsion électrique **Figure (I.14)**.



Fig.I.13. Bradycardie sinusale, la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS.

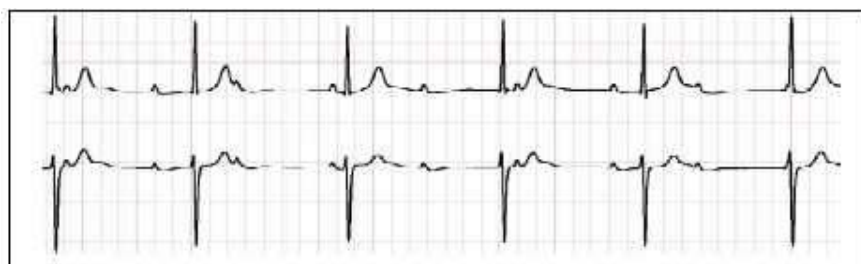


Fig.I.14. Bradycardie ventriculaire [25].

- **Tachycardie** : La fréquence est supérieure à 100 BPM ; elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire [14] **Figure (I.15)** :



Fig.I.15. Tachycardie sinusale, la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS.

- **L'extrasystole :** Légère irrégularité du rythme cardiaque, Elle peut atteindre un ventricule (Ce type de battement a pour origine la dépolarisation spontanée d'un groupe de cellules des ventricules : il n'est donc pas précédé d'une onde P, et il est plus large qu'un complexe QRS) ou une oreillette. Les ESV sont pathologiques si leur nombre par minute est supérieur à 6 **Figure (I.16)**.

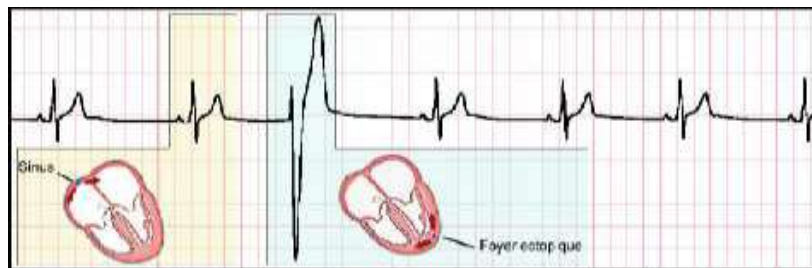


Fig.I.16. Extrasystole Ventriculaire(ESV) .

- **Le flutter auriculaire :** Le rythme des oreillettes est régulier mais rapide alors que les ventricules fonctionnent normalement, dans la figure suivante les ondes P sont remplacées par une succession d'ondes appelées F qui ont l'aspect de dents de scie **Figure (I.17)** [25].

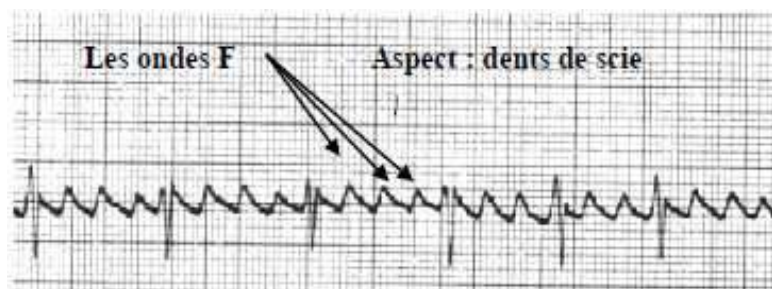


Fig.I.17. Flutter auriculaire.

- **La fibrillation auriculaire :** Contraction rapide et désordonnée des oreillettes du cœur qui empêche le cœur de fonctionner normalement et de bien faire circuler le sang dans le corps. Ce trouble est parfois passager mais peut devenir chronique. En favorisant la formation de caillots, il peut représenter un danger [14] **Figure (I.18).**

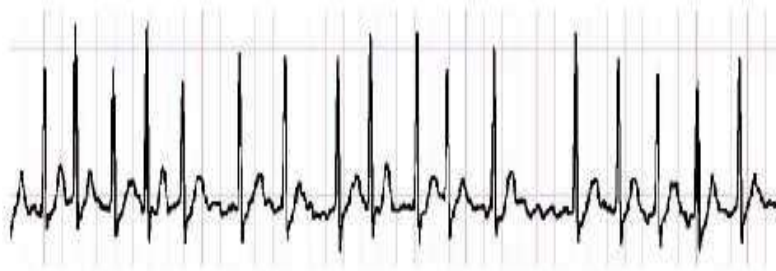


Fig.I.18. Fibrillation auriculaire.

- **La fibrillation ventriculaire :** Contraction très rapide et anarchique des ventricules : il s'agit d'une urgence vitale **Figure (I.19).**

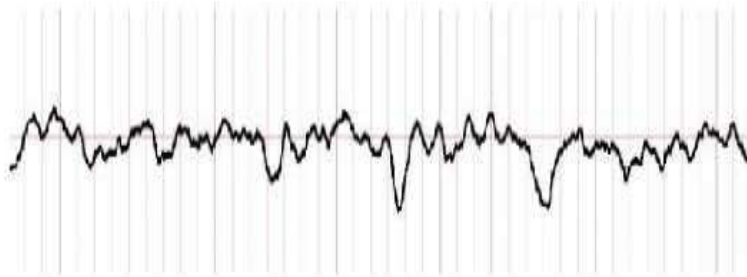


Fig.I.19. Fibrillation ventriculaire.

I.7. Les artefacts visibles sur ECG

Sur tout enregistrement électro cardiographique, il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé et parfois induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont parfois reconnaissables par l'œil expérimenté d'un spécialiste qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic.

Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique [13].

I.7.1 Bruits techniques

Le matériel utilisé lors de l'enregistrement doit être manipulé avec précaution car il peut être source de bruits lors de l'enregistrement. Les plus courants de ces bruits sont présentés ci-dessous.

I.7.1.1 Bruit dû au secteur

Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller le signal électrocardiographique avec une onde dont l'harmonique principale est à 50 Hz comme montré sur la figure (I.20). Ce type de bruit apparaît sur tout l'enregistrement et peut être assez fort, et il est éliminé classiquement avec un filtre sélectif à bande étroite centrée sur 50 Hz **Figure (I.20)**.

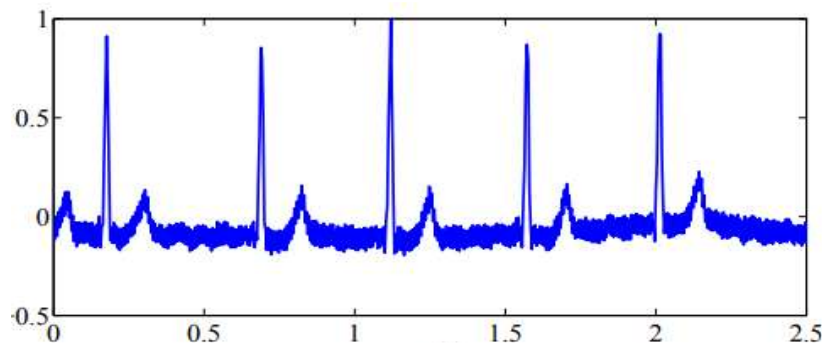


Fig.I.20. Signal électrocardiographie perturbé par le secteur.

I.7.1.2. Bruit dû aux mouvements des électrodes

Le bruit de contact de l'électrode est une interférence transitoire provoquée par la perte de contact entre l'électrode et la peau, ce qui déconnecte efficacement le système de mesure du sujet, voir la **Figure (I.21)**. Le contact de perte peut être permanent, ou peut-être intermittent ; comme ce serait le cas lorsqu'une électrode détachée est mise en contact et hors de la peau en raison du mouvement et de la vibration. Cette action de commutation à l'entrée du système de mesure peut entraîner un artefact important puisque le signal ECG couplé capacitivement au système, avec l'entrée de l'amplificateur déconnectée, une interférence de 60 Hz peut être significative **Figure (I.21)** [13].

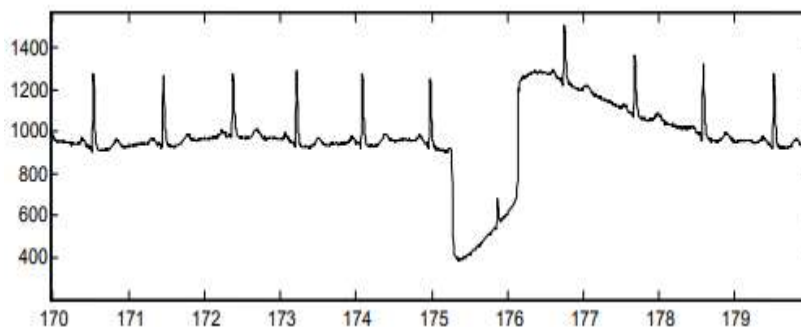


Fig.I.21. Bruit dû au mauvais contact électrode-peau.

I.7.1.3 Autres bruits : Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons citer les artefacts dus aux :

- Mouvements des câbles électriques.
- La saturation des instruments de mesure.
- Mauvaise qualité du câblage.
- Port de vêtements synthétiques.
- Ondes RF émises par les équipements électro chirurgicaux et les ondes électromagnétiques des smartphones.

I.7.2. Artefacts physiques

Les artefacts physiques sont dus aux activités électriques du corps humain telles que les commandes de contraction des muscles ou la respiration [14].

I.7.2.1. Effets sur la ligne de base

La ligne de base est la ligne horizontale prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques. Les fluctuations de cette ligne de base correspondent aux déviations de basses fréquences de l'amplitude de l'ECG liées principalement aux mouvements du patient pendant sa respiration. En effet Pendant un enregistrement d'un signal ECG, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base du signal à un rythme régulier. Un tel bruit est visible sur la **Figure (I.22)**. Généralement, Ces perturbations ne sont pas très gênantes pour l'analyse du signal ECG, car ils peuvent être filtrés puisque leur énergie se situe dans les basses fréquences.

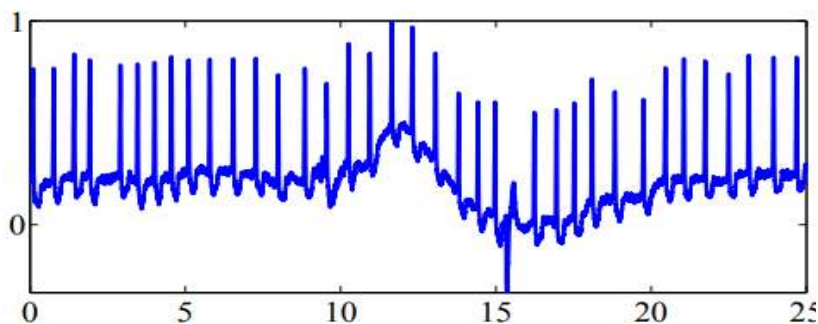


Fig.I.22. Ondulations de la ligne de base.

I.7.2.2 Bruits dû au signal électromyogramme EMG

Malgré que les électrocardiographes soient conçus pour être essentiellement sensibles aux contractions du myocarde, l'ECG peut enregistrer aussi les contractions des autres muscles

squelettiques. En effet, ce bruit est dû à la contraction des tissus musculaire qui est accompagnée par une dépolarisation des cellules ce qui donne un signal électromyogramme qui va être superposé sur le signal ECG comme des oscillations hautes fréquences [9] .

Ces perturbations sont assez gênantes surtout lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher parfois la détection des pics R. Un exemple de tel bruit est représenté sur la **Figure (I.23)**.

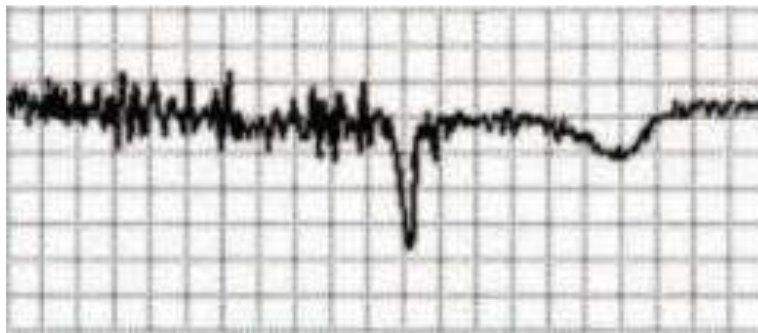


Fig.I.23. Signal EMG.

I.7.2.3 Autres artefacts d'origine physique

Le signal électrocardiographique ECG peut être affecté par certaines maladies comme l'hyperthyroïdie, l'ischémie et l'hypokaliémie ainsi que l'utilisation de certains médicaments qui peuvent modifier l'allure du tracé ECG, notamment la digoxine qui bloque la conduction AV et ralentit la fréquence cardiaque et la digitaline qui provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT [9].

I.8. Conclusion

Le signal électrocardiogramme est un signal analogique qui représente l'activité électrique du cœur. Ce signal est exploité dans le domaine médicale pour diagnostiquer certaines maladies cardiaques.

Dans ce chapitre un panorama sur les signaux ECG est présenté. Nous avons également donné une brève introduction sur l'anatomie du cœur. Les différentes ondes qui compose le signal ECG ont été éclairci. Enfin, tous les types du bruit influant sur la qualité de l'enregistrement et qui peuvent contaminer l'ECG sont divulguée. Le filtrage de ces bruits est l'une des étapes les

plus importantes pour faire apparaître clairement les paramètres du signal ECG. Ce dernier va être le sujet de notre deuxième chapitre.

Chapitre II

Filtrage du signal ECG

II.1. Introduction

Le signal ECG est un signal qui reflète l'état de santé du système cardiaque. Par conséquent l'information qu'il porte est très précieuse. Intuitivement, dans toute chaîne d'acquisition les filtres prennent une place sans équivoque. Généralement, le signal électrocardiogramme est contaminé par du bruit qui peut être de nature interne ou externe, il est créé lors de l'enregistrement à cause du mouvement du fil, les interférences avec le réseau électrique, et les oscillations de la ligne de base à cause des mouvements ou de la respiration du patient ...etc ce qui affecte l'analyse de l'ECG et le diagnostic des maladies cardiaques. Il est nécessaire d'éliminer ce bruit grâce au processus de filtrage.

Le filtrage est une opération courante et très importante en traitement du signal, son importance réside dans l'amélioration de la qualité en minimisant l'effet des perturbations et en fournissant un signal utile plus précis.

Plusieurs types de filtres peuvent être utilisés pour le filtrage du signal ECG tel que les filtres analogiques largement utilisés dans l'ancien appareillage et ceux numériques telles que les filtres FIR (Finite Impulse Response) et RII (Infinite Impulse Response) à cause de leurs stabilité, reproductibilité ainsi que leur souplesse de programmation et leur possibilité d'implémenter des algorithmes adaptatifs. Le choix du filtre dépend énormément de ce qu'on veut extraire. Avec le développement incontournable dans le domaine numérique, on a recours à des filtres numériques qui permettent une analyse fine. Les filtres RIF ont une très bonne précision temporelle et un faible décalage de phase.

Le deuxième chapitre est dédié à l'étude des différents types de filtres spécialement les filtres numériques. En fin, comme moyen démonstratif on a utilisé le logiciel Matlab pour le filtrage du signal ECG par deux types de filtre (Butterworth et Savitzky-Golay).

II.2. Rappels sur le filtrage

Un filtre est un dispositif destiné à séparer les différentes composantes d'un mélange hétérogène. Dans le domaine du traitement du signal, un filtre agit dans le domaine des fréquences pour séparer des signaux entre eux ou éliminer des signaux indésirables [11].

- ❖ Les systèmes linéaires stationnaires sont des convolutions temporelles :

$$S(t)=h(t) \otimes e(t) \quad (\text{II.1})$$

$$S(f) = H(f). E(f) \quad (\text{II.2})$$

a) Filtres passifs

Un filtre passif se caractérise par l'usage exclusif de composants passifs (résistances, condensateurs, bobines couplées ou non). Par conséquent, leur gain (rapport de puissance entre la sortie et l'entrée) ne peut excéder 1. Autrement dit, ils ne peuvent qu'atténuer en partie des signaux, mais pas les amplifier.

Les réalisations les plus simples sont basées sur des circuits RC, RL, LC ou circuit RLC. Les filtres passifs sont rarement sujets à des phénomènes de saturation (hormis quelques cas de bobines avec noyau) d'où par exemple leur usage dans les enceintes de haut-parleurs [21].

De plus ils peuvent exister dans toutes les gammes de fréquences (d'où leur usage dans certains circuits haute fréquence comme en radio par exemple). Toutefois, un même circuit peut difficilement couvrir à lui seul une très large gamme de fréquences car le choix d'un type de bobine ou de condensateur dépend de la fréquence. C'est faisable mais plus complexe. Citons l'exemple du condensateur électrochimique : bien adapté aux basses fréquences, il devient assez vite inductif avec l'augmentation de la fréquence (il perd son comportement capacitif) [22].

Une bobine est constituée d'un fil et est donc très conductrice en basse fréquence. Par contre, elle s'oppose au passage des hautes fréquences. Les condensateurs font l'inverse (isolant en basse fréquence, conducteur en haute fréquence). Les résistances ne sélectionnent pas les fréquences à elles seules, mais permettent de définir les constantes de temps d'un circuit en limitant plus ou moins les courants. Donc les résistances déterminent la fréquence à laquelle le filtre agira et son atténuation.

Le circuit est soumis à plus ou moins de bruits parasites apparaissant dans les signaux. Cela dépend des composants employés : Bruit thermique très faible dans les résistances, bruit assez faible dans les condensateurs, mais sensibilité aux champs magnétiques plus important avec les bobines. La manière la plus simple de réaliser physiquement ce type de filtre est d'utiliser un circuit RLC. Comme son nom l'indique, ce circuit est constitué d'une résistance R, d'un condensateur de capacité C et d'une inductance L. Ces trois éléments sont placés en série avec la source v_i du signal. Le signal de sortie v_o est récupéré aux bornes du troisième et dernier élément, le condensateur. Pour retrouver la fonction de transfert de ce filtre, il faut travailler

dans le domaine de Laplace en utilisant les impédances des éléments. Avec cette technique, le circuit devient un simple diviseur de tension, et on obtient [22] :

$$H(j\omega) = \frac{V_0}{V_1} = \frac{\frac{-1}{LC}}{\omega^2 - j\omega \frac{R}{L} - \frac{1}{LC}} \quad (\text{II.3})$$

Avec :

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad , \quad Q = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (\text{II.4})$$

Le module et la phase de ce circuit sont respectivement :

$$|H(\omega)| = \left| \frac{V_0}{V_1} \right| = \frac{1}{\sqrt{(RC\omega)^2 + (1-LC\omega^2)^2}} \quad ; \quad |\varphi(\omega)| = -\arctan\left(\frac{-RC\omega}{1-LC\omega^2}\right) \quad (\text{II.5})$$

b) Filtres actifs

On appelle filtre actif un dispositif de filtrage comportant un ou plusieurs éléments actifs (transistors bipolaires ou à effet de champ, amplificateurs opérationnels) en plus des éléments passifs R, C et plus rarement L. Un filtre passif ne comporte lui que des éléments R, C ou L.

Ces filtres ont l'avantage de pouvoir se passer de bobines qui sont chères, difficilement Mini autorisables et imparfaites (angles de pertes, résonances propres, sensibilité aux parasites). De plus, ils ont un gain qui peut être supérieur à 1 (ils peuvent amplifier). Ce type de filtre convient bien aux signaux de faible amplitude et de faible puissance. Les filtres actifs sont donc largement utilisés dans les amplificateurs audio et instruments électroniques de toutes sortes [22].

Côté inconvénients, contrairement aux filtres passifs, ils nécessitent une alimentation électrique et sont limités en amplitude (saturation). Aujourd'hui ils peuvent couvrir de larges bandes de fréquences. Les composants actifs (ainsi que les résistances dans une moindre mesure) peuvent introduire du bruit parasite, ce qui au-delà d'un certain seuil, peut être gênant. Toutefois ce bruit peut souvent être maîtrisé.

Dans cette catégorie de filtres on peut à la rigueur ranger les filtres à capacités commutées, qui sont à mi-chemin entre les filtres passifs et actifs.

c) Comparaison entre les filtres actifs et passifs

1- Constitution matérielle (ordre supérieur à 1)

a) Filtres passif (Composants : R, C et L)

Inconvénients : Les inductances sont chères, encombrantes et non réalisables en circuit intégré. Les réglages sont délicats [21].

b) Filtres actifs (R et C suffisent en général)

Avantages : encombrement faible, coût plus faible et intégration possible. Les réglages sont aisés.

2- Amplification (Gain)

- Filtres passifs (Pas d'amplification en puissance)

Coefficients de surtension Q faibles ou moyens aux basses fréquences

$$\frac{(LW)}{R}$$

- Filtres actifs (Amplification en puissance possible)

On peut obtenir des coefficients Q élevés.

3- Sources d'alimentation

Avec les filtres passifs on ne trouve pas une source d'alimentation (avantage) par contre avec les filtres actifs la source d'alimentation est indispensables pour polariser les éléments actifs (par exemple ± 15 V pour les amplificateurs opérationnels). On a donc une contrainte matérielle.

II.2.2. Systèmes numériques

Un système de traitement numérique produit un signal $s(k)$ à partir d'un signal d'entrée ou d'excitation $e(k)$. L'opérateur H est un ensemble d'équations spécifiant la relation mathématique entre $s(k)$ et $e(k)$ [11] **Figure (II.1)**.

$$s(k) = H * [e(k)]$$



Fig.II.1. Système numérique

- ✚ Si le système est linéaire, l'opérateur H possède les propriétés de linéarité au sens mathématique du terme. Il est stationnaire si ses propriétés sont invariantes dans le temps.
- ✚ Les signaux d'entrées et sorties des systèmes numériques linéaires et invariants (S.N.L.I.) sont liés par des relations mathématiques de la forme :

$$\sum_{n=0}^{N-1} a_n \cdot s_{K-n} = \sum_{m=0}^{M-1} b_m \cdot e_{K-m} \quad (\text{II.6})$$

Les systèmes numériques traitent les signaux numériques, échantillonnés et quantifiés, en effectuant des séries de calculs sur les échantillons. Le filtrage numérique est réalisé à l'aide de FPGA, de microprocesseurs d'usage général ou spécialisés D.S.P. Avec les circuits numériques de traitement (DSP, FPGA et GPU.) les filtres numérique sont intéressants du fait de la précision, fiabilité ,stabilité.

II.2.3. Filtres numériques

On appelle filtre numérique un système utilisé pour modifier la distribution fréquentielle d'un signal numérique selon des spécifications données, c'est-à-dire qu'il modifie le contenu spectral du signal d'entrée en atténuant ou éliminant certaines composantes spectrales in désirées. Contrairement aux filtres analogiques qui sont réalisés à l'aide d'un agencement de composantes physiques (résistance, condensateur,etc.) , les filtres numériques sont réalisés soit par des circuits intégrés dédiés des processeurs programmables (microprocesseur, microcontrôleur,etc.) soit par logiciel dans un ordinateur .

Les filtres numériques sont pour les signaux échantillonnés les équivalents des filtres analogiques pour les signaux continus. En raison du développement des circuits intégrés rapides les filtres numériques deviennent plus intéressants que les filtres analogiques en apportant de nombreux avantages : précision, fiabilité, stabilité, adaptabilité et facilité de commande [1].

II.2.4. Classification des filtres numériques

Il existe deux grandes classifications des filtres numériques : Filtre idéaux (la réponse fréquentielle) et la réponse impulsionnelle [11] :

II.2.4.1. Filtrés idéaux

Nous retrouvons la classification des filtres idéaux en fonction de leur action dans le domaine des fréquences. Mais à la différence des filtres analogiques, leur réponse en fréquence est périodique de période f_e [11] .

- On cite 4 types de filtres numériques

❖ Filtre passe-bas

On le représente de la façon suivante **Figure (II.2)**.

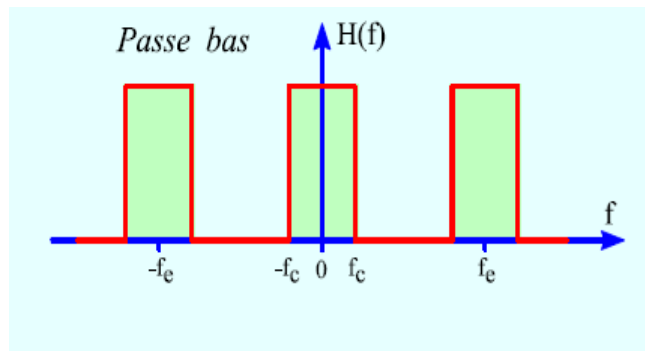


Fig. II.2. Filtre passe-bas

❖ Filtre passe-bande

Il est présenté comme le montre la **Figure (II.3)** ci-dessous.

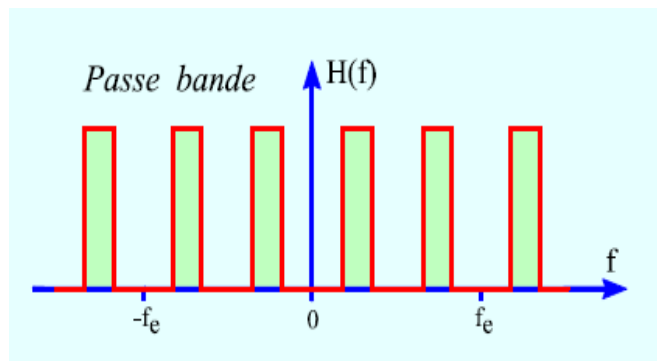


Fig. II.3. Filtre passe-bande

❖ Filtre passe-haut

On le représente de la façon suivante **Figure (II.4)**.

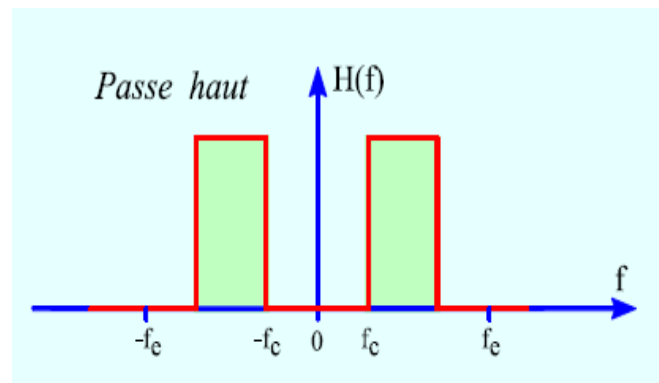


Fig. II.4. Filtre passe-haut

❖ Coupe bande

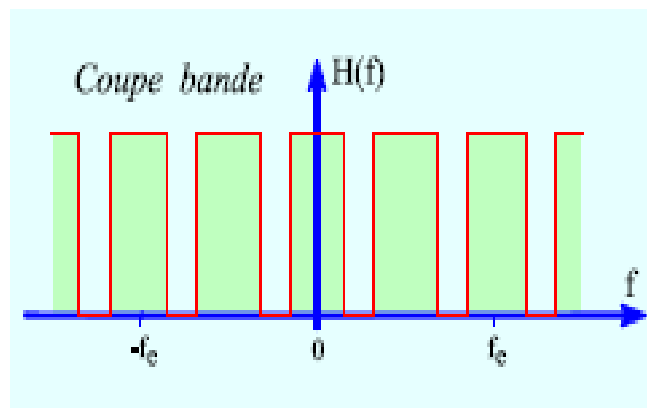


Fig. II.5. Filtre Coupe bande

❖ Peigne

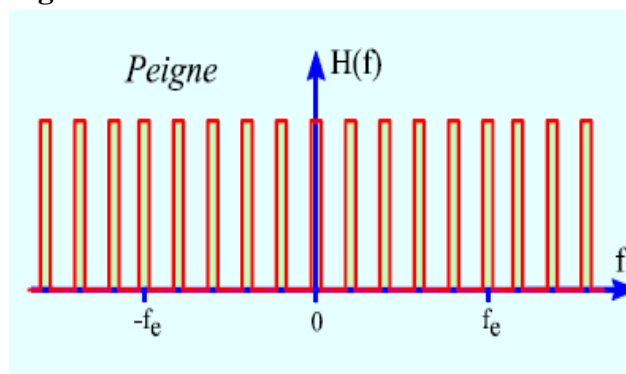


Fig. II.6. Peigne

II.2.4.2. Réponse impulsionnelle

Un filtre linéaire réalise une convolution temporelle, La réponse impulsionnelle d'un filtre caractérise son comportement vis à vis des signaux dans le domaine temporel et dans le domaine fréquentiel par transformation de Fourier. La réponse impulsionnelle prend donc une

importance considérable dans le traitement numérique dans a mesure où les calculs sur les échantillons sont effectués dans le domaine temporel.

La réponse $y(n)$ du filtre à ce signal d'entrée est donnée par le produit de convolution discret :

$$S(n) = b(n) * e(n) = \sum_{K=-\infty}^{+\infty} b(K)e(n - K) . \quad (\text{II.7})$$

II.2.4.3. Filtres à réponse impulsionnelle finie (ou filtre FIR)

Le filtre à réponse impulsionnelle finie ou en anglais FIR (Finité Impulse Réponses) est un filtre numérique qui est caractérisé par une réponse uniquement basée sur un nombre fini de valeurs du signal d'entrée. On retarde légèrement une copie du signal d'entrée (d'une ou plusieurs périodes d'échantillonnage) et on combine le signal d'entrée retardé avec le nouveau signal d'entrée.

- L'équation aux différences est donnée par :

$$Y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n-1] + b_2 \cdot x[n-2] + \dots + b_N \cdot x[n-N] \quad (\text{II.8})$$

- En utilisant le symbole de sommation, l'équation peut être réécrite de la façon suivante :

$$Y(n) = \sum_{k=0}^n b_k x[n - k] \quad (\text{II.9})$$

- La fonction de transfert en z est donnée par l'équation (II.10) ci-dessous **Figure (II.7)**

$$H(z) = \sum_{k=0}^{n-1} b_k z^{-k} \quad (\text{II.10})$$



Fig.II.7. Fonction de transfert

✚ Propriétés des filtres RIF [21]

- Les RIF sont toujours stables (système tout zéros).
- Une plus grande facilité d'implantation dans un système numérique de traitement.

- Une phase qui peut être exactement linéaire, par conséquent un temps de propagation de groupe constant et une absence de distorsion harmonique dans le signal.
- A sélectivité équivalente, ils sont toujours plus coûteux (en temps de calcul) que leur équivalent RII.
- Généralement, les filtres RIF sont moins sensibles aux erreurs de quantification que les filtres RII. L'absence de récursivité empêche les erreurs cumulatives.

II.2.4.4. Filtre à réponse impulsionnelle infinie (ou filtre IIR)

Un filtre RII à réponse impulsionnelle infinie ou en anglais IIR (Infinite Impulse Response) est un type de filtre électronique caractérisé par une réponse basée sur les valeurs du signal d'entrée, ainsi que sur les valeurs antérieures de cette même réponse (On retarde une copie du signal de sortie que l'on combine au nouveau signal d'entrée).

Il est nommé ainsi parce que dans la majorité des cas la réponse impulsionnelle de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie, Il est aussi désigné par l'appellation de filtre récursif.

➤ L'équation aux différences est donnée par :

$$Y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n-1] + b_2 \cdot x[n-2] + \dots + a_N \cdot x[n-N] - a_2 y[n-2] - \dots - a_M y[n-M] \quad (\text{II.11})$$

➤ En utilisant le symbole de sommation, l'équation peut être réécrite de la façon suivante :

$$Y(n) = \sum_{i=0}^N b_i x(n-i) - \sum_{i=1}^M a_i y(n-i) \quad (\text{II.12})$$

➤ La fonction de transfert d'un filtre IIR **Figure (II.8)** en z est donnée par :

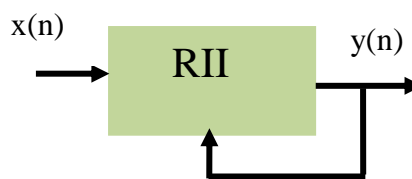


Fig.II.8. Filtre IIR

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^N b_i z^{-i}}{1 + \sum_{i=1}^M a_i z^{-i}} \quad (\text{II.13})$$

✚ Propriétés des filtres RII [21]

- Peuvent être instables.

- Phase non linéaire.
- Nécessitent moins d'opérations et de
- Places mémoires.
- Plus efficaces que RIF
- Beaucoup moins de calculs par rapport à un FIR équivalent au niveau des performances

Tableau II.1. Choix entre un filtre (FIR) et (IIR) [20]

Critère	R.I.F	R.I.I
Maîtrise de la phase	Oui	Non
Complexité	Très faible	Faible
Stabilité	Calcul possible par TFD Toujours	Risque de problème en cas de précision de calcul insuffisante
Nombre de coefficients nécessaires	Moyen	faible
Précision nécessaire pour les calculs	Moyenne	Assez grande
Performance	Demande $N \gg 1$ pour une bonne performance	• Peut donner une performance adéquate pour $n=1$ ou 2
Adapté à la multi-cadence	Oui	Non

II.2.5. Structures de réalisation

On distingue deux types de réalisation de filtre numérique : la structure transversale et la structure récursive. Ces réalisations sont effectuées à partir de circuits numériques de base (sommateurs, multiplieurs,...).

II.2. 5.1. Structure transversale (ou non récursive)

Cette structure est la structure naturellement associée aux filtres RIF, pour diminuer le nombre de calculs. Les filtres RIF peuvent être réalisés sous forme récursive, la structure est dite transversale ou non récursive car elle ne fait apparaitre aucun bouclage de la sortie sur l'entrée (la sortie ne dépend que des entrées aux instants précédents) [11, 20].

❖ L'équation aux différences est donnée par :

$$Y(n) = \sum_{i=0}^N b_i x(n-i) \quad (\text{II.14})$$

Pour la réalisation de ce filtre il suffit d'effectuer un nombre fini de multiplications et d'additions. Le nombre de multiplications est égal à (N) et le nombre d'additions à $(N-1)$, Deux types de modèle sont alors possibles, dits structure directe et structure transposée, représentés par la **Figure (II.9)**.

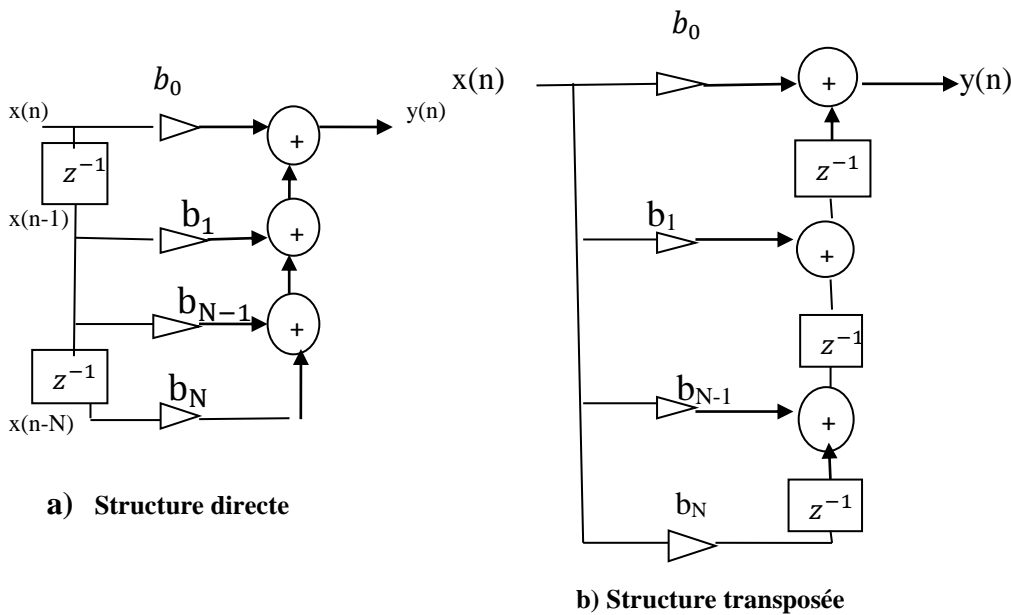


Fig. II.9. Structures des filtres RIF.

II.2.5.2. Structure récursive

Cette structure est la structure associée aux filtres définis par une équation de récurrence, donc en majorité les filtres RII. Elle correspond au cas où la sortie dépend de l'entrée et des sorties précédentes. C'est essentiellement le cas des filtres RII.

❖ L'équation aux différences est donnée par

$$Y(n) = \sum_{i=0}^N b_i x(n-i) - \sum_{i=1}^M a_i y(n-i) \quad (\text{II.15})$$

➤ On distingue alors la structure directe et celle en cascade **Figure (II.10)**.

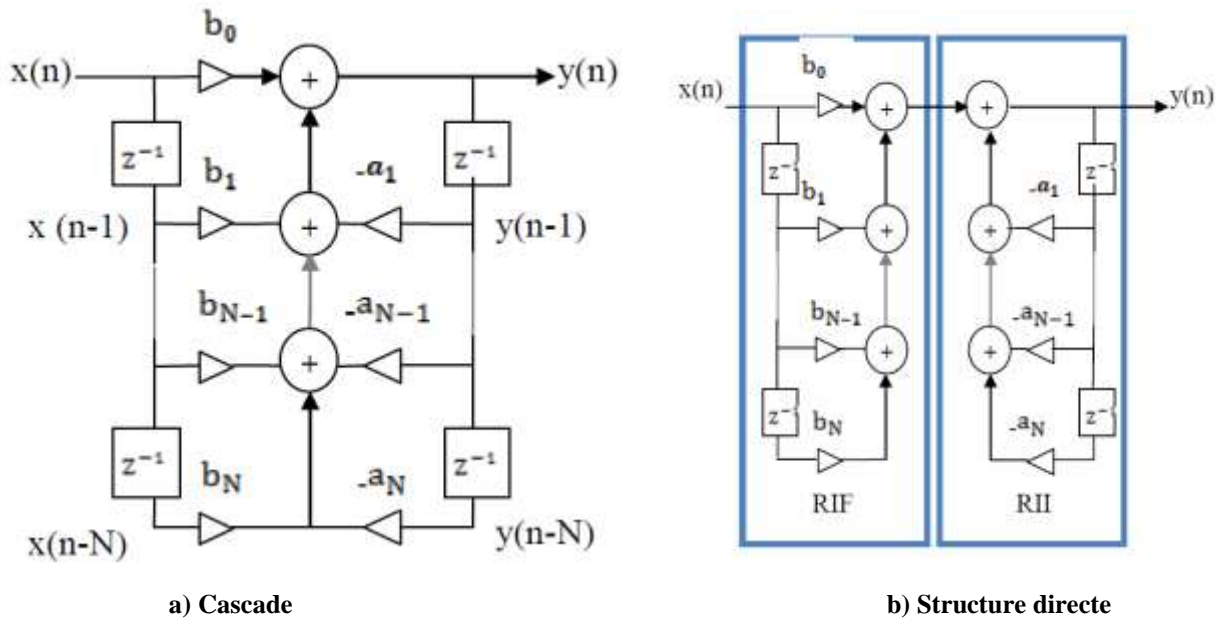


Fig. II.10. Structures directes des filtres RII. [20]

II.2.5.3. Transformée de Fourier discrète (TFD)

Les algorithmes de transformation rapide permettent de raisonner dans le domaine des fréquences, en agissant directement sur le spectre du signal à traiter, Ces structures de bases peuvent être associées en cascade ou en parallèle pour réaliser des filtres complexes.

- ❖ on peut définir la transformée de Fourier pour les signaux numériques. Si $x(n)$ est un signal numérique, sa transformée de Fourier $X(f)$ est définie par [23]

$$X(f) = \sum_{-\infty}^{+\infty} x(n) e^{-j2\pi n f} \quad (II.16)$$

II.2.6 Filtre RIF

II.2.6.1. Principe

Un filtre RIF calcule le produit de convolution de signaux échantillonnés, La fonction de filtrage est définie par les valeurs des échantillons h_k de la réponse impulsionnelle .

Les coefficients du filtre sont les échantillons de la réponse impulsionnelle.

- La réponse impulsionnelle est échantillonnée par :

$$h_e(t) = \sum_k h_k \cdot \delta(t - KT_e) \quad (II.17)$$

$$h_e(t) = \text{TF}^{-1}[H_f(f)] = f_e \cdot \text{TF}^{-1}[H_x(x)] \quad (\text{II.18})$$

La transformée d'une fonction périodique se calcule à partir de la génératrice $G_x(x)$
Calculons-la transformée inverse :

$$h(t) = T_e \cdot \sum_k [\text{TF}^{-1}[G_f(f)] \cdot \delta(t - K T_e)] \iff h_k = (\text{TF}^{-1}[G_x(x) \cdot e^{j2K\pi x}] dx \quad (\text{II.19})$$

On retrouve le développement en séries complexes de Fourier. En effet, la réponse en fréquence étant périodique, elle est développable en série complexe. Les échantillons de la réponse impulsionnelle sont les coefficients du développement en série complexe de la réponse en fréquence.

II.2.6.2. Filtre passe bas RIF

Le filtre qui nous servira de base pour l'étude est un filtre passe-bas idéal de fréquence de coupure $f_c = 0.2$ [11] **Figure (II.11)**.

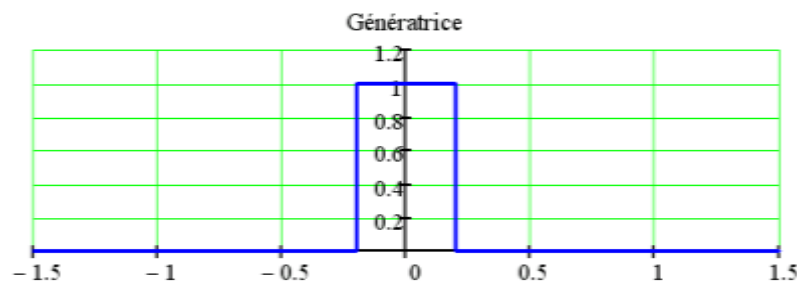


Fig. II.11. Filtre passe-bas idéal.

1. Réponse impulsionnelle

Les échantillons de la réponse impulsionnelle sont les coefficients du développement :

$$h_k = \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} H_x(x) \cdot e^{j2K\pi x} dx \quad (\text{II.20})$$

$$h_k = \int_{-x_c}^{x_c} e^{j2\pi kx} \cdot dx = \left| \frac{e^{j2\pi kx}}{j2\pi \cdot k} \right| = 2 \cdot \frac{\sin(K \cdot 2 \cdot x_c \pi)}{K \cdot 2\pi} = 2 \cdot x_c \cdot \sin(K \cdot 2\pi \cdot x_c) \quad (\text{II.21})$$

- La réponse impulsionnelle est un sinus cardinal échantillonné. C'est tout simplement la transformée inverse de la génératrice échantillonnée **Figure (II.12)**.

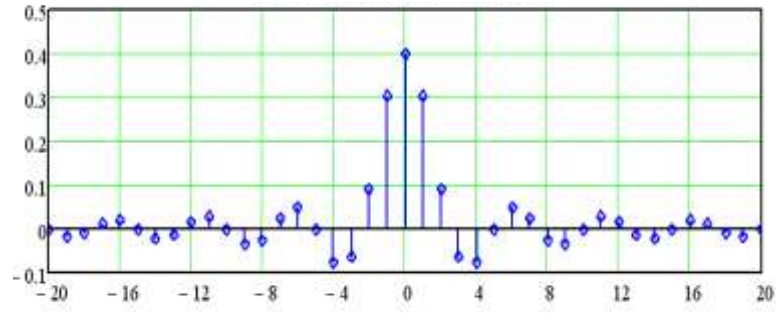


Fig. II.12. Réponse impulsionnelle échantillonnée.

La réponse impulsionnelle est infinie et non causale. Il est nécessaire de la tronquer pour la rendre finie [11].

- Pour tronquer la réponse impulsionnelle on la multiplie par une fenêtre rectangulaire symétrique qui conserve un nombre fini d'échantillons non nuls. La largeur de la fenêtre T_w est un multiple de la période d'échantillonnage pour garder un nombre entier de coefficients **Figure (II.13,14)**.

Choisissons $T_w=(N-1).T_e$ avec 11 ce qui correspond au lobe central et deux lobes latéraux.

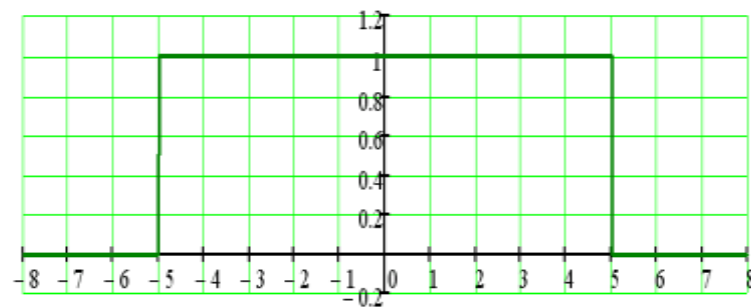


Fig. II.13. Fenêtre rectangulaire de troncature.

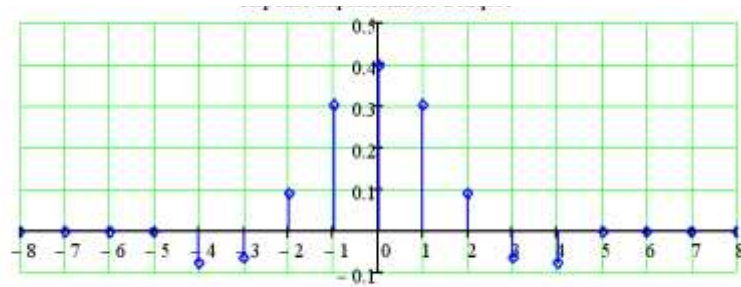


Fig.II.14. Réponse impulsionnelle tronquée

La réponse impulsionnelle est maintenant finie, Mais la troncature a annulé les échantillons situés en dehors de la fenêtre ; donc les coefficients de rangs les plus élevés.

Du point de vue du développement en série évoqué au paragraphe précédent, les « harmoniques » de rangs élevés vont manquer **Figure (II.15,16)** Et la réponse en fréquence ne sera pas parfaite mais nous ne pouvons pas encore l'observer car la réponse impulsionnelle n'est pas causale

- La filtre passe bas dans réponse impulsionnelle et indicielle :



Fig. II.15 .la réponse impulsionnelle.

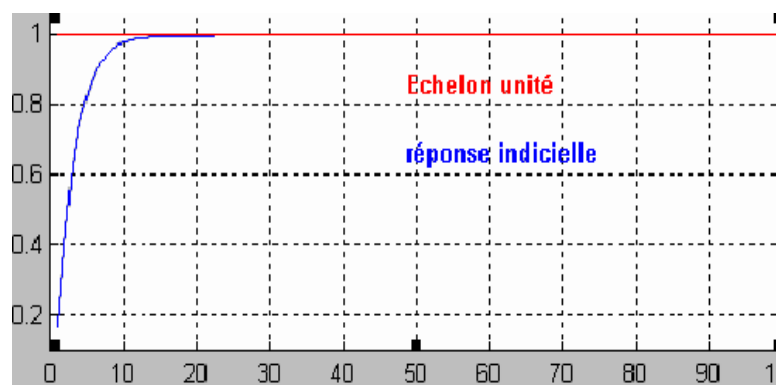


Fig. II.16. Réponse indicielle.

La réponse impulsionnelle du filtre tend vers zéros quand le nombre d'échantillons devient grand, cela nous de dire que le filtre est stable donc réalisable, et La réponse indicielle montre que le filtre atteint le régime permanent aux de dix échantillons, c'est un filtre rapide car o atteint le régime permanent à 10% des échantillons totales.

2. Fonction de transfert

Calculons la fonction de transfert en z du filtre

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k \cdot z^{-k} . \quad (\text{II.22})$$

$$H(z) = h_0 + h_1 \cdot z^{-1} + h_2 \cdot z^{-2} + h_3 \cdot z^{-3} + h_4 \cdot z^{-4} + \dots + h_{10} \cdot z^{-10} . \quad (\text{II.23})$$

❖ En multipliant par $\frac{z^{10}}{z^{10}}$, $H(z) = \frac{\sum_{k=0}^{10} h_k \cdot z^{10-k}}{z^{10}} = \frac{N(z)}{z^{10}}$. (II.24)

3. Réponse en fréquence

La réponse fréquentielle d'un filtre numérique est donnée par la transformée de Fourier discrète (TFD) de la réponse impulsionnelle [23].

❖ Réponse en fréquence -Module

➤ Calculons la réponse en fréquence en affectant à z la valeur complexe $z = \exp(j 2\pi x)$

$$H_x(x) = \sum_{k=0}^{10} h_k \cdot e^{-j2\pi x k} \quad (\text{II.25})$$

En utilisant la symétrie de la réponse impulsionnelle $h_k = h_{10-k}$ et en mettant $e^{-10j\pi x}$ en facteur .

$$H_x(x) = [1 + 2 \cdot \sum_{k=1}^4 h_k \cdot \cos(2K \cdot \pi \cdot x)] \cdot e^{-j\pi 10x} \quad (\text{II.26})$$

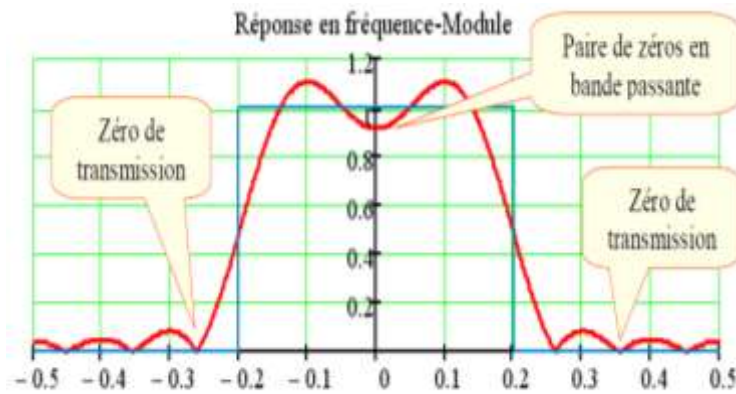


Fig. II.17. Réponse en fréquence –module.

Les ondulations dues à la suppression des harmoniques de rangs élevés sont les ondulations de Gibbs **Figure (II.17)**.

❖ Réponse en fréquence -Argument

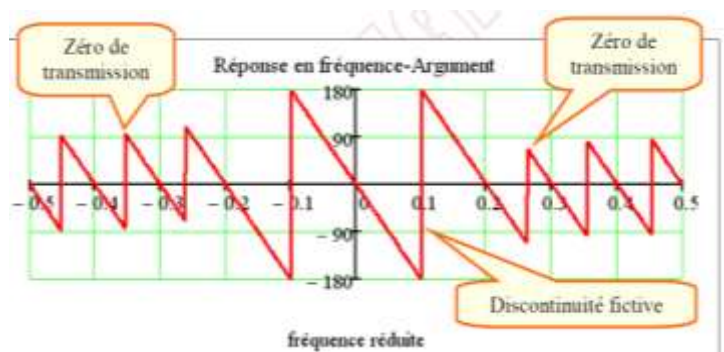


Fig. II.18. Réponse en fréquence -Argument.

L’argument est linéaire dans la bande passante $-0,25 < x < 0,25$ même si la représentation graphique présente une discontinuité de 2π due à la périodicité des fonctions trigonométriques. En effet l’argument d’un nombre complexe est défini à 2π près.

Par contre, les discontinuités de π en dehors de la bande passante sont dues aux changements de signe aux voisinages des zéros **Figure (II.18)** [20].

- Le décalage de $\frac{T_w}{2} = \frac{N-1}{2} \cdot T_e$ introduit un déphasage proportionnel à la fréquence

$$H_w(t - \frac{T_w}{2}) \xleftrightarrow{\text{TF}} H_{wf}(f) \cdot e^{-jf2\pi \frac{T_w}{2}} \tag{II.27}$$

Soit $H_{df}(f)$ la réponse en fréquence du filtre définitif :

$$H_d(f) = H_{wf}(f) \cdot e^{-j2f\pi\frac{T_e}{2}} = H_{wf}(f) \cdot e^{-j2f\pi\frac{(N-1)T_e}{2}} \quad (II.28)$$

$$H_d(x) = H_{wx}(x) \cdot e^{-jx(N-1)\pi} \quad d'où \quad \varphi(x) = -\pi \cdot (N-1) \cdot x \quad (II.29)$$

Les courbes représentatives de l'argument sont des segments de droite, Ce filtre est « à phase linéaire », pas de distorsion de phase. Il retarde le signal de $\frac{N-1}{2} \cdot T_e$.

4. Influence de la largeur de la fenêtre

La largeur de la fenêtre (et donc le nombre d'échantillons) influe sur la réponse en fréquence, Lorsqu'elle augmente, la fréquence des oscillations augmente et la réponse en fréquence du filtre se rapproche de la réponse idéale [22] **Figure (II.19)**.

La largeur de la bande transition diminue avec l'augmentation du nombre de coefficients.

- Pour des filtres à 11 (courbe rouge) et 41 échantillons (courbe bleue) nous obtenons :

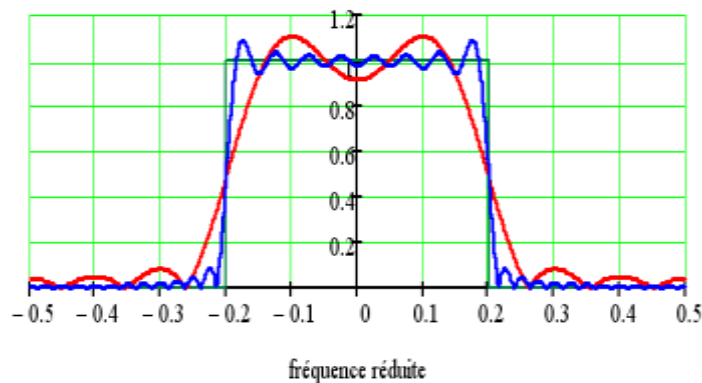


Fig. II.19. Réponse en fréquence – Module.

5. Influence de l'ordre du filtre sur sa caractéristique en fréquence

A l'aide des fonctions de conception des filtres numériques de Matlab, on conçoit deux filtres de même fréquences de coupure mais d'ordre différents **Figure (II.20)**.

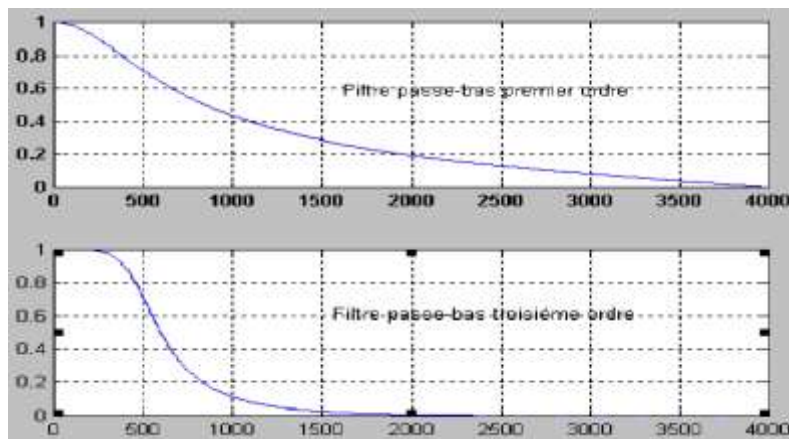


Fig. II.20. Filtre ne passe pas premier ordre et troisième ordre.

L'observation de ses deux réponses montre que plus l'ordre est élevé plus la coupure est raide, et plus on s'approche de la caractéristique d'un filtre idéal.

II.2.6.2. Filtre passe haut RIF

✓ **La réponse impulsionnelle**

Considérons la réponse en fréquence d'un filtre passe haut idéal **Figure (II.21)**.

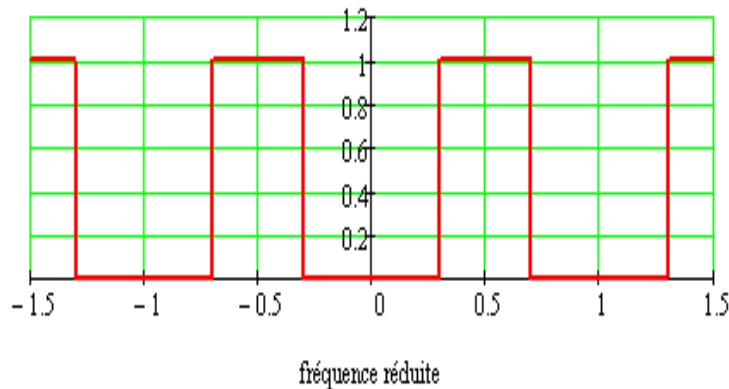


Fig. II.21. Filtre passe haut RIF.

Appliquons cette translation de fréquence au filtre passe bas

$$H_{fPH}(f) = H_{fPB} \left[f - \frac{f_e}{2} \right] \quad , \quad H_{xPH}(x) = H_{xPB} \left[x - \frac{1}{2} \right] \quad (II.30)$$

La réponse en fréquence est déduite de la fonction de transfert en z.

$$H_{xPB}(x) = H_{PB}(z) \text{ pour } z = e^{j2x\pi} \quad (II.31)$$

$$H_{xph}(x) = H_{PB}(-z) \text{ pour } z = e^{j2x\pi} \quad (II.32)$$

D'où la fonction de transfert :

$$H_{PH}(z) = H_{PB}(-z) \quad (\text{II.33})$$

$$H_{PB}(z) = \sum_k h_{PBk} \cdot z^{-k} \quad (\text{II.34})$$

$$H_{PH}(z) = H_{PB}(-z) = \sum_k h_{PBk} \cdot z^{-k} \cdot (-1)^k = \sum_k h_{PHk} \cdot z^{-k} \quad (\text{II.35})$$

$h_{PHk} = h_{PBk} \cdot (-1)^k$ les échantillons impairs sont inversés (changés de signe)

✓ La réponse en fréquence

La réponse en fréquence est donnée par la **Figure (II.22)** ci-dessous.

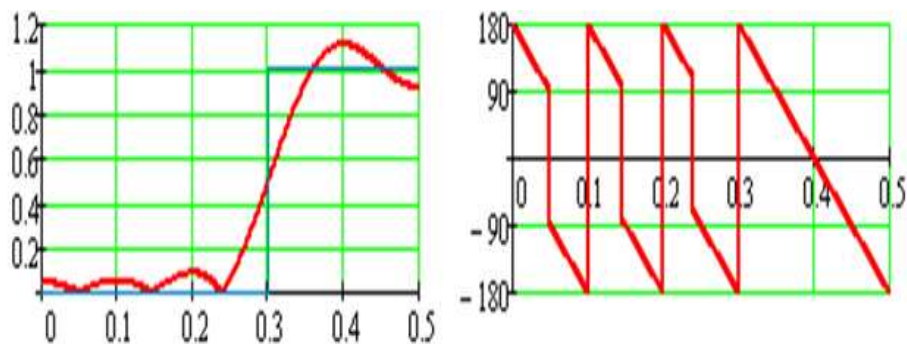


Fig. II.22. Réponse en fréquence module et argument.

II.2.6.2. Filtre passe-bande RIF

On conçoit deux filtres de même fréquences de coupure 1500Hz mais d'ordre différents, le filtre passe-bande premier ordre une bande de fréquence de $\Delta f = 600\text{Hz}$ à -3dB et le filtre passe-bande troisième ordre $\Delta f = 400\text{Hz}$ [24] **Figure (II.23)**.

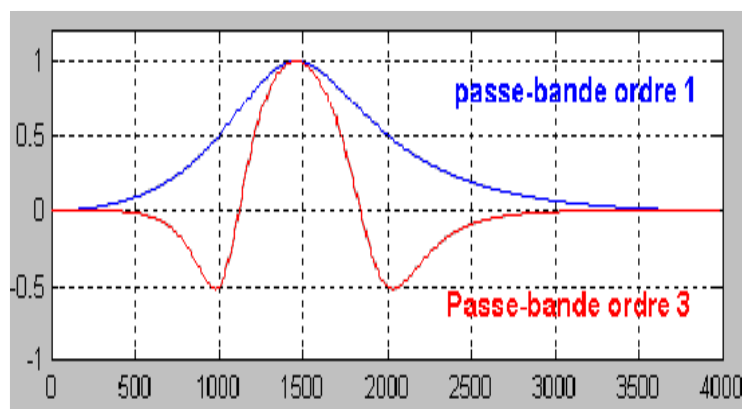


Fig. II.23. Filtre passe-bande.

Le filtre d'ordre supérieur s'approche du filtre sélectif idéal, si on veut concevoir un filtre à bande étroite il suffit d'augmenter l'ordre du filtre au détriment d'un temps de calcul plus long.

II.2.6.3. Filtre coupe-bande RIF

Ce type de filtre est aussi nommé filtre rejeteur de bande utilisée surtout pour éliminer certaines fréquences parasites **Figure (II.24)**.

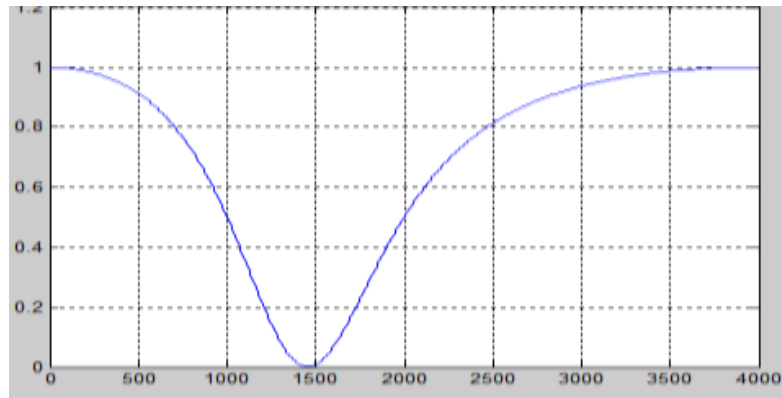


Fig. II.24. Filtre coupe-bande.

II.2.7. Filtrage du bruit

Le filtrage du signal électrocardiogramme a attiré l'attention de plusieurs chercheurs et scientifiques depuis plusieurs années, du très important pour mieux détecter les paramètres du signal ECG car ces paramètres d'ordre physiologique ou physiopathologique sont [16] particulièrement intéressantes pour le suivi médicale ou pour l'aide au diagnostic de dysfonctionnement cardiaque ; dans ce cas l'extraction des bruits est réalisée grâce à l'analyse des ces signaux par un ou plusieurs types de filtres parmi eux le filtre de Kalman , Savitzky - Golay ...etc.

II.2.7.1. Filtre Butterworth

Un filtre de Butterworth est un type de modèle de filtre linéaire, conçu pour posséder un gain aussi constant que possible dans sa bande passante, Les filtres de Butterworth furent décrits pour la première fois par l'ingénieur britannique Stephen Butterworth .

Le programme Matlab du filtre Butterworth, dans le cas du filtre passe-bas prototype est décrit par les instructions ci-dessous.

F_c : Fréquence de coupure

F_s : Fréquence d'échantillonnage

```
ts= t(2)-t(1) ; fs=1/ts; % Fréquence Fs
Fc= (fs/2)/4; % Fréquence de coupure
Fn=fc/ (fs/2); % Fréquence normalisée (ou pulsation)
n_fil=12; % Ordre du filtre
% Génération des coefficients
[b, a]=butter(n_fil, fn, 'low'); % 'high', 'stop', 'low', 'band pass'
% Butterworth filter and returns the filter coefficients in length
s_fil=filter (b, a, y);
plot (t, s_fil, 'b'); grid on; hold off;
```

Il s'agit d'un filtre passe bas du genre Butterworth du cinquième ordre qui possède les avantages suivants :

- Courbe de réponse très plate à l'origine, amplitude régulière en bande passante.
- Bon temps de propagation de groupe.
- Et aussi bien une atténuation de -3dB a la fréquence de coupure et d'une réjection de 40dB/décade.

Le filtre permet de supprimer tous les bruits qui peuvent altérer a la visualisation du signal ECG et réduire d'autant l'information qu'il contient.

II.2.7.2. Filtre Savitzky-Golay

1. Définition

L'algorithme de Savitzky-Golay est une méthode utilisée en traitement du signal pour lisser une courbe et en extraire les dérivées successives. Il a été décrit en 1964 par " Abraham Savitzky "et "Marcel Golay".

2. Principe du débruitage par filtre Savitzky-Golay

Le débruitage de Savitzky-Golay peut être considéré comme une moyenne mobile généralisée. Vous obtenez les coefficients de filtre en effectuant un ajustement linéaire de moindres carrés non pondéré en utilisant un polynôme d'un degré donné.

Pour cette raison, un filtre S-Golay est également appelé un filtre polynomial de lissage numérique ou un filtre de lissage des moindres carrés. Il est à noter qu'un polynôme de degré supérieur permet d'obtenir un haut niveau de lissage sans atténuation des caractéristiques des données. [18]

La méthode de filtrage S-Golay est souvent utilisée avec des données de fréquence ou avec des données spectroscopiques (pic). Pour les données de fréquence, le procédé est efficace pour préserver les composantes à haute fréquence du signal, Pour les données spectroscopiques, le procédé est efficace pour conserver des moments supérieurs du pic tels que la largeur de ligne. Par comparaison, le filtre à moyenne mobile a tendance à filtrer une partie importante du contenu haute fréquence du signal, et il ne peut préserver que les moments inférieurs d'un pic tel que le centroïde. Toutefois, le débruitage Savitzky-Golay peut être moins efficace qu'un filtre à moyenne mobile pour rejeter le bruit.

Le programme Matlab de filtre Savitzky-Golay :

```
dx = 0.2;
xLim = 200;
x = 0:d x:xLim-1;
dx =0.2;
xLim =200 ;
x = 0:dx: xLim-1;
Ordre=3;    % Order of polynomial fit
Framelen =11;    % Window length
Sgf=sgolayfilt(s_fil,ordre,framelen );
subplot (2, 1,1)
plot(t,y,'b');
subplot(2,1,2)
Plot(t,sgf ,'r');
```

II.8. Conclusion

Pour assurer un diagnostic juste des battements cardiaques, il est nécessaire d'insérer une étape de prétraitement du signal ECG, qui contient la phase de débruitage (filtrage).

Le filtrage du signal électrocardiogramme est une étape primordiale avant son analyse. Dans ce chapitre, nous avons posé quelques importantes notions sur le filtrage. Les différents types de filtrage ont été cités et spécialement le filtre numérique, les propriétés et la classification de chaque type ont été exposés. Enfin le filtrage de bruit est appliqué pour deux types de filtres.

Le chapitre suivant sera dédié aux différents modules utilisés pour acquérir le signal ECG. Autrement dit, le prochain chapitre est orienté à décrire la chaîne d'acquisition utilisée pour détecter un signal ECG.

Chapitre III

La Chaîne de Mesure Du Signal ECG

III.1.Introduction

Un électrocardiogramme (ECG) est l'un des tests les plus simples et les plus rapides utilisés pour évaluer les performances du cœur. L'ECG reflète ce qui se passe dans les différentes zones du cœur et aide à identifier tout problème du rythme ou de fréquence cardiaque. L'électrocardiogramme est indolore et son test ne prendra qu'environ 5 à 10 minutes. Dans ce chapitre, l'appareillage nécessaire pour faire une acquisition est explicité. Les différents blocs qui sont utilisés pour faire cette acquisition sont exposés. Les tests avec le moniteur de fréquence cardiaque sont effectués.

III.2.Principe du circuit

III.2.1.Schéma fonctionnel du circuit de mesure ECG

Aux extrémités des sondes de mesure du câble ECG, il est impératif de choisir une masse qui sera prise comme référence. Dans ce type de tests, le pied droit est toujours utilisé comme masse de référence. A travers les points de tests au bras droit, et gauche et le pied gauche, les tests des six signaux provenant des sondes situées aux extrémités du câble ECG peuvent être effectués. Ces mesures comprennent : Lead I, Lead II, Lead III, aV_R , aV_F et aV_L . Tenant compte du coût du matériel, le circuit ne comporte qu'un seul canal avec la possibilité d'avoir de multiples extrémités. Généralement, pour un signal ECG normal, la gamme de fréquence est de 0.1 à 100Hz et l'amplitude maximale est de 1mv. De plus, pour éviter le choc électrique causé par une anomalie de l'alimentation, le circuit d'isolement doit être pris en considération pour la détection du signal ECG **Figure (III.1)**.

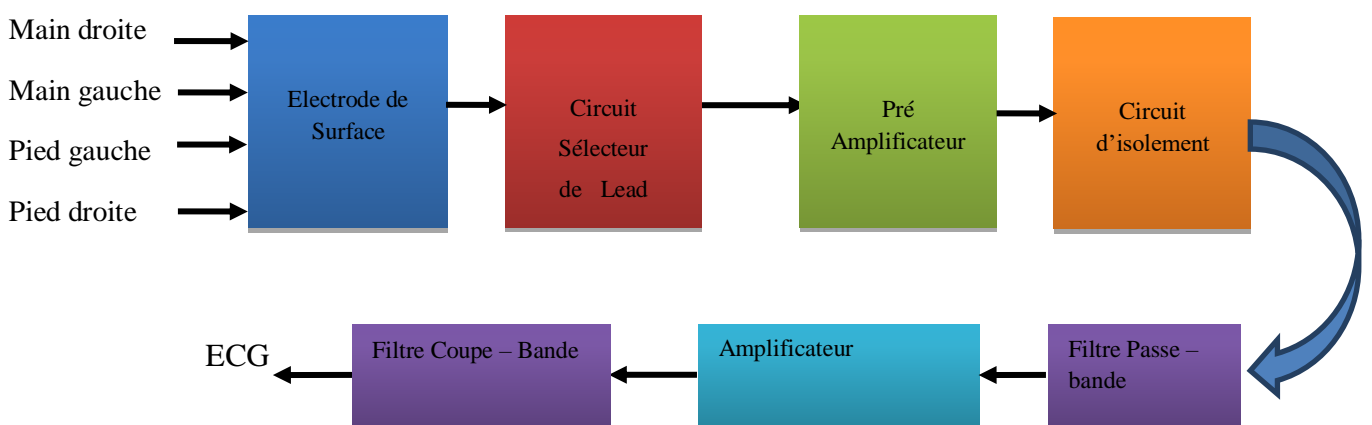


Fig.III.1.Schéma fonctionnel du circuit de mesure Electrocardiogramme (ECG).

III.2.2. Circuit de Pré- amplification

Le circuit de pré amplification utilisé dans notre dispositif est montré par le **Figure (III.2)**. L'analyse du circuit en utilisant les théorèmes fondamentaux des réseaux linéaires nous ramène à calculer sa fonction de transfert.

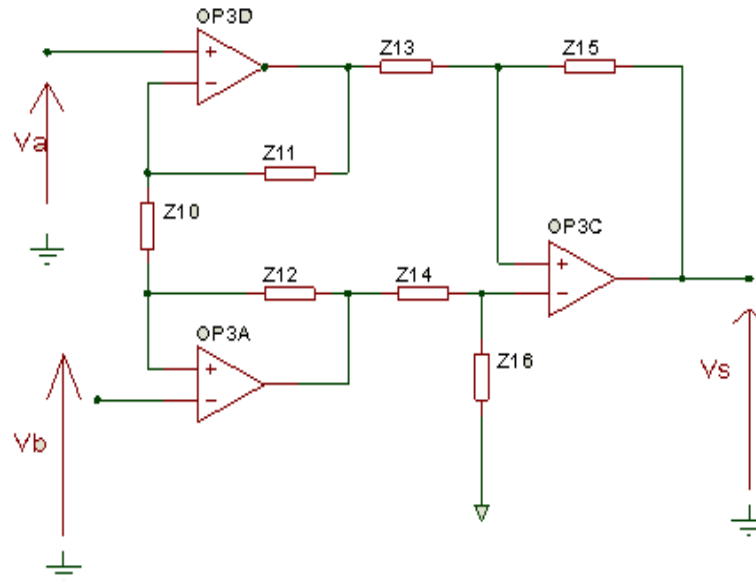


Fig.III.2.Circuit du Pré- amplificateur

III.2.2.1. Fonction de Transfert

En divisant le circuit global en trois montages simples nous pouvons calculer le gain en tension de notre pré amplificateur.

- **Montage 1**

En prenant l'amplificateur comme étant idéal :

$$U_1 = U_1^+ \quad (\text{III.1})$$

En appliquant le théorème de Millman on trouve :

$$U_1 = \frac{\frac{V_1}{Z_{11}} + \frac{V_b}{Z_{10}}}{\frac{1}{Z_{11}} + \frac{1}{Z_{10}}} = U_1^+ = V_a, \quad V_a = \frac{V_1 Z_{10} + V_b Z_{11}}{Z_{10} + Z_{11}} \quad (\text{III.2})$$

$$V_1 = \left(1 + \frac{Z_{11}}{Z_{10}}\right) V_a - \frac{Z_{11}}{Z_{10}} V_b \quad (\text{III.3})$$

- **Montage 2**

$$U_2 = U_2^+$$

En appliquant le théorème de Millman au deuxième circuit :

$$U_2 = \frac{\frac{V_1 + V_S}{\frac{1}{Z_{13}} + \frac{1}{Z_{15}}}}{\frac{1}{Z_{13}} + \frac{1}{Z_{15}}} \text{ et } U_2^+ = \frac{\frac{V_2}{\frac{1}{Z_{14}} + \frac{1}{Z_{16}}}}{\frac{1}{Z_{14}} + \frac{1}{Z_{16}}} \quad (\text{III.4})$$

$$\text{Donc : } V_1 Z_{15} + V_S Z_{13} = V_2 Z_{16} \quad (\text{III.5})$$

$$V_S = \frac{Z_{15}}{Z_{13}} (V_2 - V_1) \quad (\text{III.6})$$

- **Montage 3 :**

$$U_3 = U_3^+ \quad (\text{III.7})$$

Théorème de Millman

$$U_3 = \frac{\frac{V_2 + V_a}{\frac{1}{Z_{12}} + \frac{1}{Z_{10}}}}{\frac{1}{Z_{12}} + \frac{1}{Z_{10}}} \quad (\text{III.8})$$

$$U_3 = U_3^+ = V_b \quad \text{Donc} \quad V_b = \frac{V_2 Z_{10} + V_a Z_{12}}{Z_{10} + Z_{12}} \quad (\text{III.9})$$

$$V_2 = \left(1 + \frac{Z_{12}}{Z_{10}}\right) V_b - \frac{Z_{12}}{Z_{10}} V_a \quad (\text{III.10})$$

En remplaçant (III.10) et (III.3) dans (III.6) on trouve :

$$V_S = \frac{Z_{15}}{Z_{13}} (V_2 - V_1) \quad (\text{III.11})$$

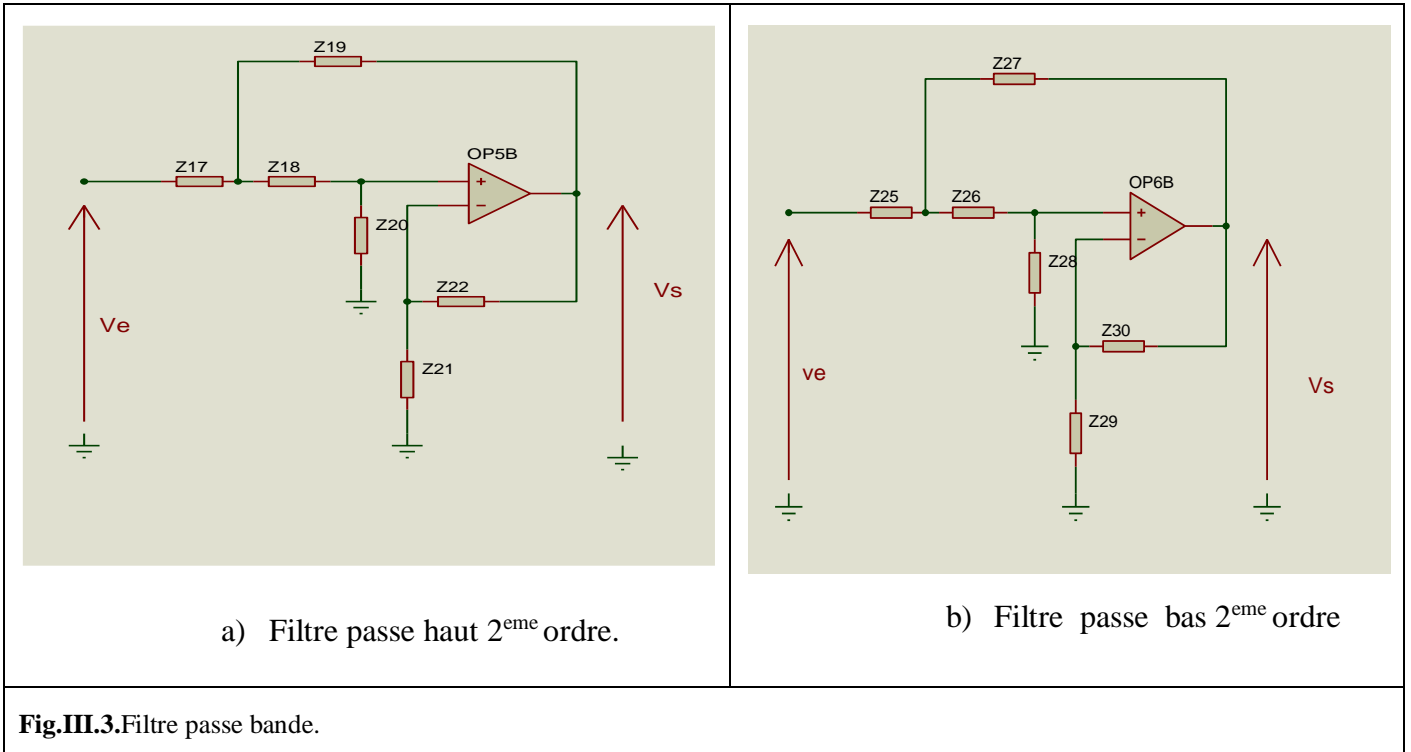
$$\text{Donc} \quad V_S = \frac{Z_{15}}{Z_{13}} \left(1 + \frac{2Z_{12}}{Z_{10}}\right) (V_b - V_a) \quad (\text{III.12})$$

✚ Si $Z_{11} = Z_{12}$, $Z_{13} = Z_{14}$ et $Z_{15} = Z_{16}$, le gain en tension peut être déterminé par l'équation ci-dessous :

$$A_v = \frac{Z_{15}}{Z_{13}} \left(1 + \frac{2Z_{12}}{Z_{10}}\right) \quad (\text{III.13})$$

III.2.3. Circuit du filtre Passe –Bande

Le circuit électrique du filtre passe bande est donné par la **Figure (III.3)** ci-dessous : Il est produit par la juxtaposition d'un filtre passe haut deuxième ordre **Figure (III.3a)** et d'un filtre passe bas deuxième ordre **Figure (III.3b)**.



III.2.3. 1.Fonction de Transfert du filtre passe haut

En appliquant le théorème de Millman au point intermédiaire entre Z₂₅ et Z₂₆ on aura :

$$U^- = U^+$$

$$U^- = -\frac{Z_{21}}{Z_{21} + Z_{22}} V_s \quad (III.14)$$

Et

$$U^+ = \frac{\frac{V_e}{Z_{17}} + \frac{V_s}{Z_{19}} + \frac{U^+}{Z_{18}}}{\frac{1}{Z_{17}} + \frac{1}{Z_{19}} + \frac{1}{Z_{18}}} \quad (III.15)$$

$$U = U^+ + Z_{18}i^+ \quad \longrightarrow \quad U = U^+ \quad (III.16)$$

$$U^+ \left(\frac{1}{Z_{17}} + \frac{1}{Z_{19}} \right) = \frac{V_e}{Z_{17}} + \frac{V_s}{Z_{19}} \quad (III.17)$$

$$\text{Donc} \quad \frac{Z_{21}}{Z_{21} + Z_{22}} \left(\frac{Z_{17} + Z_{19}}{Z_{17} * Z_{19}} \right) V_s - \frac{1}{Z_{19}} V_s = \frac{V_e}{Z_{17}} \quad (III.18)$$

$$V_s = \frac{Z_{21}Z_{19} - Z_{17}Z_{22}}{Z_{17}Z_{19}(Z_{21} + Z_{22})} = \frac{V_e}{Z_{17}} \quad (\text{III.19})$$

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{Z_{19}(Z_{21} + Z_{22})}{Z_{21}Z_{19} - Z_{17}Z_{22}} \quad (\text{III. 20})$$

La fréquence de coupure (f_L) du Filtre est réglée à 0.1 ou 1 Hz , et peut être calculé en fonction des impédances Z_{17}, Z_{18}, Z_{19} et Z_{20} comme exprimé dans l'équation **(III.21)**.

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_{17}Z_{18}Z_{19}Z_{20}}} \quad (\text{III.21})$$

Le gain de bande passante est donné par l'équation **(III.22)** .

$$A_v = \frac{(Z_{21} + Z_{22})}{Z_{21}} = 1.56 \quad (\text{III.22})$$

III.2.3.2.Fonction de Transfert du filtre passe bas

$$U^- = U^+$$

$$U^- = \frac{Z_{29}}{Z_{30} + Z_{29}} V_s \quad (\text{III.23})$$

et

$$U^+ = \frac{\frac{V_e}{Z_{25}} + \frac{V_s}{Z_{27}} + \frac{U^+}{Z_{26}}}{\frac{1}{Z_{25}} + \frac{1}{Z_{27}} + \frac{1}{Z_{26}}} \quad (\text{III.24})$$

$$U = U^+ + Z_{26}i^+ \longrightarrow U = U^+ \quad (\text{III.25})$$

$$U^+ \left(\frac{1}{Z_{25}} + \frac{1}{Z_{27}} \right) = \frac{V_e}{Z_{25}} + \frac{V_s}{Z_{27}} \quad (\text{III.26})$$

$$\text{Donc } \frac{Z_{29}}{Z_{29} + Z_{30}} \left(\frac{Z_{25} + Z_{27}}{Z_{25} * Z_{27}} \right) V_s - \frac{1}{Z_{27}} V_s = \frac{V_e}{Z_{25}} \quad (\text{III.27})$$

$$V_s = \frac{Z_{29}Z_{27} - Z_{25}Z_{30}}{Z_{25}Z_{27}(Z_{29} + Z_{30})} = \frac{V_e}{Z_{25}} \quad (\text{III.28})$$

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{Z_{27}(Z_{29} + Z_{30})}{Z_{29}Z_{27} - Z_{25}Z_{30}} \quad (\text{III. 29})$$

La fréquence de coupure (f_H) du Filtre est réglée à 100 Hz , et peut être calculé par Z_{25}, Z_{26}, Z_{27} et Z_{28} comme exprimé dans l'équation **(III. 30)**.

$$f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_{25}Z_{26}Z_{27}Z_{28}}} \quad (\text{III. 30})$$

Le gain de bande passante est expliqué par l'équation (III. 31).

$$A_v = \frac{(Z_{29} + Z_{30})}{Z_{29}} = 1.56 \quad (\text{III. 31})$$

III.2.4. Circuit du filtre coup – bande

Le circuit du filtre coupe bande est donné par la Figure (III.4).

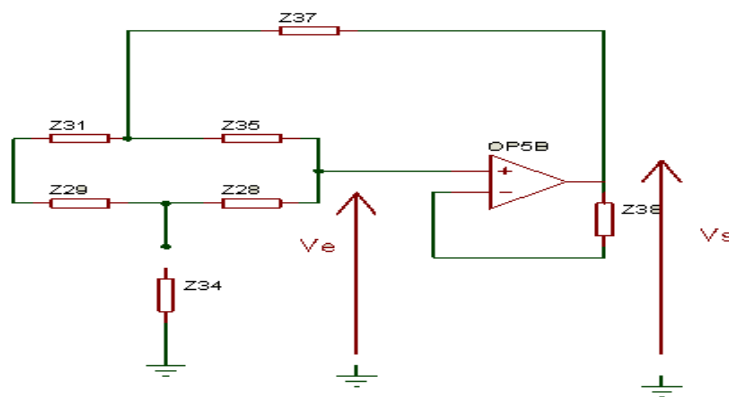


Fig.III.4.Filtre coupe bande

Si $Z_{31} = Z_{35}$, $Z_{32} = Z_{36}$, $Z_{33} = 0,5Z_{31}$ (ou $Z_{34} = 0,5Z_{31}$), $Z_{36} = 2Z_{32}$, la fréquence centrale peut être calculée par l'équation suivant :

$$f = \frac{1}{2\pi Z_{31} Z_{32}} \quad (\text{III. 32})$$

III.3.Équipement de mesure de l'électrocardiogramme (ECG)

- Unité principale KL-72001.
- Module ECG d'électrocardiogramme KL-75001.
- Oscilloscope numérique
- Simulateur ECG.
- Câble d'électrode à 5 conducteurs KL-79101.
- Tampons de préparation d'alcool.
- Pinces de plomb.
- Fils d'électrode.
- Câble DB9.
- Câbles BNC.
- Câble RS-232.
- Câbles de connexion.

- Fiches de connexion (jumper) 10 mm
- Coupe-bordures.

III.3.1.L'unité principale KL-72001

Une photo de l'unité KL-72001 est donnée par la **Figure (III.5)**. Elle intègre les parties ci-dessous

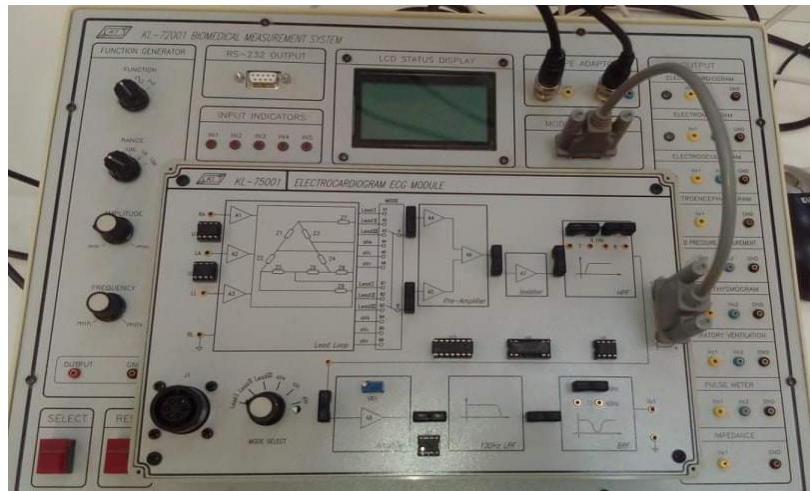


Fig.III.5.Unité principale KL-72001

1. Générateur de fonctions (FUNCTION GENERATOR) :Le générateur de fonctions se base sur trois paramètres possédant les caractéristiques suivantes :

- Forme d'onde de sortie : sinusoïdale, carrée, triangulaire.
- Gamme de fréquence : 0,1 Hz ~ 10 K Hz, 5 gammes, réglable en continu.
- Plage de variation d'amplitude : 30 m Vpp ~ 18 Vpp (sans charge)

2. Sortie RS232 (RS232 OUTPUT)

La sortie possède les caractéristiques suivantes :

- un protocole de communication : 9600 bps, 2 bits de démarrage, 8 bits de données, 1 bit d'arrêt
- Connecteur DB9.

3. Indicateurs d'entrée (INPUT INDICATORS)

Les voyants lumineux d'entrée utilisés pour guider l'utilisateur pour connecter le capteur aux entrées (1N1, 1N2, 1N3, 1N4, 1N5) dans l'ECG, l'EMG, l'EOG, l'EEG et le corps Expériences d'impédance.

4. Affichage de l'état par LCD(LCD STATUS DISPLAY)

- a. Affichage de la fréquence du générateur de fonctions.
- b. Afficher les modules de mesure : ECG, EMG, EOG, EEG, BPM (mesure de la pression artérielle), PPG (Photopléthogramme), RVR (ventilation respiratoire), PM (compteur d'impulsions), IMP (impédance).
- c. Affichage de la fréquence cardiaque (KL-75006), de la respiration (KL-75007) et de la fréquence cardiaque (KL-75008).

5. Adaptateur de l'oscilloscope (SCOPE ADAPTOR)

- a. Deux entrées CH1 et CH2 de l'oscilloscope.
- b. Connecteur BNC et fiche 2 mm fournis.

6. Module de sortie (MODULE OUTPUT)

- Connecteur DB9

7. Sortie (OUTPUT)

- a. Électrocardiogramme (ECG) 1 sortie
- b. Électromyogramme (EMG) 2 sorties
- c. Electro-oscillogramme (EOG) 2 sorties
- d. Electroencéphalogramme (EEG) 1 sortie
- e. Mesure de la pression artérielle 2 sorties
- f. Photopléthogramme 2 sorties
- g. Ventilation respiratoire 2 sorties
- h. Compteur d'impulsions 2 sorties
- j. Impédance 1 sortie

8. Boutons de commande RESET et SELECT

III.3.1.1. Explication détaillée de KL-72001

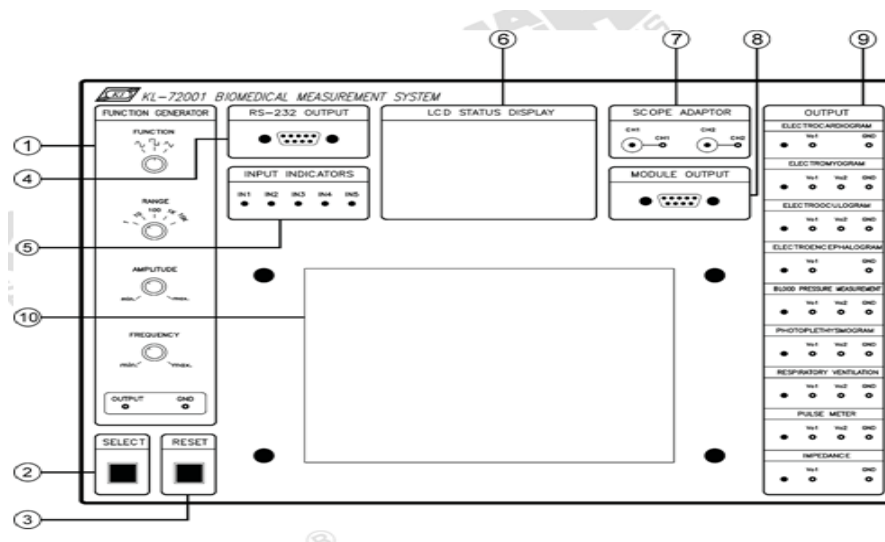


Fig.III.6. Unité de KL-7200

L'unité principale KL-72001 comprenant un micro logiciel et un microprocesseur est capable de convertir et traiter les signaux biomédicaux. La fonction de chaque section est expliquée comme suit.

① Générateur de fonctions

Il intègre

- Sélecteur de fonction : sélectionne les formes d'onde de sortie qui peuvent être sinusoïdale, carrée, triangulaire.
- Sélecteur de calibre : 5 gammes de fréquences disponibles: 1 Hz , 10 Hz , 100 Hz , 1 KHz , 10 KHz .
- Bouton amplitude : Ce bouton sert à régler l'amplitude de sortie du générateur de fonctions à partir de 30 m Vpp jusqu'à 18 Vpp (sans charge). Le réglage dans le sens antihoraire diminue l'amplitude, par contre le réglage dans le sens horaire (sens des aiguilles d'une montre) augmentera l'amplitude.

② Touche select

Ce commutateur de sélection est utilisé pour indiquer quelle borne d'entrée doit être liée. Une fois le bouton select est appuyé, le numéro de module sera affiché sur l'écran LCD. Dans le même temps, la LED de la borne d'entrée liée à au module choisi sera également activée. Le module sera choisi en appuyant sur la Touche select dans l'ordre KL-75001, KL-75002,...et

KL-75009. Par exemple, si le module EOG KL-75003 est sélectionné, ces LED pour IN1 ~ IN5 vont être tous allumés. Cela signifie que les électrodes doivent se connecter à ces bornes d'entrée.

③ Touche reset

Ce bouton est utilisé pour réinitialiser la mesure de la pression artérielle oscillométrique du système.

④ Connecteur de sortie RS232

Ce connecteur DB9 est utilisé pour faire communiquer l'unité principale KL-72001 avec l'ordinateur via le protocole de communication RS-232 (9600 bauds, 2 bits de démarrage, 8 bits de données, 1 bit d'arrêt).

⑤ Indicateurs d'entrée

Les cinq voyants LED sont utilisés pour indiquer quel signal d'entrée doit être lié.

Dans la mesure dont les entrées doivent être directement connectées au connecteur J1 du module, les LED indiquent uniquement quelle entrée doit être liée.

⑥ Affichage de l'état LCD

L'écran LCD graphique 128 x 64 affiche les informations suivantes : Lignes 1 et 2 - affiche «système de mesure biomédicale KL-72001» Ligne 3 – Vierge Ligne 4 - affiche le nom et le numéro du module utilisé. Lorsque KL-72001 est sous tension, le module KL-73001 sera affiché par défaut.

⑦ Adaptateur de portée

Cette section fournit des connecteurs BNC pour les entrées de l'oscilloscope et 2 mm connecteurs pour les sorties de modules individuels dans la section sortie.

⑧ Module de sortie

Ce connecteur est utilisé pour les signaux de sortie et la source d'alimentation du module. Il est connecté au connecteur J2 du module individuel pour la mesure.

⑨ Sortie

Cette section contient les bornes de sortie des zones de module individuelles. Lorsqu'un module est sélectionné en appuyant sur le bouton select, la LED de la zone concernée être activée. Cela signifie que l'utilisateur doit connecter la sortie indiquée à l'entrée d'un oscilloscope.

⑩ Cet espace est utilisé pour placer le module d'expérimentation

III.3.2.KL-75001(Mesure d'électrocardiogramme (ECG))**III.3.2.1 Objectif**

Le module aide à découvrir l'électricité générée pendant le cycle de pompage cardiaque. La forme d'onde liée au potentiel variant périodiquement est appelé électrocardiogramme (ECG)**Figure (III.7).**

Le module comprend Conception de réseau Wilson et conception de circuits d'isolation concepts. Il peut être utilisé pour mesurer six différents signaux ECG.

III.3.2.2 Spécification

1. Entrées de fil de membre
2. Électrode de membre
3. Six branche de derivations : Lead I, Lead II, Lead III ,aVR, aVL, aVF
4. Circuit d'isolement
5. Gain : 100 ~ 5000
6. Filtre passe-bande: 0,1 ~ 100 Hz
7. Une sortie du Signal ECG

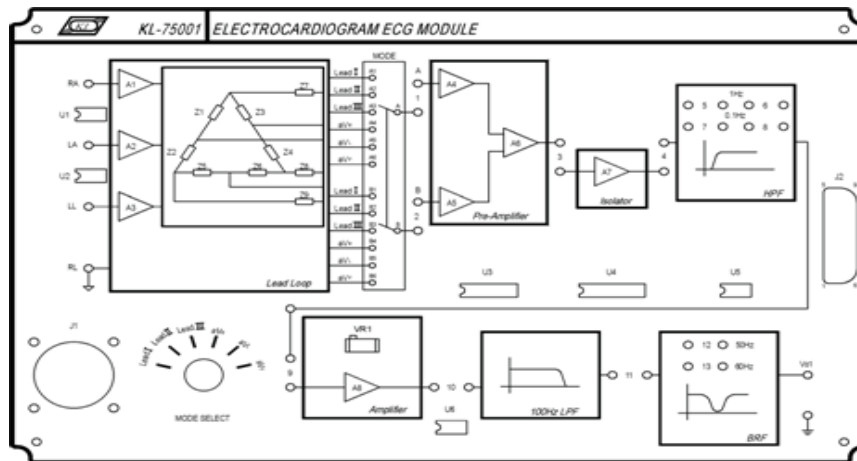


Fig.III.7.Unité de KL-75001

III.3.3.Oscilloscope à mémoire numérique

III.3.3.1 Définition

Un oscilloscope à mémoire numérique est un oscilloscope qui stocke et analyse le signal d'entrée numériquement au lieu d'utiliser des technologies analogiques .**Figure (III 8)**. C'est maintenant le type d'oscilloscope le plus utilisé en raison des fonctions avancées d'actionneur, de stockage, d'affichage et de mesure qu'il fournit habituellement

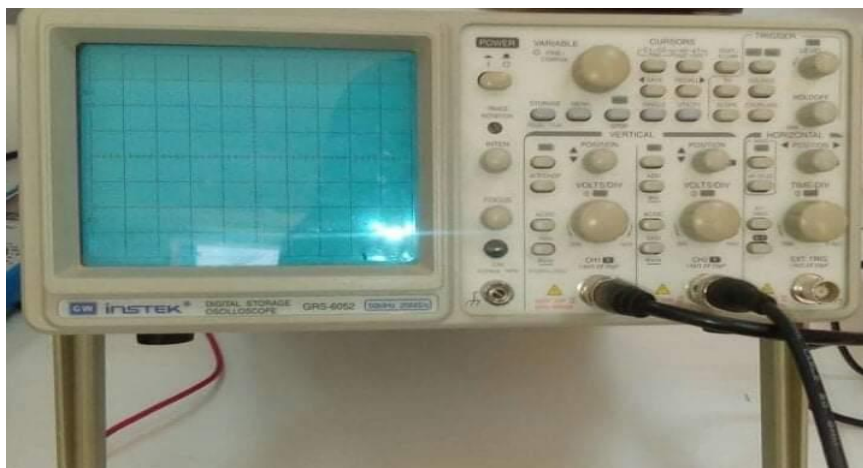


Fig. III.8.Oscilloscope

III.3.3.2 Modes de fonctionnement

L'oscilloscope à mémoire numérique fonctionne selon trois modes de fonctionnement : le mode roll, le mode store et le mode hold ou Save.

- Mode Roll : En mode Roll, des signaux variant très rapidement sont affichés sur l'écran d'affichage.
- Mode de stockage : en mode de stockage, les signaux sont stockés en mémoire.
- Mode de maintien ou de sauvegarde : en mode de maintien ou de sauvegarde, une partie du signal sera maintenue pendant un certain temps, puis elle sera stockée en mémoire.

Voici les trois modes de fonctionnement de l'oscilloscope à mémoire numérique

III.3.3.3 Avantages

- Il peut afficher la tension et le courant (et d'autres signaux) sur une période de temps.
- Capturer et enregistrer des événements électroniques survenus alors que personne ne les regardait ou qui étaient impossibles à identifier d'une autre manière
- L'utilisation de transformateurs de puissance peut transformer l'oscilloscope à mémoire numérique en un outil de diagnostic très puissant

III.3.4 Câble DB-9

III.3.4.1 Définition

C'est une fiche analogique à 9 broches **Figure (III.9)** de la famille de fiches et de prises de connecteurs miniatures D-sub (D-sub) pour ordinateurs et appareils de communication le nom de ce connecteur vient de sa forme trapézoïdale qui ressemble à la lettre «D»



Fig.III.9. Câble DB-9

III.3.4.2 Certaines utilisations et caractéristiques de DB-9

- Certaines utilisations et caractéristiques du connecteur DB-9 sont:
- Communication série
- Cartes réseau Token Ring

- Interfaces vidéo IBM
- Transfert de données asynchrone (standardisé comme RS-232C)
- Ce terme était à l'origine connu sous le nom DE-9.

III.3.4.3 Méthode de liaison

La liaison est montrée par la **Figure (III.10)**.

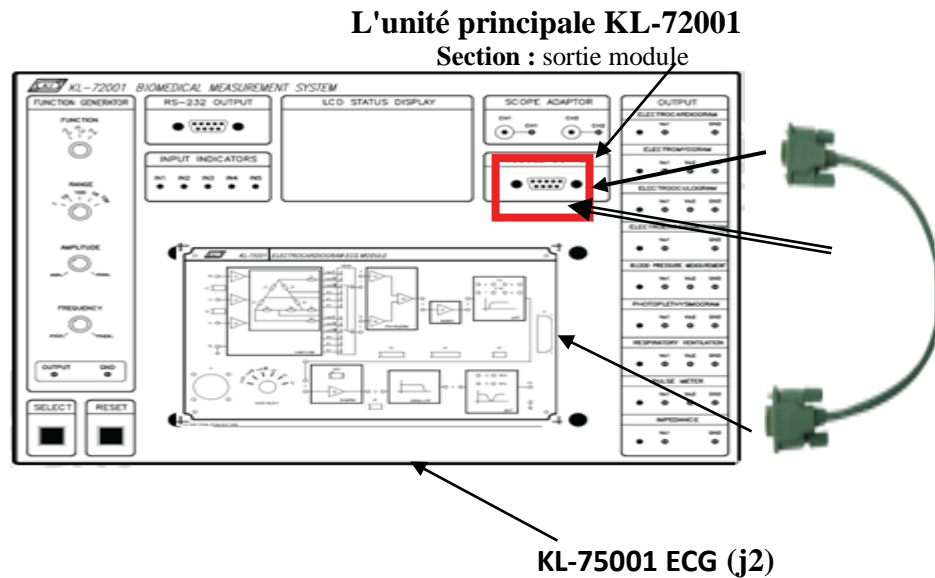


Fig.III.10.Unité Principale

III.3.5 Connecteur BNC

III.3.5.1 Définition

Le connecteur BNC (baïonnette Neal - connecteur concelman) est un conducteur électrique utilisé dans la terminaison des câbles coaxiaux, notamment dans le domaine des radiofréquences **Figure (III.11)**. Simple d'utilisation et rapide à installer, il s'agit d'un connecteur tubulaire portant, sur la partie femelle, de petites broches à baïonnette opposées qui s'emboîtent dans les encoches du connecteur mâle. La fixation est assurée en faisant un quart de tour de la bague qui entoure le connecteur



Fig. III.11. Connecteur BNC

III.3.5.2 Méthode de liaison

La liaison du câble BNC entre le module ECG et l'oscilloscope est donnée par la **Figure (III.12)**.

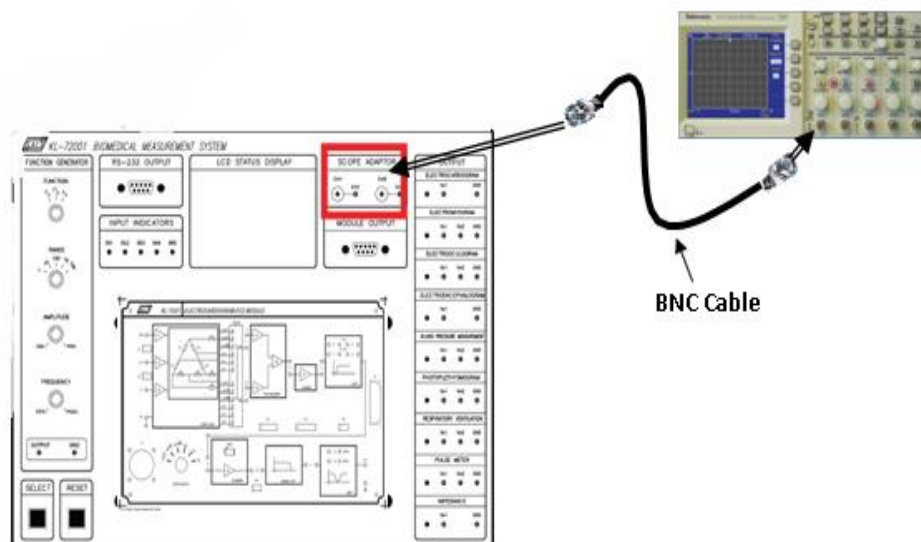


Fig. III.12. Méthode de liaison du connecteur BNC

III.3.5.3 Types de connecteurs BNC

Il existe un certain nombre d'autres connecteurs de variante BNC qui utilisent une connexion de type baïonnette. Ils respectent tous la norme militaire américaine MIL-PRF-39012 pour les connecteurs, coaxiaux, radiofréquences et spécifications générales

❖ Twin BNC ou Twinax

Les connecteurs BNC jumeaux (également appelés twinax) utilisent deux points de contact indépendants, un mâle et un femelle. Cela permet la connexion d'une paire

différentielle blindée 75 ohms ou 95 ohm st elle que RG-108A. Les connecteurs BNC jumeaux ont une plage de fréquences et une tension inférieures, atteignant généralement 100 MHz et 100 volts. Ce qui manque en termes de capacités de fréquence et de tension, ils compensent la polarisation de la rainure de clavette pour garantir l'intégrité du système et empêcher le mélange des signaux. Cela les rend idéales pour les systèmes de réseautage informatique. Ils ne peuvent pas s'accoupler avec des connecteurs BNC ordinaires

❖ Connecteurs miniatures

Le mini BNC et le BNC haute densité (HDBNC) sont des versions plus petites des connecteurs BNC. Ils peuvent conserver les caractéristiques électriques des connecteurs BNC d'origine, mais ont des empreintes plus petites et une densité d'emballage plus élevée sur les cartes de circuits imprimés et les fonds de panier d'équipement. Les connecteurs BNC miniatures ont une véritable impédance de 75 ohms, ce qui les rend adaptés aux applications vidéo HD. Ils sont également couramment utilisés dans l'électronique mais sont en cours de remplacement par des connecteurs miniatures LEMO-00 .

III.3.6 Les tampons de préparation d'alcool(Alcoholprep pads)

III.3.6.1 Définition

Les tampons de préparation d'alcool sont des tissus jetables imbibés d'une solution d'alcool isopropylique à 70%. Ces pansements sont principalement utilisés comme désinfectant cutané.

III.3.6.2 Dimensions

Chaque tampon d'alcool mesure environ 2 x 1 pouce de surface. Un paquet de 2 x2. Pourquoi devriez-vous utiliser des tampons de préparation d'alcool. Ils sont utilisés pour aider à prévenir les infections, désinfecter la peau et désinfecter les petites coupures, éraflures et plaies.

III.3.7 Câble des électrodes à 5 conducteurs

III.3.7.1 Définition

Les électrodes sont les véritables plaquettes conductrices fixées à la surface du corps **Figure (III.13)**. N'importe quelle paire d'électrodes peut mesurer la différence de potentiel électrique entre les deux emplacements de fixation correspondants. Une telle paire forme une avance.

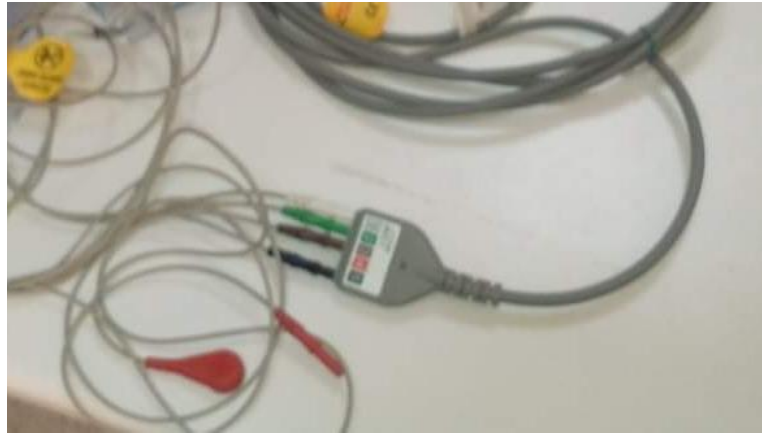


Fig.III.13.Câble des électrodes à 5 conducteurs KL-79101

III.3.8 Câbles de connexion

III.3.8.1 Définition

La connexion des fils permet à un courant électrique de voyager d'un point à un autre d'un circuit, car l'électricité a besoin d'un support à travers lequel elle peut se déplacer. La plupart des fils de connexion sont en cuivre ou en aluminium **Figure (III.14)**.



Fig.III.14.Câbles de connexion

III.3.8.2 Liaison des câbles de connexion

La liaison peut se faire de la manière indiquée par la photo de la **Figure (III.15)**

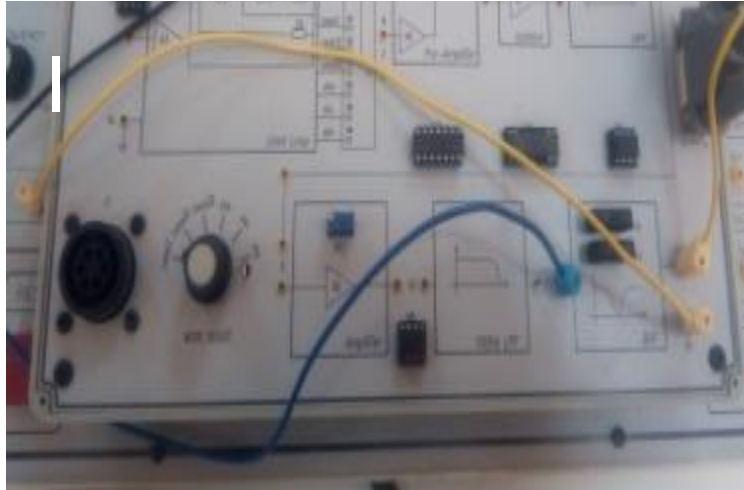


Fig. III.15.Méthode de liaison des câbles de connexion

III.3.9Fiches de connexion (jumpers) 10 mm

III.3.9.1 Définition

Les Bridge Plugs **Figure (III.16)** sont des outils de fond de trou composés de barbotines, de mandrins et d'un élément d'étanchéité en élastomère. Il est coulé dans un trou et serti dans un tubage pour isoler une zone inférieure d'une zone supérieure. Il peut être installé pour sceller définitivement un puits ou installé temporairement pour effectuer des travaux sur le puits.



Fig.III.16.Fiches de connexion (jumper)10 mm

III.3.9.2 Fiches de connexion (jumper) 10 mm

Les liaisons par des jumper est souhaitable pour éviter d'utiliser des cables deconnexion

Figure (III.17).

Fiche de connexion (jumper 10 mm)

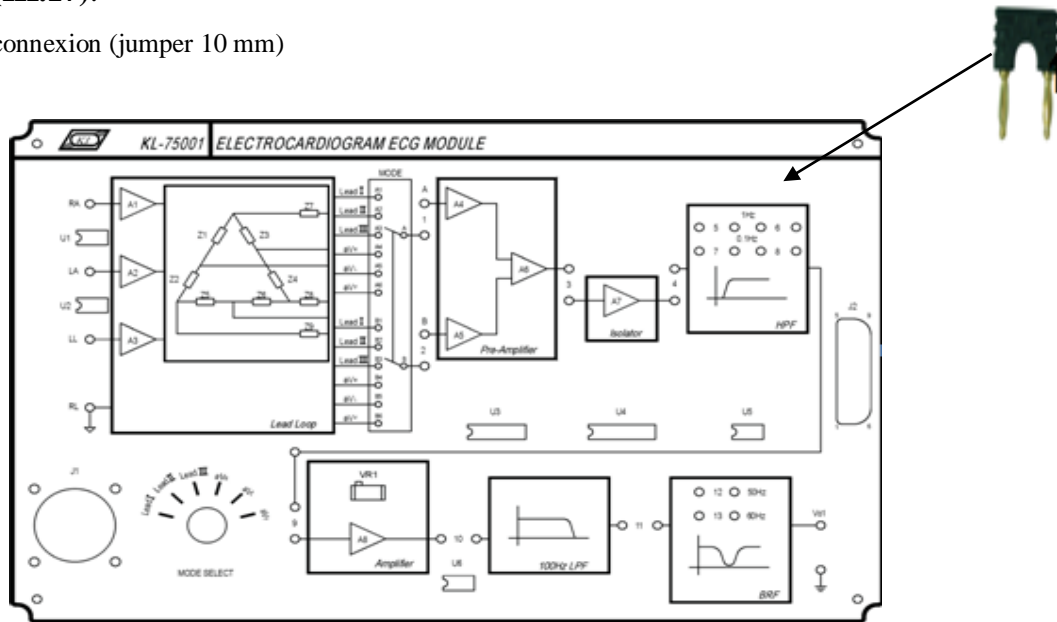


Fig. III.17.Fiche de connexion (jumper10 mm)

III.3.10 câble RS-232

III.3.10.1 Définition

RS-232 (parfois appelée EIA RS-232, EIA 232 ou TIA 232) est une norme standardisant une voie de communication de type série. Disponible sur presque tous les PC depuis 1981 jusqu'au milieu des années 2000, il est communément appelé le (port série)**Figure (III.18).**



Fig.III.18.Câble RS-232

III.4. Conclusion

Les appareils ECG varient en taille, en forme et en fonction. Malgré les différences, ils utilisent tous les mêmes principes de travail. Ils surveillent la fonction cardiaque du patient et aident à détecter et diagnostiquer les anomalies. Dans ce chapitre, nous avons décrit les différents blocs fonctionnels que nous avons utilisé dans la partie pratique. La liaison entre eux est explicité afin de récupérer un signal ECG normal à la sortie. Les différentes mesures appliquer sur les différents étages font partie du prochain chapitre. Les résultats et les performances de filtrage des signaux acquis pratiquement de différents patients seront traité également dans le prochain chapitre.

Chapitre IV

Résultat et

Discussion

IV .1 Introduction

L'électrocardiographie est un procédé rapide, qui consiste à enregistrer soit sur un papier soit sous forme de données les impulsions électriques générées par le cœur (électrocardiogramme), Ce signal est constitué par un ensemble d'ondes P, R, Q, S, T. Leurs durées, ainsi que des différents intervalles comme par exemple l'intervalle P-R, et Q-T sont d'un intérêt particulier pour le diagnostic des anomalies.

Cependant le signal ECG obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé par différentes sources de bruits. Ce point représente l'un des grands problèmes qu'on peut rencontrer dans le domaine du traitement des signaux biomédicaux, et c'est dans ce contexte que notre contribution va intervenir dans le but de minimiser l'influence de ces bruits sur les signaux ECG.

D'abord, nous allons faire des mesures séparées sur tous les blocs qui constituent le système d'acquisition du signal ECG réel pour s'assurer de son bon fonctionnement. Des tests réels sur trois patient vont être effectué. L'application d'un nouveau filtre numérique Savitzky- Golay sur le signal ECG réel bruité est prévu.

En fin, nous utilisons un critère de performance très appliqué dans ce domaine. Le SNR (rapport signal sur bruit) est envisagé pour la vérification de l'efficacité du filtrage par l'algorithme proposé.

IV.2 Partie Pratique

A. La Mesure des caractéristiques du filtre passe haut (HPF)

1. Régler le module ECG KL-75001 sur l'unité principale KL-72001 .En suite effectuez les connexions suivantes (**Tableau VI.1**) .

Tableau VI.1. Connexion des composants.

Section	Terminal	To	Section	Terminal
Function Generator	Output	→	Scope Adaptor	CH1
Scope Adaptor	CH1(BNC)	→	CH1 input of the oscilloscope	
Scope Adaptor	CH2(BNC)	→	CH2 input of the oscilloscope	

2. Sur le module ECG KL-75001 , insérer les bouchons de pontage aux positions 5 et 6 du bloc HPF **Figure (VI.1)** , ceci régler la fréquence de coupure du HPF à 1Hz .

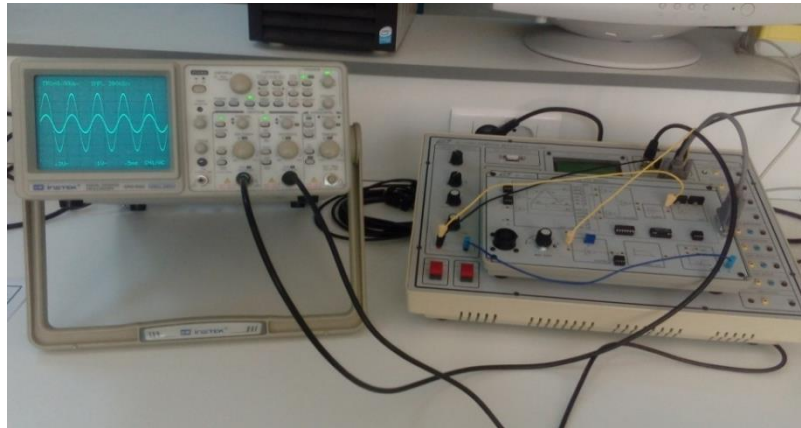


Fig.VI.1. Circuit électronique du HPF .

3. Allumer l'alimentation et l'appareil.
4. Appliquer un signal sinusoïdale de 1Khz , 1Vpp à l'entrée HPF en ajustant les boutons Fréquence et Amplitude du Function Generator. et observer le tracé CH1 sur l'écran de l'oscilloscope .
5. Observer le signal de sortie HPF affiché sur la trace CH2 et enregistrer l'amplitude dans le (**Tableau VI.2**).
6. Sans changer l'amplitude du signal sinusoïdal, d'entrée répéter les étapes 4 et 5 .
7. Retirer les boutons de pont des positions 5 et 6 aux positions 7 et 8 dans le bloc HPF , cela change la fréquence de coupure du HPF de 1 Hz à 0.1Hz .
8. Répéter les étapes 4 à 7 pour la fréquence coupure HPF de 0.1 Hz .
9. Couper l'alimentation et déconnecter le circuit.
10. selon les données enregistrées dans le (**Tableau VI.2**). tracer la courbe du caractéristique de HPF dans le **Figure (VI.2)** .

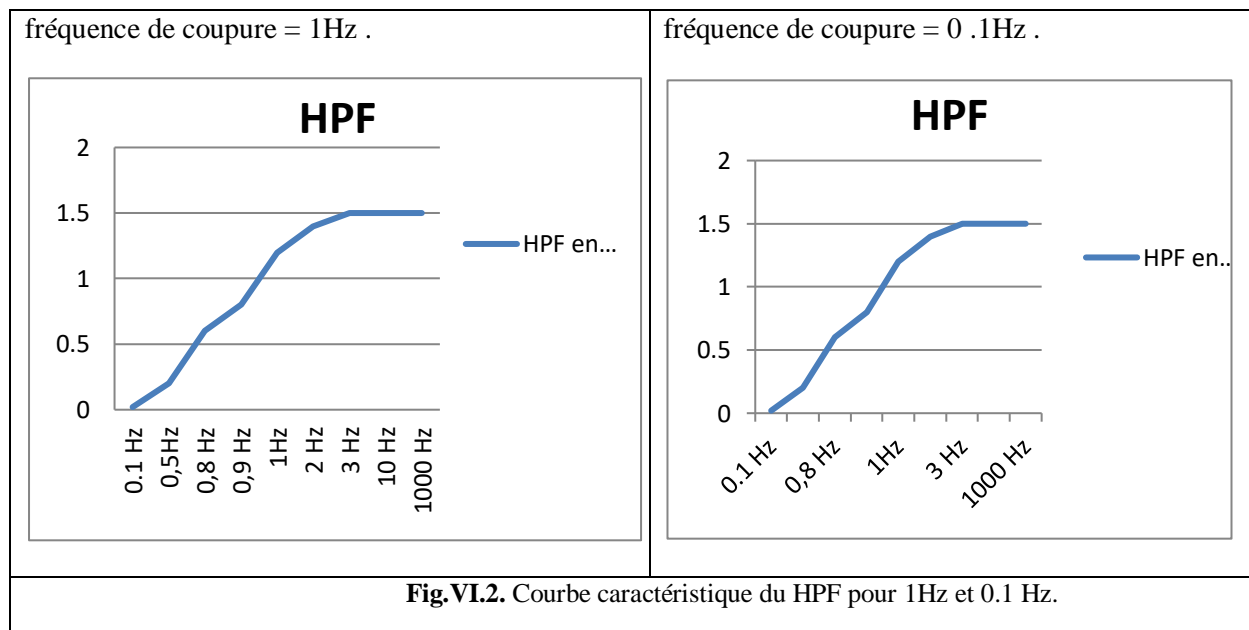
Tableau VI.2 .l'amplitude de sortie mesuré du HPF.

a)fréquence de coupure = 1Hz .

Input Freq	1KHz	10Hz	3Hz	2Hz	1Hz	0.9Hz	0.8Hz	0.5Hz	0.1Hz
HPF Output (Vpp)	1.5	1.5	1.5	1.4	1,2	0.8	0.6	0.2	0.02
HPF En dB	3 ,52	3,5	3.5	2,9	1.6	-1.9	-4.43	-13.9	-33.9

b) fréquence de coupure = 0.1 Hz

Input Freq	1KHz	10Hz	3Hz	2Hz	1Hz	0.9Hz	0.8Hz	0.1Hz	0.1Hz
HPF Output (Vpp)	1.65	1.7	1.64	1.4	1.2	0.65	0.1	0.09	0.04
HPF en dB	4.3	4.4	4.20	2.9	1.58	-3.74	-20	-21	-27



➤ **Discutions et Analyse des résultats**

On observe en analysant les valeurs mesurées et les courbes obtenues que le filtre laisse passer les hautes fréquences au fur et à mesure que la fréquence augmente le gain devient stable .Le filtre élimine les basses fréquences qui sont inférieures à la fréquence de coupure

qui est de 1Hz. De la même manière pour la deuxième fréquence de coupure qui est égale à 0.1Hz.

B. La Mesure des caractéristiques de l’amplificateur .

1. Régler le module ECG KL-75001 sur l’unité principale KL-72001. En suite ,effectuer les connexions suivantes (**Tableau VI.3**).

Tableau VI.3 .Connexion des composants.

Section	Terminal	To	Section	Terminal
Function Generator	Output	→	Scope Adaptor	CH1
Scope Adaptor	CH1(BNC)	→	CH1 input of the oscilloscope	
Scope Adaptor	CH2(BNC)	→	CH2 input of the oscilloscope	

KL-72001 Main Unit			KL-75001 ECG Module	
Section	Terminal	To	Block	Terminal
Module Output	9-Pin	→	-	J2
Function Generator	OUTPUT	→	Amplifier	Input
Function Generator	GND	→	-	Ground (in the bottom right corner)
Scope Adaptor	CH2	→	Amplifier	Output

2. Allumer l’alimentation et l’appareil
3. Appliquer un signal sinusoïdal de 100Hz, 1000mVpp à l’entrée de l’amplificateur en ajustant les bouchons Fréquence et l’amplitude du Function Generator et observez le tracé CH1 sur l’écran de l’oscilloscope **Figure (VI.3)** .

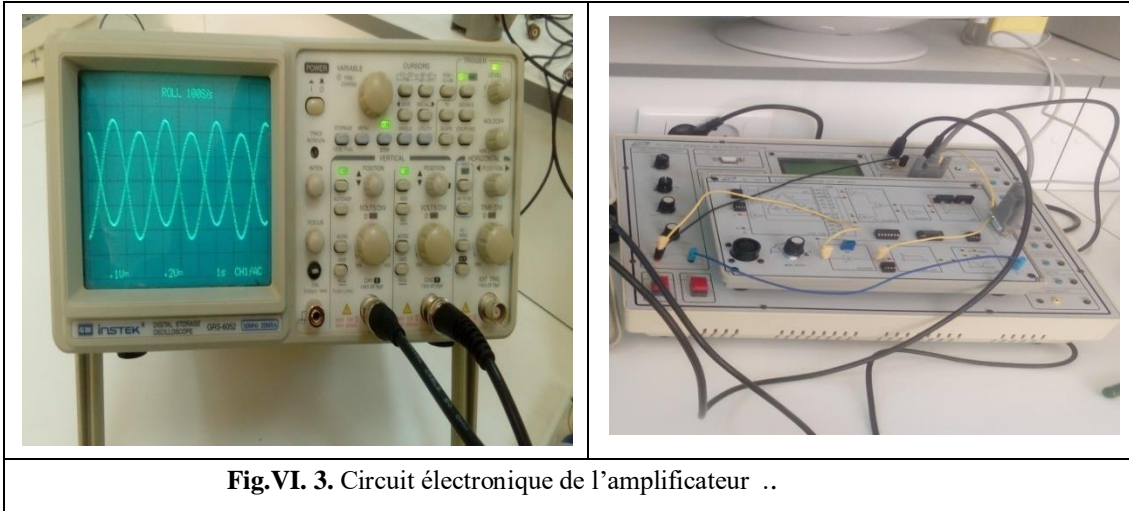


Fig.VI. 3. Circuit électronique de l’amplificateur ..

4. Tourner le potentiomètre VR1 en position minimum dans le sens antihoraire (avec un déclic à la fin), enregistrer l’amplitude du signal de sortie de l’amplificateur affiché sur la trace CH2 de l’oscilloscope.
5. Tourner le potentiomètre VR1 dans le sens des aiguilles d’une montre pour obtenir un signal de sortie maximal non déformé. Enregistrer la tension de sortie crête à crête. Les résultats obtenus sont donné dans le tableau (**Tableau VI.4**).

Tableau VI.4. Amplitude de sortie mesurée de l’amplificateur .

VR1 Position	Amplifier Output Voltage (Vpp)
Minimum counterclockwise	$2 * 0.05 = 0.1$
Maximum undistorted output	$3.65 * 5 = 18.25$

1. Discussions et analyse des résultats

On à régler le potentiomètre au début dans le sens antihoraire jusqu’à sa position minimale en entendant le déclic et on a trouvé une valeur minimale de 0.1 Vpp. Par contre l’amplification peut aller jusqu’à 18.28 Vpp sans distorsion du signal. Cela signifie que l’étage d’amplification fonctionne correctement.

6. Couper l’alimentation et déconnecter le circuit.

C . La Mesure des caractéristiques du filtre passe –bas (LPF)

1. Régler le module ECG KL-75001 sur l’unité principale KL-72001.En suite effectuer les connexions suivantes (**Tableau VI.5**).

Tableau VI.5 . Connexion des composants.

Section	Terminal	To	Section	Terminal
Function Generator	Output	→	Scope Adaptor	CH1
Scope Adaptor	CH1(BNC)	→	CH1 input of the oscilloscope	
Scope Adaptor	CH2(BNC)	→	CH2 input of the oscilloscope	

KL-72001 Main Unit			KL-75001 ECG Module	
Section	Terminal	To	Block	Terminal
Module Output	9-Pin	→	-	J2
Function Generator	OUTPUT	→	100 Hz LPF	Input
Function Generator	GND	→	-	Ground (in the bottom right corner)
Scope Adaptor	CH2	→	100 Hz LPF	Output

2. Allumer l'alimentation et l'appareil .
3. Appliquer un signal sinusoïdale 1Hz ,1 Vpp à l'entrée en ajustant les boutons Fréquence et l'amplitude Function du Function Generator et observer le trace CH1 sur l'écran de l'oscilloscope .

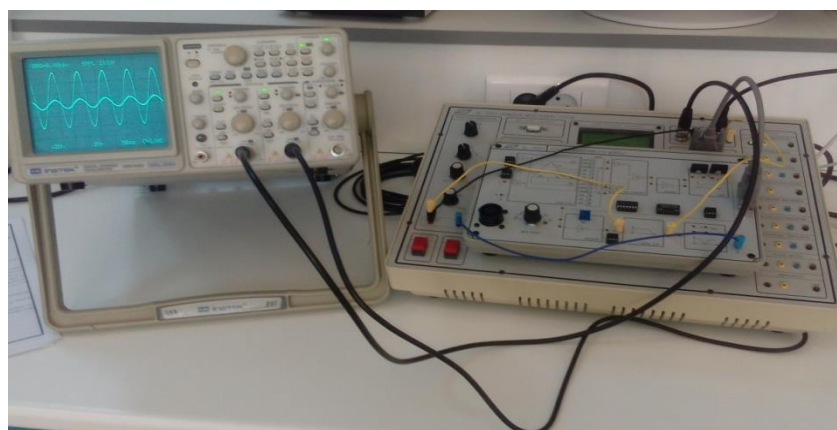


Fig.VI. 4. Circuit électronique du LPF .

4. Observer le signal de sortie LPF affiché sur la trace CH2 et noter l'amplitude dans le (Tableau VI.6).

5. Sans changer l'amplitude du signal sinusoïdale d'entrée , répéter les étapes 3 et 4 pour les différentes valeurs de fréquence répertoriées dans le (**Tableau VI.6**).

Tableau VI.6 .Amplitude de sortie mesurée du LPF .

Input Freq	1Hz	10Hz	50Hz	80Hz	100Hz	120Hz	150Hz	250Hz	500Hz
LPF Output (Vpp)	1.52	1.5	1.4	1.25	1.1	0.9	0.64	0.27	0.06
LPF En dB	3.5	3.52	3.52	2.94	2.67	0.9	-3.4	-11.37	-24.43

6. Selon les données enregistrées dans le (**Tableau VI.6**).on a tracé la courbe caractéristique du filtre passe-bas dans le **Figure (VI.5)**.

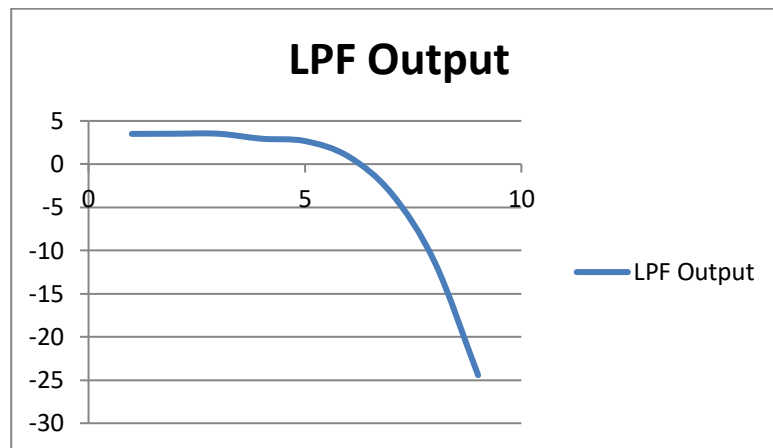


Fig.VI. 5.la courbe de caractéristique du LPF .

2. Discussions et analyse des résultats

Selon les mesures effectuées on remarque que le filtre élimine les hautes fréquences.

On constate qu'à partir de la fréquence de coupure 1 Hz que le gain diminue progressivement. Par conséquent le filtre fonctionne convenablement..Couper l'alimentation et déconnecter le circuit.

D. La Mesure des caractéristiques du filtre de coup bande (BRF)

1. Régler le module ECG KL-75001 sur l'unité principale KL-72001.en suite effectuer les connexions suivantes (**Tableau VI.7**).

Tableau VI.7 Connexion des composants.

Section	Terminal	To	Section	Terminal
Function Generator	Output	→	Scope Adaptor	CH1
Scope Adaptor	CH1(BNC)	→	CH1 input of the oscilloscope	
Scope Adaptor	CH2(BNC)	→	CH2 input of the oscilloscope	

KL-72001 Main Unit			KL-75001 ECG Module	
Section	Terminal	To	Block	Terminal
Module Output	9-Pin	→	-	J2
Function Generator	OUTPUT	→	BRF	Input
Function Generator	GND	→	-	Ground (in the bottom right corner)
Scope Adaptor	CH2	→	BRF	Output (Vo1)

2. Insérer les bouchons de pontage en position 12 ou 13 pour régler la fréquence central du BRF sur 50 ou 60 Hz (selon la fréquence ligne locale).
3. Allumer l'alimentation et l'appareil .
4. Appliquer un signal sinusoïdal de 5Hz, 1 Vpp à l'entrée BRF en ajustant la fréquence et l'amplitude du Function Generator puis observer le trace CH1 à partir de l'écran de L'oscilloscope **Figure (IV.6)**.

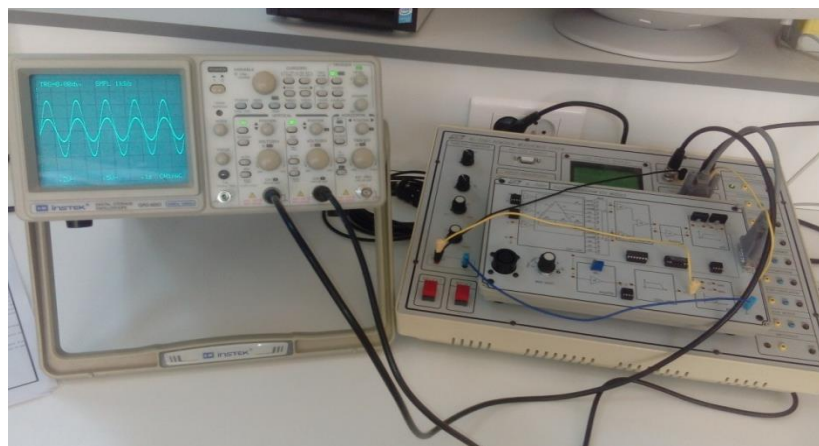


Fig.VI. 6.Circuit électronique du BRF .

5. Observer le signal de sortie BRF affiché sur la trace CH2 et enregistrer l'amplitude dans le (**Tableau 1.7**).

6. Sans changer l'amplitude du signal sinusoïdale d'entrée ,répéter les étapes 4 et 5 pour la différentes valeurs de la fréquence répertoriées dans le (**Tableau VI.8**).

Tableau VI.8 : Amplitude de sortie mesurée du BRF .

Input Freq	5Hz	10Hz	20Hz	30Hz	50 or60Hz	100H z	200Hz	500Hz	1kHz
BRF Output (Vpp)	2.4	2.4	1.9	1.35	0.16	1.5	2.4	2.4	2.4
BRF En dB	7.6	7.6	5.5	2.6	-15.9	3.5	7.9	7.6	7.6

7. Selon les données enregistrées dans le (**Tableau IV.8**) , le tracé de la courbe caractéristique du filtre coupe bande est donnée par la **Figure (VI.7)** .

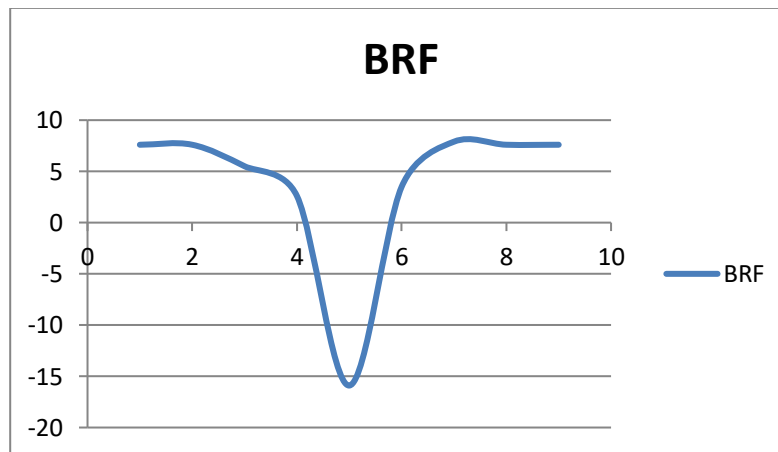


Fig.VI. 7.la courbe de caractéristique du BRF.

1. Discussions et analyse des résultats

En analysant la courbe des mesures effectuées on remarque clairement qu'une bande est rejetée de notre signal qui ramène à dire que le bloc fonctionne correctement.

E. La Mesure ECG à l'aide du simulateur ECG .

1. Régler le module ECG KL-75001 sur l'unité principale KL-72001.en suite effectuer les connexions suivantes (**Tableau VI.9**).

Tableau VI.9 Connexion des composants.

Section	Terminal	To	Section	Terminal
Scope Adaptor	CH1	→	OUTPUT	Vo1
Scope Adaptor	CH1(BNC)	→	CH2 input of the oscilloscope	

KL-72001 Main Unit		KL-75001 ECG Module		
Section	Area	Terminal	To	Terminal
MODULE OUTPUT	-	9-Pin	→	J2

2. Sur le module ECG KL-75001 , insérer les bouchons de pontage dans les positions 1,2,3,4,5 et 6 (Fréquences de coupure HPF= 1Hz) 9,10, 11 et 12 ou 13 (Fréquence central BRP 50 ou 60 Hz en fonction de la fréquence de ligne locale).
3. Connecter les sorties du simulateur ECG coté conducteur du câble d'électrode à 5 conducteur KL-79101 comme suit :RA → 1,LA → 2 , LL→3 and RL → 5. Connecter le coté moule de KL-79101.Câble d'électrode à 5 conducteurs vers le connecteur J1 du module ECG KL-79101 . choisir une sortie de 60 beats par minute .Ensuite ECG simulateur produit des signaux ECG standard .

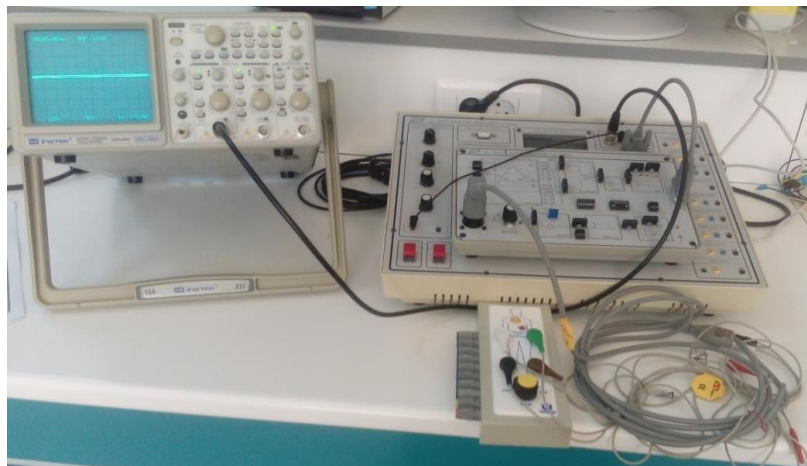


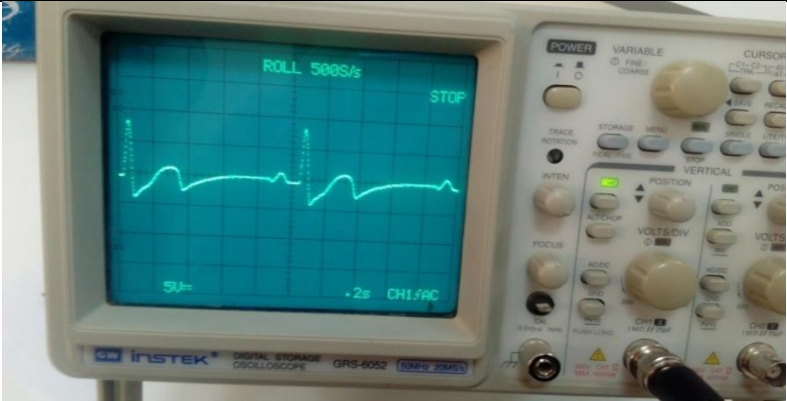
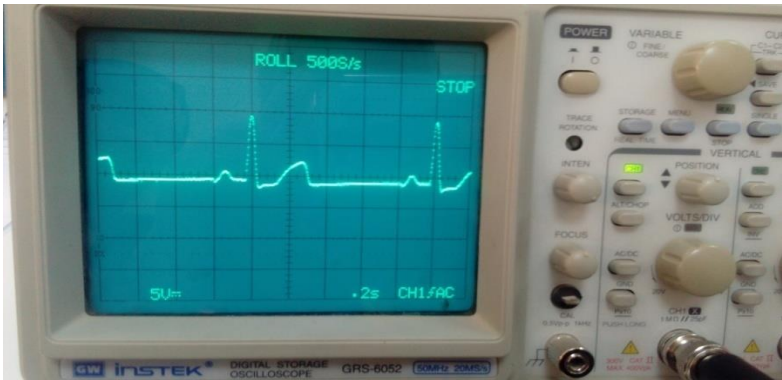
Fig.VI. 8.Circuit électronique du simulateur ECG .

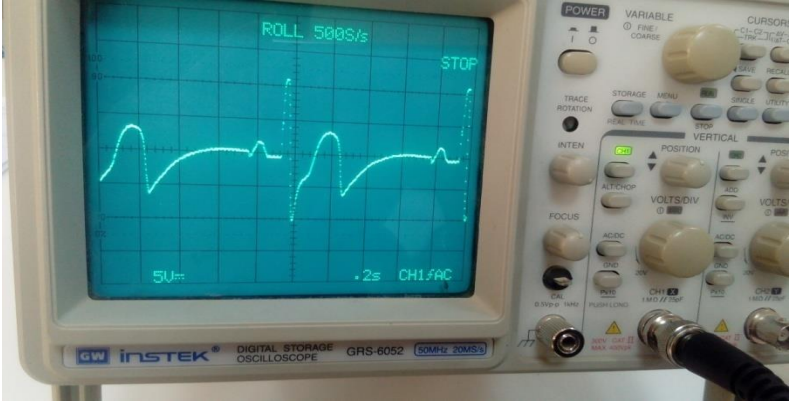
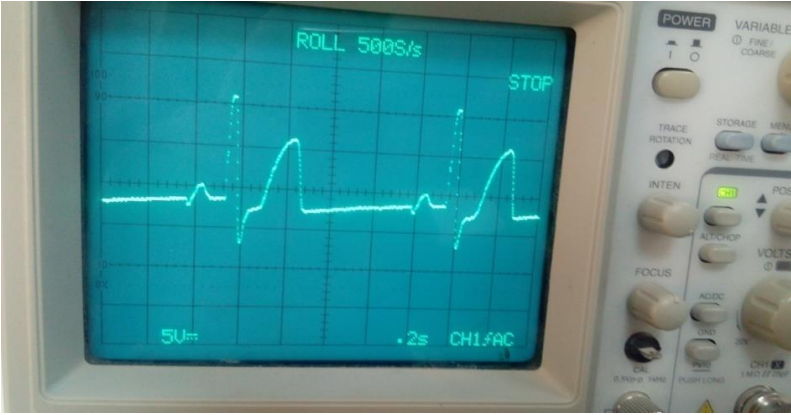
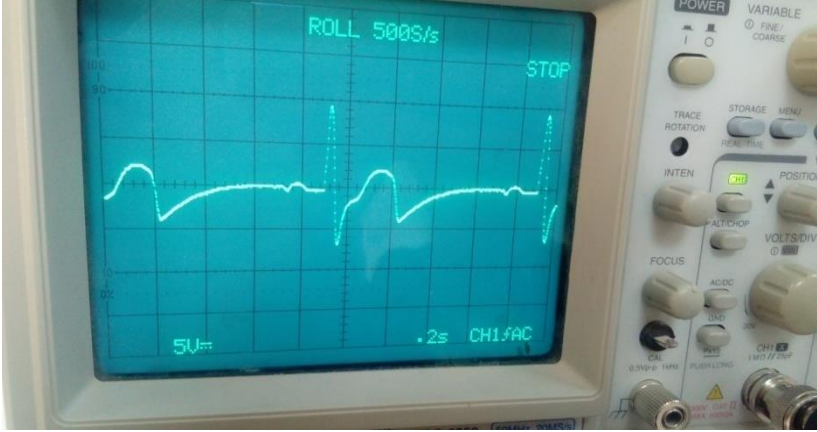
4. Allumer l'alimentation et l'appareil , sélectionner l'élément Module :KL-75001 (ECG) sur l'écran LCD en appuyant sur le bouton SELECT de l'Unité principale KL-72001.

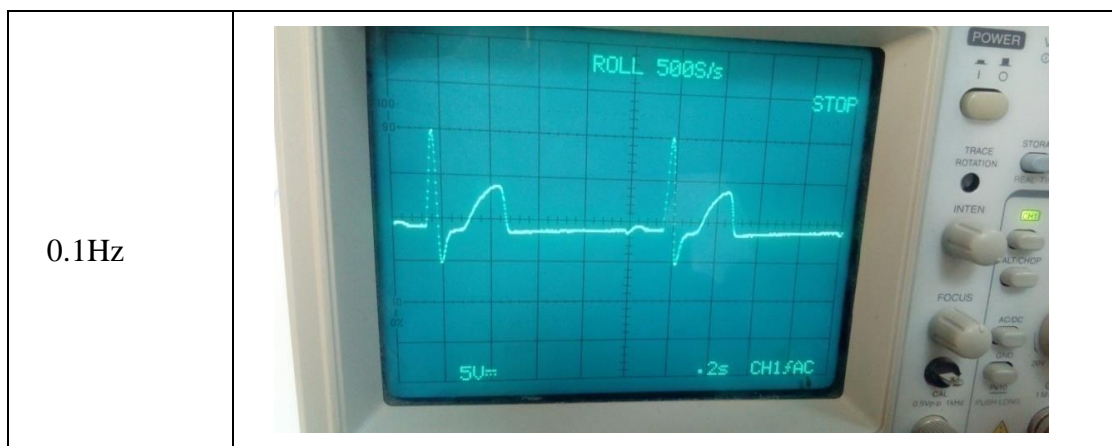
5. Régler le commutateur Mode SELECT sur la position lead I enregistrer la forme d'onde Vo1 affichée sur la trace CH1 dans le (Tableau VI.10).
6. Assurer vous que l'amplificateur VR1 a été réglé pour une amplitude de sortie maximale sans distorsion (Reporter vous à la procédure B).
7. Répéter l'étapes 5 pour les signaux lead II , lead III ,aV_R , AV_L , AV_F en commutant Mode SELECT sur la position correspondante et en enregistrant la forme d'onde dans le (Tableau VI.10).
8. Retirer les bouchons de pontage des positions 5 et 6 aux positions 7 et 8 . cela change la fréquence de coupure du HPF de 1Hz à 0.1Hz.
9. Répéter les étapes 5 à 6.
10. Couper l'alimentation et déconnecter le circuit .

Les résultats obtenus du simulateur pour les différentes extrémités sont donnés par le tableau (IV.10).

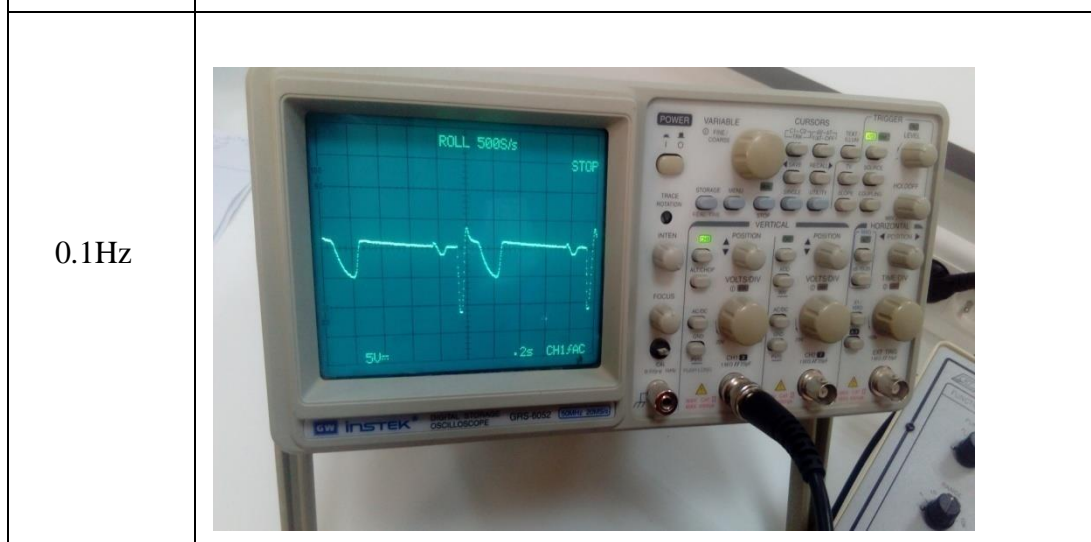
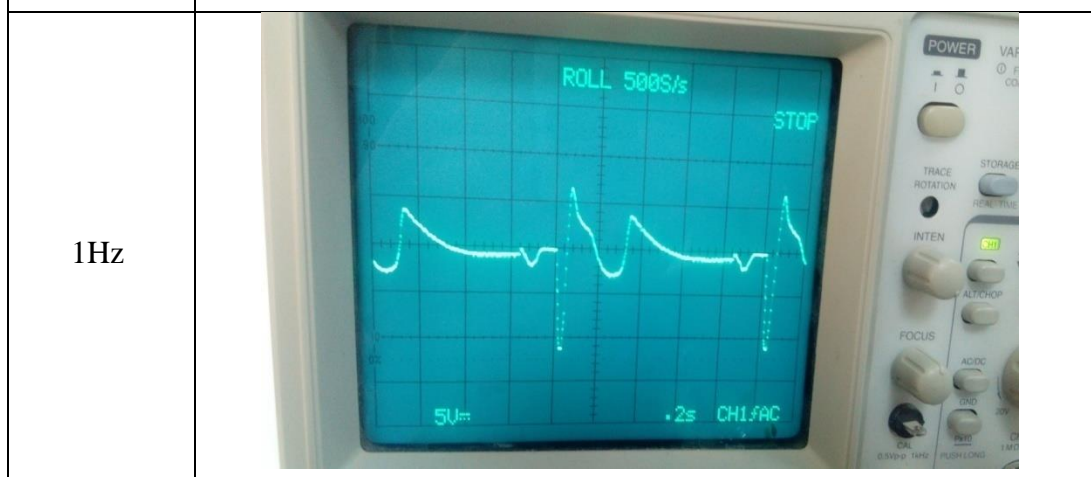
Tableau IV.10.les Signaux ECG mesurés générés par le simulateur ECG .

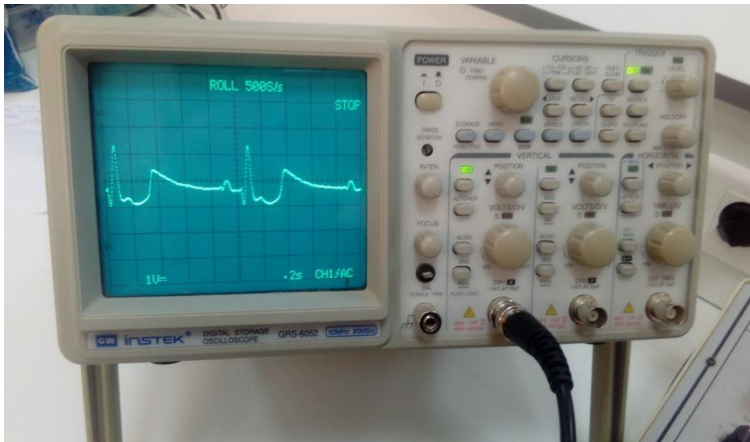
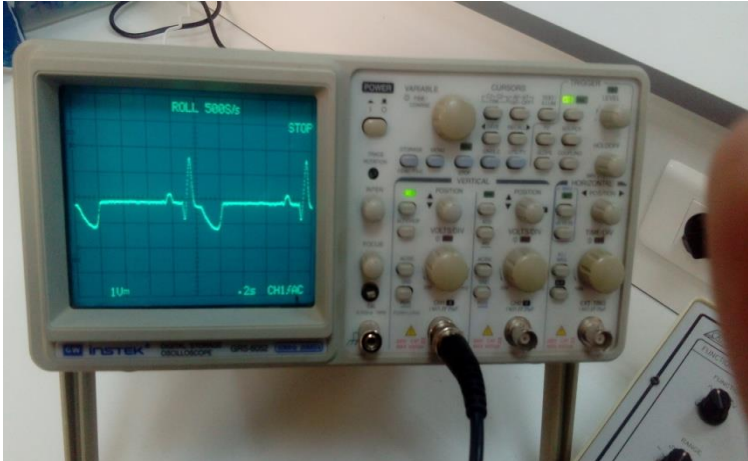
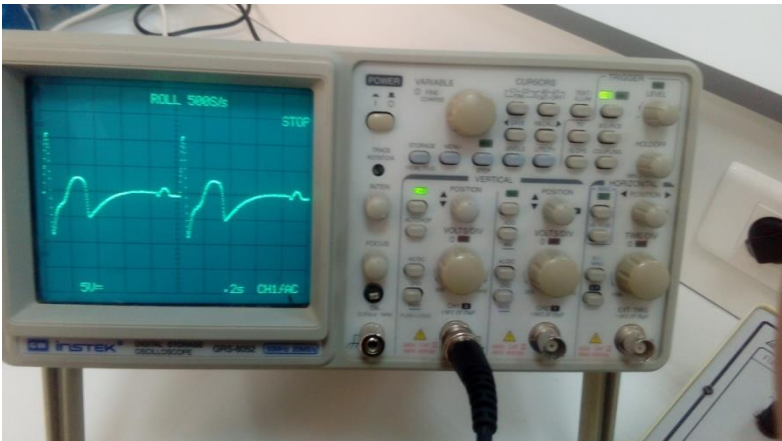
HPF Cutoff Frequency	Lead I Waveform
1Hz	
0.1Hz	

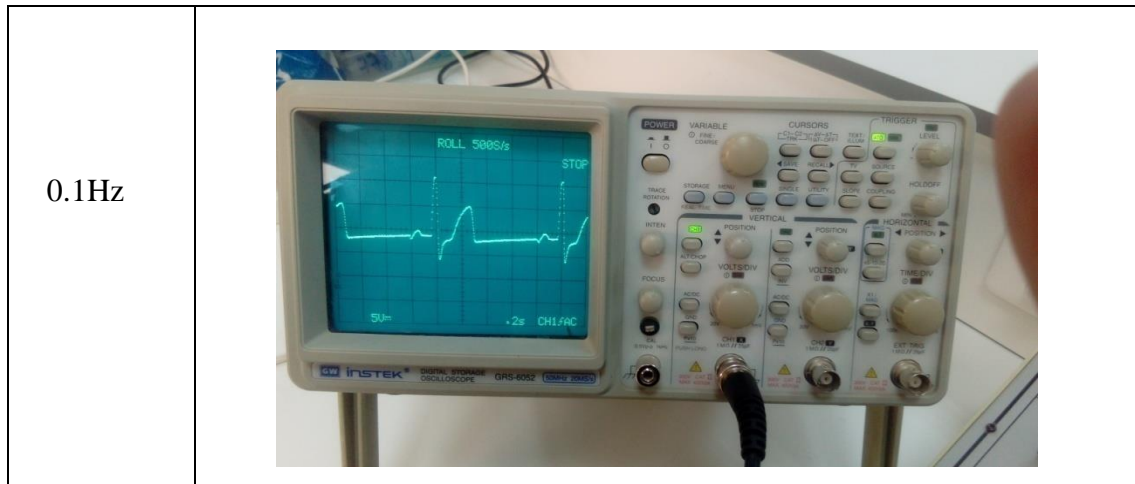
HPF Cutoff Frequency	Lead II Waveform
1Hz	
0.1Hz	
HPF Cutoff Frequency	Lead III Waveform
1Hz	



<p>HPF Cutoff Frequency</p>	<p>aV_R Waveform</p>
---------------------------------	--------------------------------



HPF Cutoff Frequency	Av _L Waveform
1Hz	
0.1Hz	
HPF Cutoff Frequency	Av _F Waveform
1Hz	



2. On remarque la différence entre les signaux du signal ECG du Simulateur qui change avec le changement de la position du commutateur.

F. La Mesure de L’ECG humain à l’aide d’un oscilloscope

1. Régler le module ECG KL-75001 sur l’unité principale KL-72001. En suite effectuer les connexions suivantes

Tableau VI.11. Connexion des composants.

Section	Terminal	To	Section	Terminal
Scope Adaptor	CH1	→	OUTPUT	Vo1
Scope Adaptor	CH1(BNC)	→	CH2 input of the oscilloscope	

KL-72001 Main Unit		KL-75001 ECG Module		
Section	Area	Terminal	To	Terminal
MODULE OUTPUT	-	9-Pin	→	J2

2. Insérer les bouchons de pontage dans les positions 1,2,3,4,5 et 6 (fréquence de coupure HPF=1Hz), 9,10, 11 et 12 ou 13 (fréquence centrale BRF Selon 50 ou 60 Hz en fonction de la fréquence de ligne locale).
3. Mouiller les pinces de plomb et placer- sur les avant bras et le bas des jambes comme illustré ci-dessous ,il est Généralement nécessaire de nettoyer les zones de serrage avec des tampons de préparation d’alcool.
4. Connecter les pinces de connexion au coté conducteur du câble d’électrode à 5 conducteurs KL-79101 Comme suite RA → 1, LA → 2 , LL → 3 , and

RL → 5. Connecter le coté Module du câble d'électrode à 5 conducteur KL-79101 au connecteur J1 du Module ECG KL-75001 .



Fig.VI. 9. Branchement des électrodes.

5. Allumer l'alimentation et l'appareil , sélectionner l'élément Module :KL-75001 (ECG) sur l'écran LCD en appuyant sur le bouton SELECT de l'Unité principale KL-72001.
6. Régler le commutateur Mode SELECT sur la position lead I .enregistrer la forme d'onde Vo1 affichée sur la trace CH1 dans le (**Tableau VI.11**).
7. Assurer vous que l'amplificateur VR1 a été réglé pour une amplitude de sortie maximale sans distorsion (Reporter –vous à la procédure B).
8. Démarrer l'ordinateur .
9. Exécuté le programme GRS 60X1, la fenêtre apparait comme montré par la **Figure (IV.10)** ci -dessous :



Fig.VI. 10.la fenêtre du programme GRS.

10. Cliquer sur le bouton source . puis le bouton com et choisé la port 1 .
11. Cliquer sur le bouton mode réal time / Storage, le système commence acquérir les données mesurées via le port GRS 60X2 et affiche la forme d'onde sur la fenêtre du programme GRS comme montré par la **Figure (IV.11)** ci-dessous :

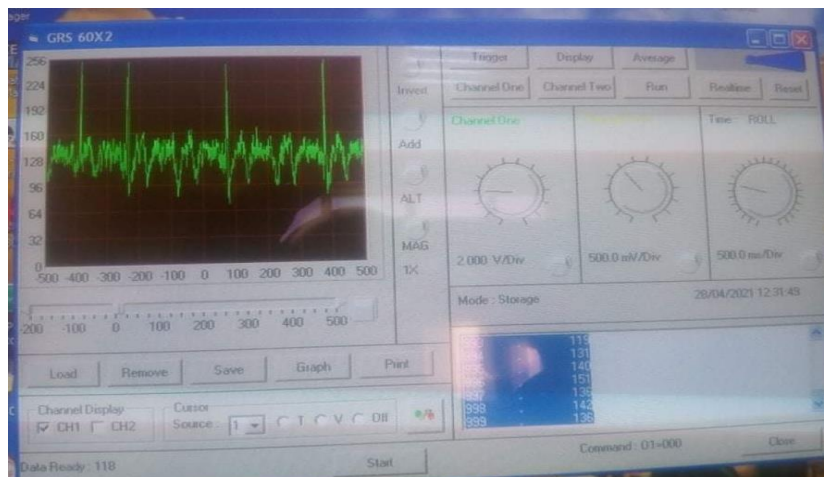
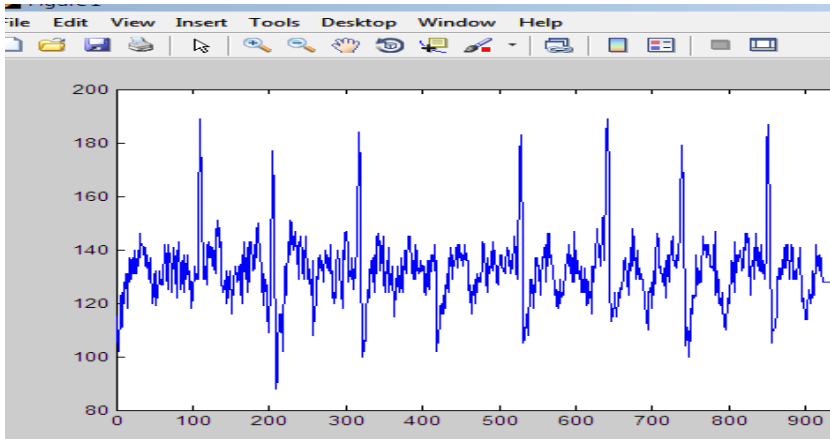
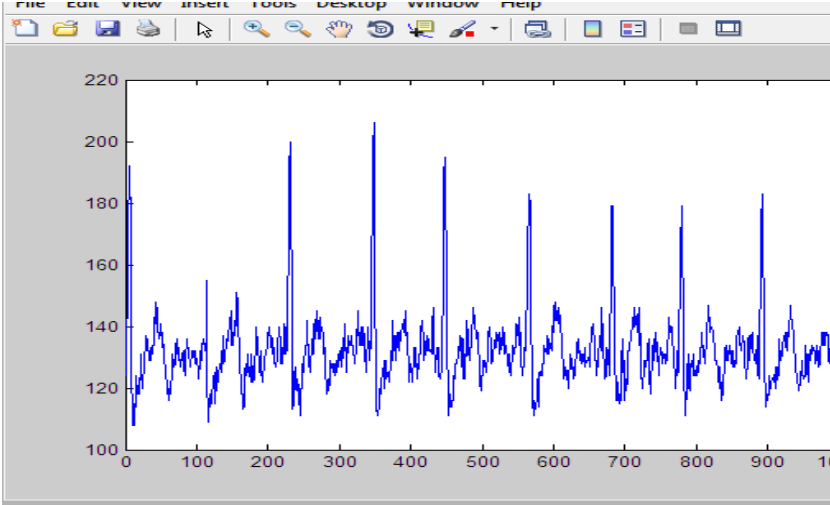


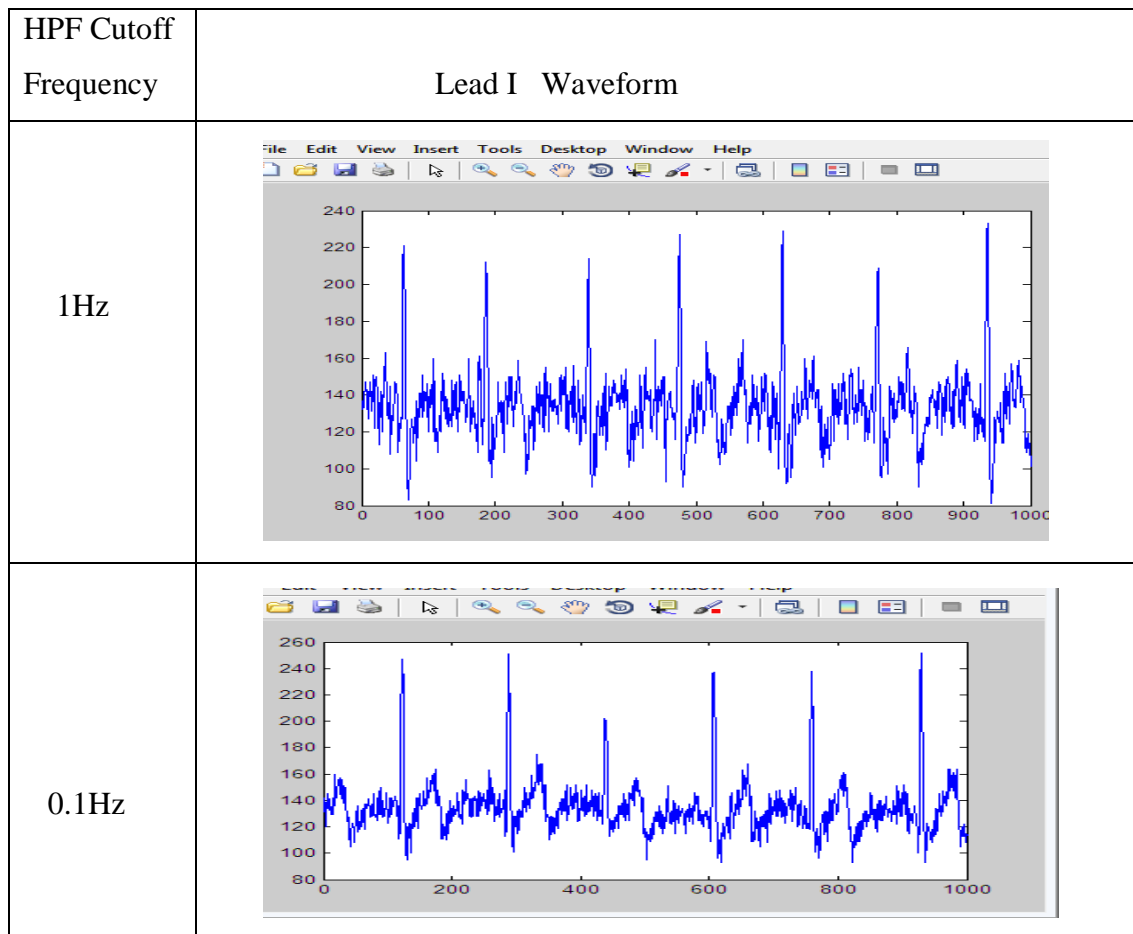
Fig.VI. 11. le signal ECG sur la fenetre du programme GRS.

12. Ajuster les Channel VOLT /DIV et TIME/DIV ,afin que le signal puisse être lu avec précision .
13. Retirer les bouchons de pontage des positions 5 et 6 aux positions 7 et 8 . cela change la fréquence de coupure du HPF de 1Hz à 0.1Hz.
14. Répéter les étapes 6 à 8.
15. Couper l'alimentation et déconnecter le circuit .

Les résultats obtenus pour les six tests et pour les trois patients sont présentés dans le Nous avons tracé les courbes ECG pour deux patients pour deux fréquences différentes **Tableau (IV.12)**.

Tableau IV.12.les signaux ECG réelle .

HPF Cutoff Frequency	Lead I Waveform
1Hz	
0.1Hz	



IV.2 Débruitage du signal ECG réel

On constate que les signaux réels sont contaminés par des différents types de bruit. Un tel problème doit être éliminer. Dans cette partie on doit appliquer à ce signal bruité **Figure (IV.12)** l'algorithme de débruitage de Savitzky-Golay. Ce dernier a des compétences plus grandes que les autres filtres. Nous avons utilisé au premier lieu le filtre numérique de Butterworth passe bas ensuite nous l'avons succédé par un deuxième filtrage de Savitzky.

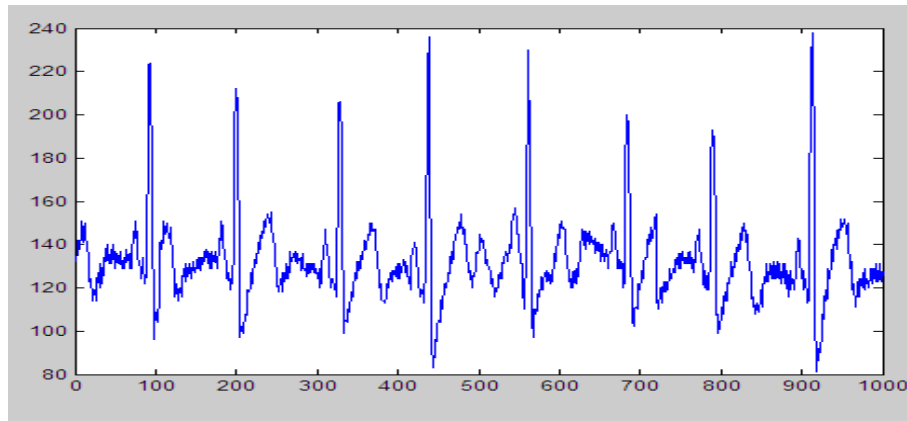


Fig.VI. 12.Le signal ECG réel bruité.

Après application des algorithmes, nous avons obtenu le signal présenté par la **Figure (IV.13)** ci-dessous :

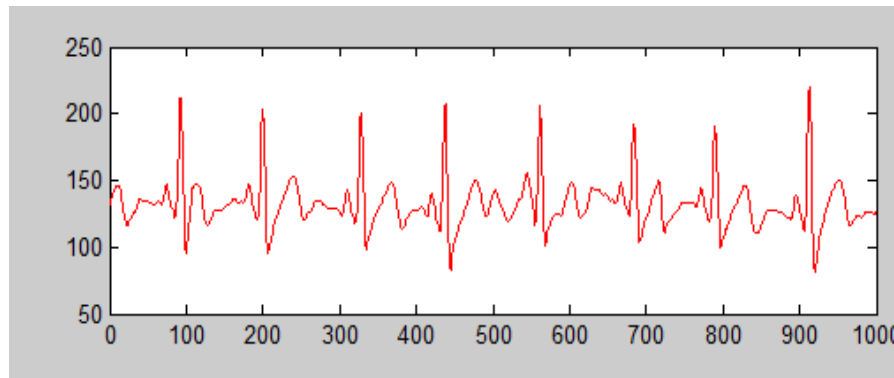


Fig.VI. 13. Signal ECG réel Filtré par l’algorithme de Savitzky-Golay

IV. 3 Critères de performance

IV.3.1. Rapport signal sur bruit

Le rapport signal sur bruit exprimé en dB et un indicateur de la qualité de la transmission d’une information, parfois dite SNR de l’anglais (signal –to –noise ratio). Si le SNR est élevé le bruit électronique est négligeable. Pratiquement nous disant que notre signal est débruité si on trouve un SNR supérieur à 20 dB.

❖ Le SNR est définie par

$$\text{SNR}_{\text{dB}} = -10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_s}{P_B} \right) \geq 20 .$$

❖ la puissance du signal est donnée par

$$P_s = \sum_{i=1}^{1000} (s)^2$$

- En utilise la logiciel Matlab pour appliqué un programme du calcule la puissance de chaque signal (bruit , origine , filtré) et le SNR du signal réelle de professeur et les étudiant **Tableau (IV.13) .**

Tableau IV.13. le SNR

Signal réelle du	SNR en dB
Première étudiant	90
Deuxième étudiant	80
Professeur	89

Discutions et analyse des résultats

- Pour dire que notre Filtrage est efficace il faut trouver aux moins que le SNR est supérieur à 20 dB. Selon les valeurs des SNR obtenue dans le tableau ci-dessus les trois SNR sont supérieur à 20 dB donc le filtrage des signaux est très efficace.

IV.4. Conclusion

Dans ce dernière chapitre, nous avons détaillé toute la chaine d'acquisition d'un signal ECG avec ces différents étages. Pour s'assurer de l'aptitude de la chaine d'acquisition nous avons procédé à utiliser un simulateur cardiaque. Ce dernier génère un signal cardiaque avec des différents battements. Les six signaux cardiaques du simulateur ont été tracé. Le signal ECG réel est également prélevé pour trois patients. Nous avons trouvé que ces derniers sont immergés dans le bruit. Ensuite, nous avons débruité ces signaux ECG réels par la mise en cascade de deux types de filtre. Nous avons effectué un filtrage Butterworth passe bas suivie d'un autre filtrage de Savitzky-Golay (lissage) pour éliminer le bruit entaché au signal utile. On s'y basé sur le SNR comme critère de performance pour la confirmation de l'habilité de la méthode utilisée. Après les calculs du SNR pour les différents signaux ECG réels, on a trouvé que les résultats sont satisfaisants.

Conclusion

Générale

Conclusion générale

L'électrocardiographie est considérée comme un examen de routine clinique dans n'importe quel diagnostic du système cardiovasculaire. L'électrocardiographie (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Cette activité électrique est liée aux variations de potentiel électrique des cellules spécialisées dans la contraction (myocytes) et des cellules spécialisées dans l'automatisme et la conduction des influx. Elle est recueillie par des électrodes à la surface de la peau. L'objectif de ce travail a été l'application d'un nouvel algorithme de débruitage consistant à la mise en cascade de deux filtres numériques. Un filtre Butterworth qui est un type de filtre linéaire, conçu pour posséder un gain aussi constant que possible dans sa bande passante cascadié par un filtre Savitzky-Golay exploité à cause de ces performances de lissage. Les performances de débruitage ont été testées par un paramètre très utilisé dans le domaine de traitement de signal le SNR. Les résultats ont montré l'efficacité de filtrage. Nous avons appliqué l'algorithme sur un signal ECG réel prélevé à partir de trois patients. Généralement ce type de signaux est immergé dans le bruit. La réalisation de ce projet a permis qu'une étude théorique du signal électrocardiogramme soit menée.

Le travail a été divisé en quatre chapitres. Dans le premier chapitre une description générale de l'anatomie du cœur et le cycle cardiaque ont été présentés. Le signal électrocardiogramme et ses caractéristiques ont été éclaircis. Le deuxième chapitre a été dédié à l'étude des différents types de filtres spécialement les filtres numériques. En fin, comme moyen démonstratif on a utilisé le logiciel Matlab pour le filtrage du signal ECG par deux types de filtres (Butterworth et Savitzky-Golay) . Le troisième chapitre décrit l'appareillage nécessaire pour faire une acquisition. Les différents blocs qui sont utilisés pour faire cette acquisition sont exposés. Les tests avec le moniteur de fréquence cardiaque sont effectués. Le quatrième chapitre est spécialement orienté aux résultats obtenus et les tests de performance.

Référence

Bibliographique

Références bibliographique

- [1] BOURZG .A & GHADBANE .F . Z .(2017). Débruitage des signaux ECG , Mémoire de Master , Université de M'sila.
- [2] Heijmans. H. J. A. M. , Composing morphological filters , Journal of Mathematical Imaging and Vision (to appear). CWI Research report BS- R9504.1995
- [3] KHOUCHE DJAZAI . M & GELEAT HAMZA .M . (2015). Étude et implémentation de filtres numériques sur MATLAB « Réalisation d'une interface graphique » et sur DSP en utilisant « TMS320C6000 DSP Platform », Université DJILALI BOUNAAMA KHEMIS MILIANA
- [7] SOBOTTA JOHANNES <<Atlas d'anatomie humaine>> édition PABST REINHARD 2000
- [8] M.A.Ouali . Modélisation, Débruitage.(2018). Extraction des caractéristiques et Classification des signaux électrocardiogrammes ECG, Thèse de doctorat , a université de Batna 2 .
- [9] AKSAS.A & BOUGUERNINE .L .(2018). Extraction du signal électrocardiogramme par filtrage adaptatif , Mémoire de Master.
- [10] DJAHOUARI .H. (2018). Analyse du signal ECG par les transformées en ondelettes.
- [11] Cours ELE102-FOD . Traitement numérique du signal .
- [12] GOMES . J.A. (1993) .Signal Averaged Electrocardiographie, Springer Science ET Business Media Dordrecht.
- [13] BOUKHOBZA.S. (2012). Débruitage du signal électrocardiogrammes (ECG) par les operateurs Morphologiques ,Thèse doctorat à l'université de Tlemcen
- [14] Messiod . M .L . (2019) .Classification des signaux ECG en utilisant les réseaux de Neurones , Université 8 Mai 1945 – Guelma.
- [15] Ghanai .M. (2013) Développement d'outils de modélisation et de filtrage pour les signaux biomédicaux , Thèse doctorat à l'université de Batna

[16] BAKHTI .H & BENTOUMI .M &HARRAG .A & ELHADDI .K .(2019).experimental validation of hybrid EMD correlation acoustic digital leaks detector in water distribution network systeme.

[17] CHAKIB .A.M .(2017) . Développement et réalisation d'un électrocardiographe ECG , Mémoire de Master , Université de M'Hamed Bougera-Boumerdes

[18] BENIDIR . M .(2002).Théorie et traitement du signal .

[19]A. Cabasson.(2008) . Estimation et analyse des intervalles cardiaques, Thèse de doctorat en sciences, Université de Nice-Sophia Antipolis.

[20] BELMAHDI .F . (2015). Application du filtre de Kalman pour le débruitage des signaux . Mémoire de Magister en Electronique , Université de MOULOUD MAMMERI, TIZI OUZOU .

[21] KHOUCHI DJAZAI . M & GELEAT HAMZA .M . (2015). Étude et implémentation de filtres numériques sur MATLAB « Réalisation d'une interface graphique » et sur DSP en utilisant « TMS320C6000 DSP Platform », Université DJILALI BOUNAAMA KHEMIS MILIANA .

[22] AHMED .A & HAMANI . Y. M . (Juin 2007).Réalisation éolisation d'un phonocardiographie à base d'un MICROCONTROLEUR PIC16F876 piloter par un PC , Mémoire de Master , Université de M'sila.

[23] Cottet F. - Traitement du signal-Dunod (2005) .

[24] BENTOUMI .M &BAKHTI .H & BENTOUMI . A .(2019) . Welch DSP Estimate and EMD applied to leak Detection in a water Distribution Pipeline . Université de M'sila .

[25] W. Bachta ,(2008). Chirurgie Cardiaque à Cœur Battant Conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif, Thèse doctorat à l'Université Louis Pasteur.

ملخص

يعد تقليل الضوضاء في إشارات تخطيط القلب خطوة مهمة جدًا في عملية تشخيص الأمراض. في هذا العمل ، اقترحنا تقنية جديدة لتقليل الضوضاء من خلال ربط اثنين من المرشحات الرقمية. المرشح الأول عبارة عن تمرير منخفض من المرتبة بسبب هذا الأداء لأنه يتمتع بكسب ثابت في نطاق المرور الخاص به المتتالي بواسطة مرشح Butterworth الخامسة من وأجريت ECG الثاني بسبب هذا الأداء السلس. للقيام بذلك ، استخدمنا نظام الحصول على إشارة Savitzky-Golay SNR الفحوصات على ثلاثة مرضى. كانت نتائج الأداء ممتعة للغاية وأظهرت فعالية هذا المرشح الجديد. أظهرت قيم أيضًا قدرة المرشح على تقليل التشويش الفعلي لإشارات مخطط كهربية القلب بتقليل الضوضاء لإشارات تخطيط القلب

الكلمات المفتاحية : ECG, المرشح , المرشح Savitzky-Golay.

Résumé

Le débruitage des signaux ECG est une étape très importante dans le processus de diagnostic des maladies. Dans ce travail, nous avons suggéré une nouvelle technique de débruitage en associant deux filtres numérique. Le premier filtre est un passe bas cinquième ordre de Butterworth à cause de ces performances car il possède un gain constant dans sa bande passante cascadié par un deuxième filtre de Savitzky-Golay à cause de ces performances de lissage. Pour se faire, nous avons utilisé un système d'acquisition du signal ECG. Les tests ont été effectués sur trois patient. Les résultats de performance étaient très intéressants et ont montré l'efficacité de ce nouvel filtre. Les valeurs du SNR ont montré aussi la capacité du filtre au débruitage des signaux ECG réels.

Mots Clés : ECG, Débruitage, Filtrage, Filtre de Savitzky-Golay .

Abstract

Denosing ECG signals is a very important step in the process of diagnosing diseases. In this work, we have suggested a new denosing technique by associating two digital filters. The first filter is a Butterworth fifth order low pass because of this performance because it has constant gain in its passband cascaded by a second Savitzky-Golay filter because of this smoothing performance. To do this, we used an ECG signal acquisition system. The tests were carried out on three patients. The performance results were very interesting and showed the effectiveness of this new filter. The SNR values also showed the filter's ability to denoise reel ECG signals.

Keywords: ECG , The signal denosing ECG , filter , filter Savitzky-Golay .