

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK BENYAHIA JIJEL

Faculté des sciences et de la technologie

Département d'Electronique

N° :...../2022

MEMOIRE DE MASTER

DOMAINE: Sciences et Technologies

FILIERE: Télécommunication

SPECIALITE: Systèmes des télécommunication

Thème

**Acquisition et transmission et traitement de signal
électrocardiogramme pathologie**

Présenté Par : Ghasmoune Fedwa

Encadré Par : Tekkouk Omar

Sahel Amina

Date de soutenance : 13/07/2022

Jury de Soutenance

Président : H.Bouridah

Grade Professeur

Univ MSB jijel

Encadreur : O.Tekkouk

Grade MAA

Univ MSB jijel

Examineur 1 :K.Kemih

Grade Professeur

Univ MSB jijel

Examineur 2 : H.Bouridah

Grade Professeur

Univ MSB jijel

Promotion : 2021 /2022

Dédicace

Je dédie ce travail à

A ma mère

A mon père

Pour leur patient, leur amour, leur soutien et leurs
encouragements

A mon frère et mes sœurs

A toute ma famille

A tous mes enseignants et mes collègues à

L'université de Jijel

A tous ceux que j'aime

En fin, à tous ceux qui ont participé de loin ou de
près à la réalisation de ce travail

S.Amina

Dédicace

Je dédie ce mémoire

À mes chers parents

Ma mère et mon père

*Pour leur patient, leur amour, leur soutien et
leurs encouragements*

Et qui sont ma source d'inspiration

*A mes frères Mohammed & abd el moumen et ma
sœur douaa, et mon fiancé Sid ali*

*En fin, à tous ceux qui ont participé de loin ou
de près à la
réalisation de ce travail.*

Acquisition, transmission, traitement et analyse du signal ECG pathologique

Amina Sahel & Fedwa Ghasmoune

10 juillet 2022

Table des matières

Table des matières	1
Table des figures	1
Liste des tableaux	i
Préface	i
Avant-propos	i
I Remerciement	ii
Introduction générale	1
1 La télémédecine et signal ECG : état de l'art	2
1.1 Introduction	2
1.2 La télémédecine	2
1.2.1 Définition	2
1.2.2 Historique[3]	2
1.2.3 Différents types de télémédecine	3
1.2.4 Qui est concerné par la télémédecine ?	5
1.2.5 Comment utiliser la télémédecine ?	5
1.2.6 Les consultations de télémédecine sont-elles remboursées ?	5
1.2.7 Les avantages et les inconvénients de la télémédecine	5
1.3 L'Electrocardiographie	6
1.3.1 Historique de l'électrocardiographie[13]	6
1.3.2 Généralités sur le signal ECG	6
1.4 Le système cardiovasculaire	7
1.4.1 Le cœur	7
1.4.2 L'anatomie	7
1.4.3 La circulation sanguine	8
1.4.4 Le cycle cardiaque[8]	8
1.4.5 Activité mécanique cardiaque[7]	9
1.4.6 La conduction électrique du cœur[7]	9
1.4.7 La genèse du signal électrique cardiaque[9]	11
1.4.8 Le potentiel d'action des cellules du myocarde	12
1.4.9 Les dérivations[14]	13
14	
1.4.11 Les segments et intervalles qui caractérisent un ECG normale[2]	15
1.5 Conclusion	16

2	Acquisition du signal ECG	17
2.1	Introduction	17
2.2	Le rythme cardiaque	17
2.3	Le battement cardiaque standard et ses caractéristiques	17
2.4	Les étapes & conseils pour enregistrer un ECG	18
2.4.1	L'étape préparatoire	18
2.4.2	Réalisation de l'examen[17]	18
2.4.3	Consignes pour le patient[18]	19
2.4.4	Consignes pour le professionnel	19
2.5	Structure d'une chaîne d'acquisition du signal ECG	19
2.5.1	Les capteurs (électrodes)[20]	20
2.5.2	Gel d'électrode	21
2.5.3	Amplification et filtrage analogique	22
2.5.4	Cobra3, basic Unit	23
2.5.5	Le module émetteur-récepteur nRF24L01[21]	23
2.5.6	La carte ArduinoUno[2]	27
2.5.7	Logiciel d'acquisition	27
2.6	Equipment utilisée	27
2.7	La réalisation de la chaîne d'acquisition	28
2.8	Procédure	29
2.9	Les résultats	29
2.10	Conclusion	30
3	Traitement du signal ECG	31
3.1	Introduction	31
3.2	Les différents outils de traitement des signaux cardiaques	31
3.3	La transformé de Fourier[31]	31
3.3.1	La transformée de Fourier inverse	31
3.3.2	Condition d'existence de la transformée de Fourier	31
3.3.3	limitations de la transformée de Fourier[31]	32
3.3.4	La transformée de Fourier à court-terme[32]	32
3.4	Les ondelettes	32
3.4.1	Propriétés des ondelettes[32]	32
3.4.2	Familles d'ondelettes[32]	33
3.4.3	Application des ondelettes sur le signal ECG	33
3.4.4	La transformée en ondelettes continu[32]	34
3.4.5	Transformée en ondelettes discrète[33]	36
3.5	Filtrage de l'ECG[34]	38
3.5.1	Principe du débruitage par les ondelettes	38
3.5.2	Bruits d'origine technique[35]	39
3.5.3	Filtrage linéaire	40
3.5.4	Les Avantages	42
3.5.5	Les Inconvénients	42
3.6	La transformée de Hadamard[36]	43
3.6.1	La définition formelle	43
3.6.2	Définition récursive	43
3.6.3	Interprétation	43
3.6.4	La compression de signal	44
3.7	Conclusion	44

4	l'analyse de single ECG	45
4.1	Introduction	45
4.2	Signaux ECG synthétiques	45
4.2.1	Single ECG synthétique normal	45
4.2.2	Single ECG synthétique bruité	46
4.2.3	Le débruitage de single ECG	47
4.3	Signaux ECG réels	48
4.3.1	Le débruitage de signaux ECG réels	50
4.4	51
4.4.1	Compression et reconstruction (Walsh-Hadamart)	51
4.5	Les artefacts visibles sur ECG [7]	53
4.5.1	Les bruits d'origine techniques	53
4.5.2	Artefacts physiques	54
4.6	Troubles du rythme et de la conduction cardiaque [7]	54
4.6.1	Rythme sinusal	54
4.7	Les arythmies cardiaques [7]	55
4.7.1	Extrasystoles supra-ventriculaires	56
4.7.2	Contraction ventriculaire	56
4.7.3	La tachycardie supra-ventriculaire	56
4.7.4	La fibrillation auriculaire	56
4.7.5	La tachycardie ventriculaire	57
4.7.6	Fibrillation ventriculaire	57
4.8	Conclusion	58
II	Conclusion général	59
	Bibliographie	61

Table des figures

1.1	Différents types de télémédecine	3
1.2	La télé expertise médicale.	4
1.3	Télé consultation	5
1.4	Le cœur humain	8
1.5	Le trajet du sang dans le cœur humain	9
1.6	circulation sanguine[1]	10
1.7	Le comportement musculaire pour un cycle cardiaque[?]	11
1.8	Le système électrique du cœur.	12
1.9	les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique [9]	13
1.10	Dérivations des membres	14
1.11	Dérivations précordiales : place des électrodes à la face antérieure du thorax	15
1.12	tracé d'ECG normale	16
2.1	Paramètres d'intérêt pour la description d'un battement	18
2.2	Etage de transmission	20
2.3	Positionnement de l'électrode sur la peau	21
2.4	Electrodes autocollantes	22
2.5	image de deux électrode utilisée	23
2.6	Gel d'électrodes	24
2.7	Cobra3, basic Unit	25
2.8	le fonctionnement de nrf	26
2.9	Variantes de modules	27
2.10	Brochage du module nRF24L01	27
2.11	Comment connecter le nRF24L01 à Arduino	28
2.12	La carte ArduinoUno	28
2.13	La réalisation de la chaine d'acquisition	29
2.14	ECG Patient 01	29
2.15	ECG de Patient 02	30
2.16	ECG de Patient 03	30
3.1	Plan temps-échelle.	34
3.2	Résolution temps-fréquence (a) et résolution temps-échelle (b)	35
3.3	Différents facteurs de dilatation d'une ondelette	35
3.4	La position d'une ondelette à une échelle donnée	36
3.5	Algorithme de Mallat unidimensionnel.	36
3.6	Décomposition pyramidale	37
3.7	Principe du débruitage par ondelette	38
3.8	Bruit dû au mauvais contact électrode-peau	39
3.9	Bruits présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50Hz; (b) fluctuations de la ligne de base; (c) le signal EMG; et (d) les artefacts dûs aux mouvements du patient	40
3.10	le filtre pass bas	40

3.11	principe de fonctionnement de filtre pass bas	41
3.12	fonctionnement de filtre RII	41
4.1	single ECG normal	46
4.2	single ECG synthétique bruité	47
4.3	single ECG normal	48
4.4	échantillon Signal ECG bruité	48
4.5	single ECG filtré	48
4.6	:ECG1 originale réel	49
4.7	ECG2 original réel	49
4.8	ECG3 original réel	50
4.9	ECG1 débriuté	50
4.10	ECG2 débriuté	51
4.11	ECG3 débriuté	51

Résume :

Ce travail a pour thème l'acquisition, à travers le dispositif Cobra 3 de Phywe, de l'ECG d'une personne malade ou en bonne santé, la transmission par voie Wi-Fi de ce signal, son traitement en vue de son exploitation à distance par un professionnel de santé, plus à même de détecter une quelconque pathologie cardiaque chez la personne considérée.

ملخص:

موضوع هذا العمل هو الحصول ، من خلال جهاز Cobra 3 من Phywe ، على ECG من شخص مريض أو سليم ، نقل هذه الإشارة عبر Wi-Fi ومعالجتها بهدف استخدامه عن بعد من قبل أخصائي رعاية صحية ، وهو قادر بشكل أفضل على اكتشاف أي منها أمراض القلب في الشخص قيد الدراسة.

Abstract

The subject of this work is the acquisition, through the Cobra 3 device from Phywe, of the ECG of a sick or healthy person, the transmission via Wi-Fi of this signal, its processing with a view to its remote use by a healthcare professional, who is better able to detect any cardiac pathology in the person under consideration.

Première partie

Remerciement

Ce travail a été effectué au sein du Département des sciences technologiques de l'université Mohammed Esaddik Ben Yahai .

Mon premier remerciement va Allah soubhanou wa ta haala

Je tiens à remercier, mon encadreur monsieur Omer takouk pour sa gentil, pour sa direction sa contribution dans l'élaboration de ce travail.

Je remercie également tous les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail.

Enfin, j'associe à ces remerciements tous ceux qui ont aidé à réaliser ce travail soit de près ou de loin.

Introduction générale

L'une des maladies chroniques les plus dangereuses qui entraînent la mort est la maladie cardiovasculaire, nous avons donc un besoin urgent de nouvelles techniques pour la détection précoce et le traitement de ces maladies.

Le cœur est un organe musculaire situé dans la cage thoracique derrière le sternum et se déplace légèrement vers la gauche chez la plupart des gens. C'est environ 1,5 fois la taille d'un poing humain. Un mur épais divise le cœur en parties gauche et droite. Chaque section comporte deux cavités, une oreillette et un ventricule, relié par une valve.

Le cœur fonctionne comme une pompe, et grâce à ses contractions régulières, il pousse le sang dans tout le corps, assurant ainsi l'apport d'oxygène dans tout le corps. Chaque jour, le cœur pompe environ 8 000 litres de sang.

Quatre valves cardiaques, situées entre les oreillettes et les ventricules d'une part et à la sortie du ventricule d'autre part, empêchent le sang fermé de refluer dans le mauvais sens. La fermeture de la valve produit le son familier d'un battement de cœur.[?]

L'électrocardiogramme est un outil utilisé pour représenter et vérifier l'activité électrique du cœur afin d'éviter l'hypertension artérielle et l'angine de poitrine etc. Il est indolore et sans danger.

La télémédecine consiste à exploiter les technologies numériques de communication et d'information pour fournir des soins de santé et échanger des informations sur la santé, telles que des ordinateurs et des appareils mobiles.

Le concept comprend également la diffusion et l'échange d'informations médicales entre spécialistes du domaine, les actes chirurgicaux et les soins de santé à distance, ainsi que les techniques d'imagerie radiologique et numérique. À des fins qui peuvent être cliniques, administratives ou même éducatives, s'il s'agit de sensibiliser à la santé.

L'objectif de ce mémoire est d'analyser et traiter un signal ECG pathologique

Ce mémoire est divisé en 4 chapitres :

Dans le premier chapitre on va présenter quelques notions sur la télémédecine, puis le fonctionnement de l'élément principal du système cardiovasculaire ; le cœur, puis on va examiner d'une manière plus détaillée, le principe de l'électrocardiogramme (ECG) qui désigne l'enregistrement de l'activité électrique du cœur.

Dans le deuxième chapitre on expose les composants de la chaîne d'acquisition qui nous permettent d'exporter le signal analogique issu des dérivations vers un système numérique de traitement.

Dans le troisième chapitre on va présenter la transformée de Fourier TF et la transformée de Fourier à court terme TFCT et la transformée des ondelettes TO, on étudie les types des ondelettes l'algorithme pyramidal de Mallat.

Dans le quatrième chapitre on va présenter les résultats de l'application utilisée pour éliminer les bruits de signal ECG.

Chapitre 1

La télémédecine et signal ECG : état de l'art

1.1 Introduction

Dans ce travail nous allons présenter des généralités sur la télémédecine où nous exprimerons son intérêt et ses applications qu'elles présentent le noyau de ce domaine. Aussi ce chapitre fait l'objet d'un rappel sur l'anatomie du cœur et son fonctionnement et le signal ECG et ses caractéristiques temporelles et fréquentielles.

1.2 La télémédecine

1.2.1 Définition

Développements récents dans diverses technologies telles que l'électronique, l'informatique et les ordinateurs, Les télécommunications nous permettent de rendre la vie humaine très facile et nous aident à trouver des solutions aux difficultés rencontrées par les personnes. Dans ces solutions la télémédecine.

La télémédecine consiste à exploiter les technologies numériques de communication et d'information pour fournir des soins de santé et échanger des informations sur la santé, telles que des ordinateurs et des appareils mobiles.

Le concept comprend également la diffusion et l'échange d'informations médicales entre spécialistes du domaine, les actes chirurgicaux et les soins de santé à distance, ainsi que les techniques d'imagerie radiologique et numérique. À des fins qui peuvent être cliniques, administratives ou même éducatives, s'il s'agit de sensibiliser à la santé.

La télémédecine est utilisée par les professionnels de la santé dans un nombre croissant de spécialités médicales, notamment la dermatologie, l'oncologie, la radiologie, la chirurgie, la cardiologie, la psychiatrie et les soins à domicile.[2]

1.2.2 Historique[3]

- 1876 : invention du téléphone
- 1905 : transmission d'un électrocardiogramme (ECG) à 1,5 km (Willem Einthoven)
- 1910 : stéthoscope + téléphone
- 1920 : invention de la télévision
- 1948 : transmission d'image radiographique par téléphone à 38 km (USA)
- 1959 : consultation de psychiatrie (vidéo)
- 1974 : TCP/IP
- 2001 : opération Lindbergh (chirurgie)
- 2008 : conférence médicale sur Second Life



FIG. 1.1 – Différents types de télémedecine

1.2.3 Différents types de télémedecine

La télémedecine offre des possibilités de soins à distance et regroupe 5 catégories d'actes médicaux : la téléconsultation, la télé-expertise, la télésurveillance médicale, la télé imagerie et la télé assistance médicale.

Télé -expertise[4]

La télé-expertise est une branche de la télémedecine. Elle met en relation deux médecins à distance. Ainsi, un professionnel de la santé sollicite les conseils d'un confrère dans le but d'affiner un diagnostic ou de prendre la décision la plus juste possible concernant un patient.

Le premier interroge le second en lui transmettant les données relatives à un patient, dans le but d'obtenir un diagnostic complémentaire. L'avis d'un spécialiste peut être sollicité par un médecin généraliste après la transmission des données cliniques d'un patient, à l'aide d'un dispositif de télécommunication.

Ainsi, la télé-expertise est caractérisée par une coopération à distance, entre des professionnels de la santé qui établissent ensemble un diagnostic ou propose une thérapie à partir des informations liées à la prise en charge du patient. Elle facilite le diagnostic et le suivi du traitement.

Télé consultation

La télé consultation permet à un patient d'accéder directement à distance à une consultation médicale ou paramédicale. Le patient décrit ses symptômes et envoie des radiographies ou des résultats de laboratoire si nécessaire. Le médecin lui parle pour déterminer le diagnostic, qui est fait par l'un des technologies de communication. Le docteur peut faire ça Prescrire légalement des médicaments ou des soins infirmiers après consultation.



FIG. 1.2 – La télé expertise médicale.

Télé surveillance

La télé surveillance médicale est une interprétation à distance, en temps réel ou différé, par un médecin, des données nécessaires au suivi médical d'un malade. Elle permet au professionnel de la santé de surveiller à distance un patient ou les paramètres biologiques d'un patient et de modifier, le cas échéant, la prise en charge.

Les données relatives à l'état de santé d'un patient, sont recueillies par le patient ou un professionnel de la santé, puis transmises au médecin traitant. Ces données biomédicales peuvent être collectées et enregistrées par des appareils et capteurs en vue de les transférer au médecin traitant.

Ainsi, la télésurveillance permet d'assurer le suivi d'un traitement et l'interprétation des analyses médicales, tout en facilitant la transmission des données. Elle constitue une alternative à l'hospitalisation et facilite une surveillance à domicile des patients. Par ailleurs, elle permet d'éviter les multiples hospitalisations inutiles et de réduire le coût des prises en charge.[4]

Parmi les avantages de la télésurveillance on cite :

- Elle améliore l'autogestion des patients.
- Elle facilite l'accès aux soins dans les zones d'accès difficile.
- Elle raccourcit les délais d'attente.

Télé assistance

La télé assistance est un outil qui permet à un professionnel de la santé d'assister à distance un autre professionnel lors de la réalisation d'un acte diagnostique ou thérapeutique sur un patient. le médecin peut assister un autre professionnel de santé qui réalise un acte de soins ou d'imagerie , voire dans le cadre de l'urgence ,assister à distance une secouriste ou toute personne portant assistance à personne en danger en attendant l'arrivée d'un médecin .



FIG. 1.3 – Télé consultation

Télé imagerie[5]

La télémédecine en imagerie, que l'on appelle télé-imagerie, se conçoit dans deux situations : l'échange d'avis entre deux radiologues sur un examen d'interprétation difficile, et l'interprétation d'examens faits dans le cadre de l'urgence, par un radiologue d'astreinte à domicile.

Dans le premier cas, les images sont envoyées d'un service d'imagerie à un autre, pour confronter les interprétations. Il s'agit en général d'un radiologue généraliste qui a besoin de l'avis d'un hyper spécialiste sur un dossier difficile.

Dans le second cas, les images sont réalisées en urgence par le manipulateur, puis sont envoyées au radiologue d'astreinte pour interprétation immédiate. La télé imagerie dans le cadre de l'urgence est une réponse possible au problème de la pénurie médicale, qui touche aussi la radiologie.

1.2.4 Qui est concerné par la télémédecine ?

La télémédecine est principalement destinée aux déserts médicaux, c'est-à-dire aux lieux dépourvus de cliniques médicales ou d'hôpitaux.

Aussi pour les personnes qui ont du mal à se déplacer vers les cliniques médicales en raison de la longue distance ou du manque de transport.

Aussi pour les personnes handicapées et les personnes âgées.

1.2.5 Comment utiliser la télémédecine ?

Le médecin envoie un lien au patient pour se connecter sur un site ou une application sécurisée. Cela se fait par n'importe quel moyen de communication (tablette, smartphone, ordinateur) à partir du moment où il est équipé d'une webcam.

1.2.6 Les consultations de télémédecine sont-elles remboursées ?

La téléconsultation sera facturée comme une consultation classique : 70 % remboursés par l'Assurance Maladie et 30 % remboursés par la complémentaire.

1.2.7 Les avantages et les inconvénients de la télémédecine

- L'amélioration de la qualité des soins

- Une réponse aux difficultés de mobilité
- La réduction du temps passé en salle d'attente
- Obtenir des conseils médicaux rapidement
- Moins de risques de contamination

Les inconvénients[6]

La télémédecine possède bien sûr certaines limites, comme dans des cas où l'examen physique d'un patient est nécessaire. Ce dernier devra alors inévitablement se présenter à une clinique ou se rendre à l'urgence afin de voir en personne un professionnel de la santé. Les consultations en personne sont également nécessaires pour certains patients qui sont inaptes à recourir à la télémédecine (handicap physique, technologies inadéquates, etc.) ou lorsqu'il y a un inconfort de le faire virtuellement.

Il faut bien sûr souligner que sur le plan humain, une consultation en télémédecine est largement différente d'une rencontre en personne. Certaines situations peuvent être délicates et nécessiter une attention particulière ou une présence humaine. Dans de telles situations, l'efficacité de la télémédecine demeure limitée.

1.3 L'Electrocardiographie

1.3.1 Historique de l'électrocardiographie[13]

Le potentiel électrique généré par l'activité musculaire est connu depuis les travaux de Carlo Matteucci en 1842. Les premières expériences ont été réalisées en 1878 par John Burden Sanderson et Frederick Page qui ont pu détecter à l'aide d'un électromètre capillaire les phases QRS et T. En 1887 le premier électrocardiogramme humain est publié par Augustus Waller. En 1895, Willem Einthoven met en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T, il utilise le galvanomètre à cordes en 1901 et publie les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en 1906. Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé sur 12 voies. Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardio-circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.

1.3.2 Généralités sur le signal ECG

Le signal électrocardiogramme [ECG][12]

L'électrocardiographie(ECG) est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. L'ECG exprime donc les événements électriques de l'excitation cardiaque et peut renseigner sur l'état du cœur. La fréquence de battement, la nature et la genèse du rythme, l'excitation et ses effets, ainsi que les perturbations éventuelles, que celles-ci soient d'origine anatomique ou mécanique, qu'elles concernent des altérations tissulaires ou des perturbations de la circulation sanguine sont véhiculées par le signal de l'ECG, d'où son extrême importance. L'électrocardiographe est constitué en général de :

- Un ensemble d'électrodes destinées à être appliquées en contact direct du patient.
- Un système d'amplification des signaux issus des électrodes.
- Un appareil enregistreur.
- Un système d'enregistrement graphique.

1.4 Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire comprend le cœur et le système vasculaire, qui fonctionnent et assurent la circulation sanguine dans le corps, L'activité cardiaque et la tension artérielle doivent être régulées en permanence, ce qui définit la notion d'homéostasie, en effet, l'homéostasie se définit comme la capacité de l'organisme à maintenir un état relativement stable des différents composants de son environnement interne en présence de modifications du environnement externe.

1.4.1 Le cœur

Définition

Le cœur est un organe musculaire situé dans la cage thoracique en position médiane-gauche Localisé entre les deux poumons à l'arrière du sternum, le cœur est en forme de pyramide inversée. Son sommet (ou apex) repose sur le muscle diaphragme et pointe vers le bas, en avant, à gauche.il est brun rouge, qui pèse environ 250 g chez l'adulte pour environ 12 cm de longueur. C'est un muscle qui se contracte et se relâche,

1.4.2 L'anatomie

Enveloppe et paroi du cœur

Le cœur est entouré d'une enveloppe appelée péricarde, Cette enveloppe se compose de deux parties : Une partie se connecte directement au muscle cardiaque et l'autre partie relie le cœur aux poumons et au diaphragme. La paroi du cœur est constituée de trois couches, de l'extérieur à l'intérieur :

- L' 'épicarde
- le myocarde, il constitue l'essentiel de la masse du cœur ;
- l'endocarde, qui tapisse les cavités.

Cavités du cœur

Le cœur est composé de différentes parties ayant un rôle dans la circulation sanguine : les deux oreillettes et les deux ventricules droits et gauches. La partie supérieure du cœur est constituée de deux oreillettes qui reçoivent le sang veineux. Les ventricules forment la partie inférieure du cœur et sont le point de départ de la circulation sanguine, car ils pompent le sang du cœur vers les différents vaisseaux. Les oreillettes sont séparées par une cloison appelée septum interauriculaire et les ventricules par le septum interventriculaire. L'oreillette et le ventricule droit sont communiquent entre eux par l'orifice tricuspide. L'oreillette et le ventricule gauche sont communiquent entre eux par l'orifice mitral.

Valves cardiaques

Les valves permettant la circulation entre les oreillettes et les ventricules, et confèrent au sang une circulation à sens unique.

La figure 6 montre le trajet du sang (la couleur rouge indique l'artère qui est riche en oxygène et la couleur bleue indique la veine qui est riche en sang et pauvre en dioxygène).

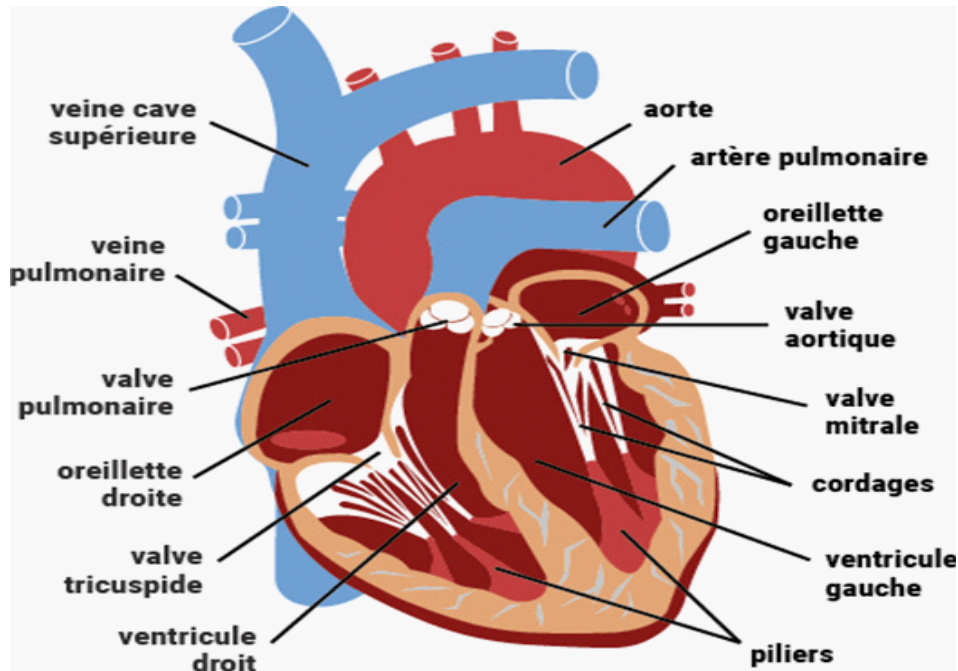


FIG. 1.4 – Le cœur humain

1.4.3 La circulation sanguine

Le sang arrivant de la partie inférieure et extérieur du corps (1) (ce sang est pauvre de l'oxygène) pénètre dans l'oreillette droite (2) qui se contracte et éjecte dans le ventricule droit (3), Cette étape est appelée la systole auriculaire. Il y a une valve entre ces deux parties (c'est-à-dire entre l'oreillette droite et le ventricule droit), donc elle va se fermer, puis le sang s'enrichit en oxygène est envoyé aux poumons(5) par le tronc pulmonaire(4). Le sang des poumons(6) s'accumule dans l'oreillette gauche(7), puis se contracte et est expulsé dans le ventricule gauche(8), la valve entre ces deux parties (c'est-à-dire entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche), elle va se fermer. Puis Le ventricule gauche se contracte et propulse le sang dans l'aorte(9), là où il est distribué vers les organes dans le réseau artériel (10).

1.4.4 Le cycle cardiaque[8]

Un cycle complet de battements du cœur représente l'ensemble des phénomènes, qui se produisent de façon cyclique au niveau du cœur (voir la figure 6), et qu'ils comprennent trois phases qui sont

- La systole auriculaire

Elle correspond à la contraction des oreillettes qui chassent le sang qu'elles contenaient vers les ventricules, et se termine par le claquement de fermeture des valvules auriculo-ventriculaires (pour empêcher le reflux du sang vers les oreillettes).

- La systole ventriculaire :

C'est la contraction des ventricules qui expulse le sang vers le système circulatoire. La poussés du sang ventriculaire ferme les orifices auriculo-ventriculaire, la systole se

termine par le claquement de fermeture des valvules artérielles pour prévenir le reflux du sang des artères vers les ventricules. Pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées, se remplissent de sang.

- La diastole :

C'est la pause et la relaxation de toutes les parties du cœur (les oreillettes et les ventricules), pendant ce temps les oreillettes continuent à se remplir, depuis les veines

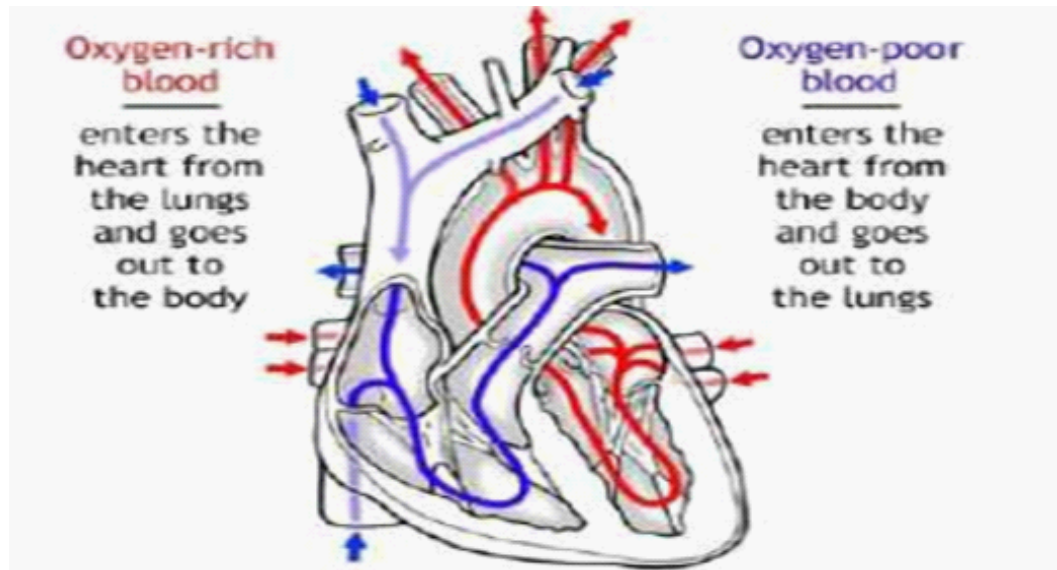


FIG. 1.5 – Le trajet du sang dans le cœur humain

caves et pulmonaires. La contraction et la décontraction des deux parties du cœur se déroule simultanément environ 70 fois par minute. Ce qui rend les différentes valvules émettent les bruits des battements.

1.4.5 Activité mécanique cardiaque[7]

Le cycle de la circulation sanguine se répète infiniment et se divise en deux périodes : la systole et la diastole. La systole est la période correspondant à l'envoi du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases : la systole auriculaire, la contraction ventriculaire iso volumique et la systole ventriculaire.

- La systole auriculaire est la contraction des oreillettes quand elles sont remplies de sang.
- La contraction ventriculaire iso volumique commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.
- La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte.

La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit de sang.

Cette période est composée de deux phases : la relaxation ventriculaire isométrique et la phase de repos.

- La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchent, la pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.
- La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves et pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes.

1.4.6 La conduction électrique du cœur[7]

La contraction du muscle cardiaque (ou myocarde) a pour origine la propagation d'une onde électrique qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi afin que la contraction soit la plus efficace possible. Le système spécialisé d'excitation/conduction électrique comprend : le nœud sinusal, les voies spécialisées intermodales, le nœud auriculoventriculaire (NAV), le faisceau de His, appelé nœud pacemaker dominant du cœur, les branches droite et gauche et les fibres de Purkinje, comme montré sur la Figure (7).

L'activité électrique normale du cœur suit la séquence d'activation suivante :

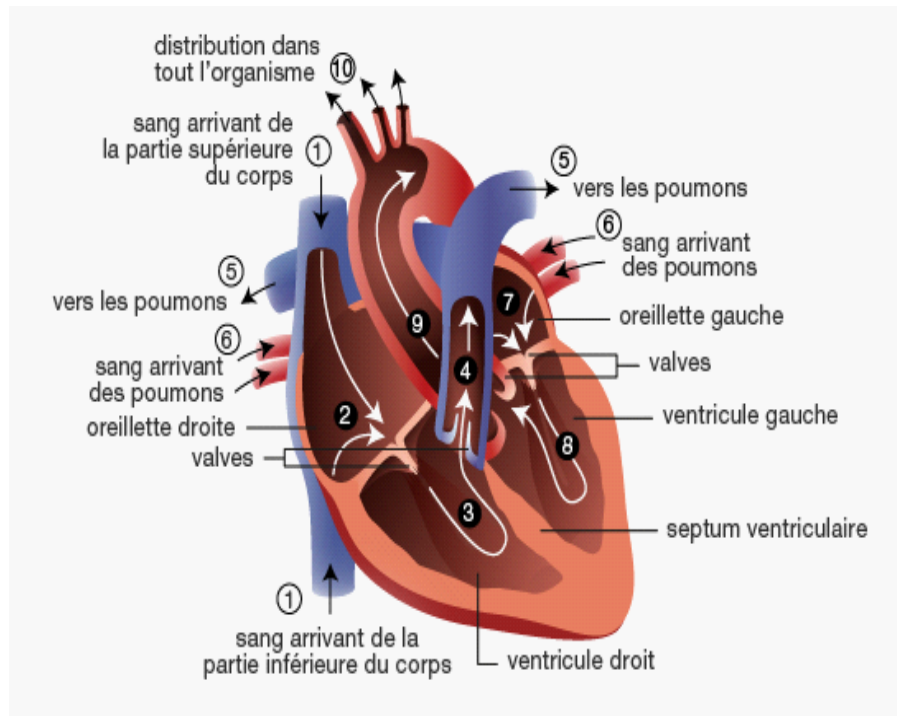


FIG. 1.6 – circulation sanguine[1]

Le nœud sinusal(NS)

L'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal qui est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite, au niveau où débouche la veine cave supérieure.

Le nœud auriculo-ventriculaire (NAV)

Il est situé en bas de l'oreillette droite et est constitué de cellules qui présentent une conduction électrique lente. L'activation électrique qui arrive au NAV est physiologiquement ralentie (environ 100 ms) avant d'arriver au faisceau de His. Cette propriété physiologique du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations du NAV et d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, ce qui optimise la contraction ventriculaire.

Le faisceau de His

Il est situé dans la partie haute du septum interventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif (non excitable) qui sépare électriquement les oreillettes des ventricules. Dans les cas normaux, le NAV et le faisceau de His constituent la seule voie de propagation de l'activité électrique cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. L'ensemble de ces deux structures est souvent appelé la jonction auriculo-ventriculaire. Le faisceau de His comprend un tronc initial qui se divise en deux branches, droite pour le ventricule droit et gauche pour le ventricule gauche.

Les fibres de Purkinje

Les branches du faisceau de His finissent dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation.

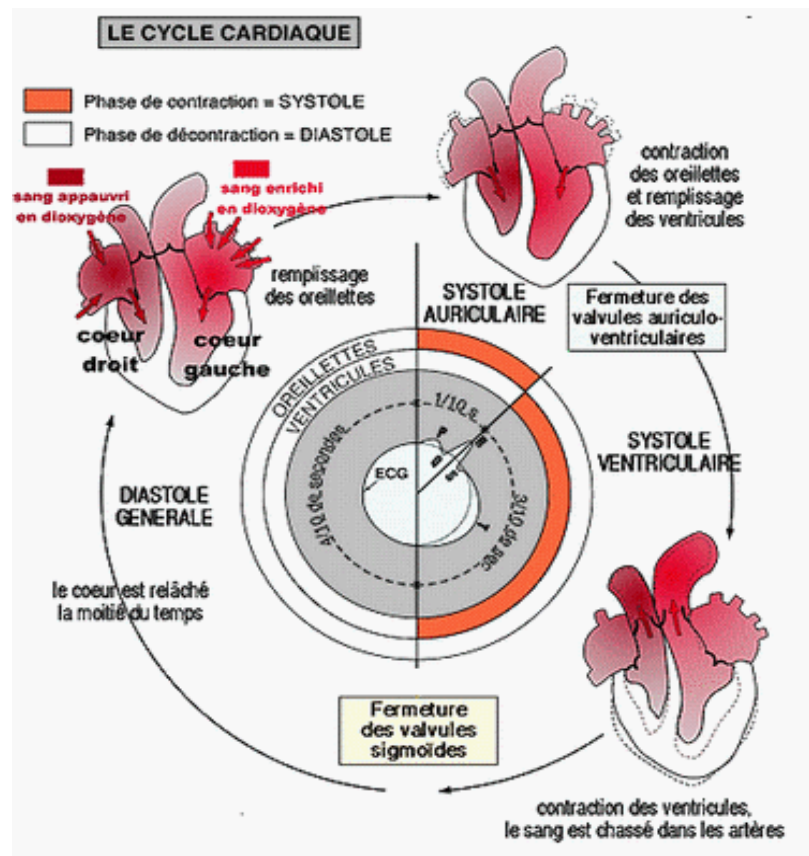


FIG. 1.7 – Le comportement musculaire pour un cycle cardiaque[16]

1.4.7 La genèse du signal électrique cardiaque[9]

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'Aschoff-Tawara) avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est à dire, le faisceau de His, les branches de Tawara 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.

Chaque cellule cardiaque est le siège d'échanges membranaires dans lesquels sont impliqués différents ions : le sodium Na^+ , le potassium K^+ , le calcium Ca^{2+} 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 extracellulaire ; pour les cellules ventriculaires, sa valeur est voisine de -90 mV. Quand une impulsion électrique d'amplitude su sante 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.

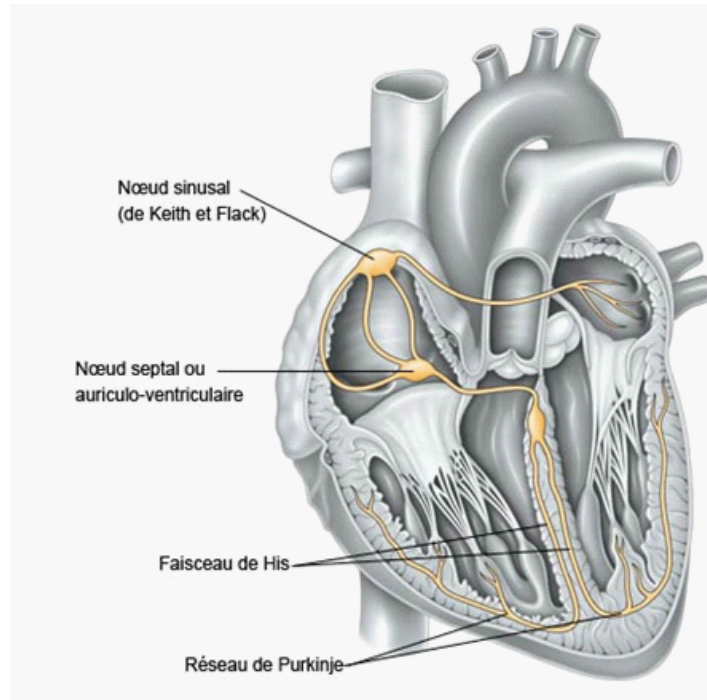


FIG. 1.8 – Le système électrique du cœur.

1.4.8 Le potentiel d'action des cellules du myocarde

Les cellules du myocarde présentent une différence de potentiel (DP) électrique de part et d'autre de leurs membranes due aux différences de concentrations en ions sodium Na^+ , potassium K^+ , calcium Ca^{2+} et chlorure Cl^- .

Au repos, cette différence de concentrations détermine la différence de potentiel intra-(négatif) et extracellulaire (positif) qui est de l'ordre de -90 mV .

La contraction du myocarde est précédée d'une inversion de DP : ce phénomène constitue un potentiel d'action (PA). Ces phénomènes électriques s'accompagnent d'une inexcitabilité électrique durant la période réfractaire tout d'abord totale, puis relative du myocarde.

Lors de la contraction du myocarde, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la figure 7, qui comprend 5 phases successives :

- La phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un *afflux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.*
- La phase 1 ou début de repolarisation : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ .
- La phase 2 ou plateau : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{2+} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.
- La phase 3 ou repolarisation : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos originel. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortants
tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.
- La phase 4 : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable.

A noter qu'il existe une période durant laquelle toute stimulation externe serait incapable de générer un nouveau PA : la période réfractaire absolue (PRA). Cet intervalle de temps se situe entre le début du PA et la moitié de la phase 3 environ (aux alentours de -50 mV), pendant lequel la cellule est inexcitable. Cette période est suivie par la période réfractaire relative (PRR) pendant laquelle un début de réponse commence progressivement à apparaître avec des intensités de stimulation très

élevées, mais qui se rapprochent peu à peu de la valeur normale. Ces périodes réfractaires sont dues aux états d'inactivation par lesquels passent les canaux sodiques et calciques avant de retrouver leur état de disponibilité initial.

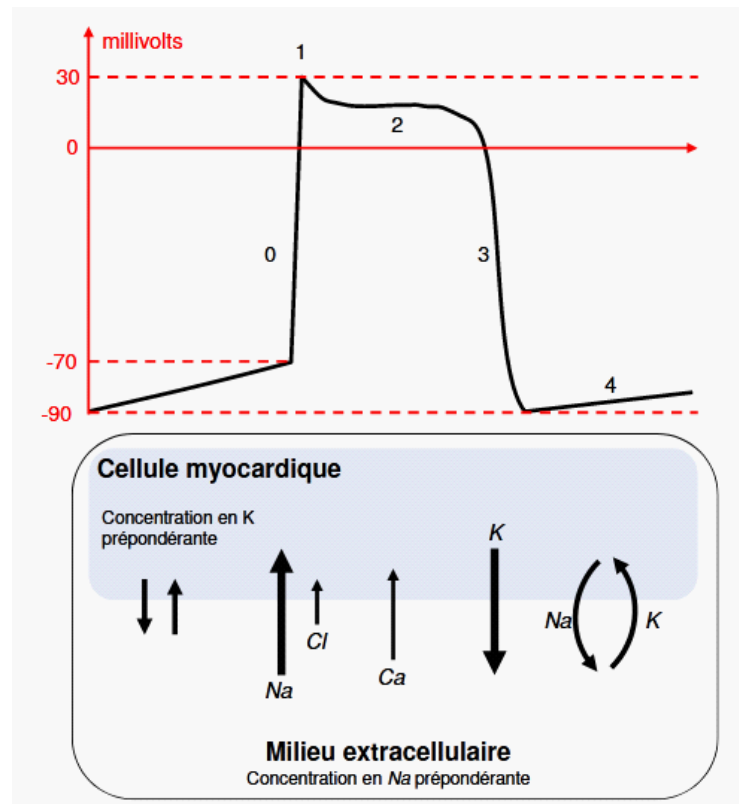


FIG. 1.9 – les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique [9]

1.4.9 Les dérivations[14]

L'ECG standard comporte au minimum 12 dérivations, 6 dans le plan frontal (les dérivations des membres) : D1, D2, D3, aVR, aVL, aVF, et 6 dans le plan horizontal (les dérivations précordiales) : V1 à V6.

Les dérivations des membres sont placées (après dépilation si besoin) à la face interne des poignets et des chevilles. Elles explorent le champ électrique cardiaque dans un plan frontal (Figure 3). Les électrodes du plan frontal forment des dérivations :

- soit bipolaires des membres ou « standard » :
- D1 : bras droit (-), bras gauche (+)
- D2 : bras droit (-), jambe gauche (+)
- D3 : bras gauche (-), jambe gauche (+)

Ces trois dérivations forment le triangle équilatéral d'Einthoven, le montage des polarités étant tel que $D2 = D1 + D3$

- Support de Cours (Version PDF) -
- soit unipolaires :

L'électrode exploratrice positive est l'un des membres, les autres étant reliées à une borne centrale de potentiel nul. Pour obtenir un tracé d'amplitude similaire aux trois dérivations bipolaires, il faut les amplifier, d'où leurs dénominations :

- a (augmenté), V (voltage), R (right arm) : aVR
- a (augmenté), V (voltage), L (left arm) : aVL

-a (augmenté), V (voltage), F (foot) : aVF.

Ces six dérivations étant dans le même plan frontal, la translation de leurs axes au centre du triangle d'Einthoven permet de construire un système de coordonnées (double triaxe de Bailey), utile au calcul de l'axe du vecteur d'activation dans le plan frontal.

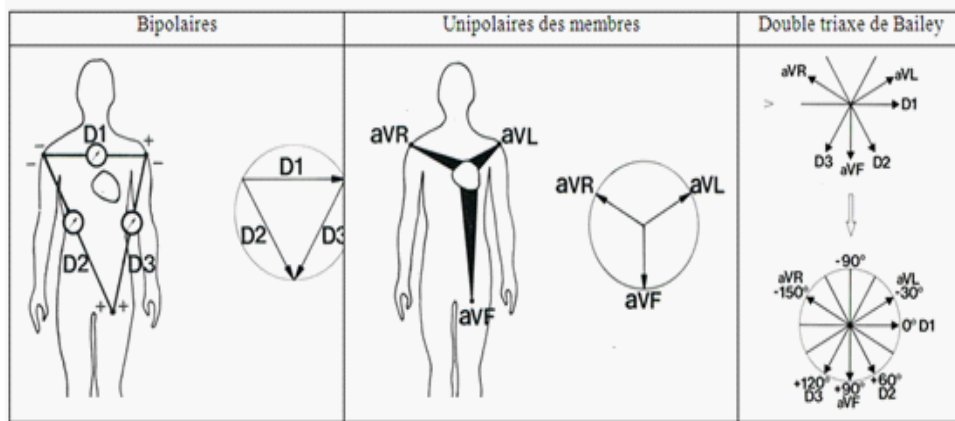


FIG. 1.10 – Dérivations des membres

Les dérivations précordiales sont unipolaires et explorent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal. La position de chaque électrode sur le thorax doit être précise (Figure 4) pour permettre la comparaison d'ECG successifs :

- V1 : 4ème espace intercostal droit, au ras du sternum (attention à ne pas compter l'espace entre la clavicule et la première côte comme un espace intercostal)
- V2 : symétrique par rapport au sternum (4ème espace intercostal gauche)
- V3 : à mi-distance entre V2 et V4
- V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio-claviculaire
- V5 : sur la ligne axillaire antérieure à « l'horizontale » de V4
- V6 : sur la ligne axillaire moyenne à « l'horizontale » de V4.

Il peut être utile d'ajouter :

- V7, voire V8 et V9 : sur la même « horizontale » que V4, respectivement sur la ligne axillaire postérieure, sous la pointe de l'omoplate, au bord gauche du rachis
- V3R, V4R : symétriques, à droite de V3-V4
- VE (épigastrique) : pointe de la xiphœide.

1.4.10 Ondes et Intervalles de L'ECG [2]

Sur le signal électrocardiogramme ECG, le processus de contraction et de décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de potentiel zéro (ligne de base) qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques comme illustré dans la figure 2.4. Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T :

- L'onde P : C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes. Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mv). La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées. Puis, l'onde de repolarisation est produite à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où

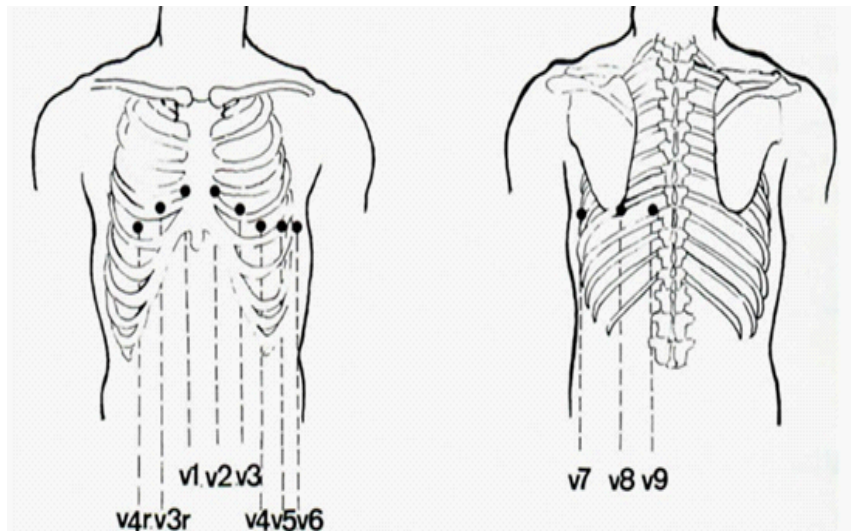


FIG. 1.11 – Dérivations précordiales : place des électrodes à la face antérieure du thorax

le complexe QRS est produit. Comme ce complexe est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée.

Le complexe QRS : C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Pour un cas normal, il a une durée inférieure à 0.12 seconde et son amplitude variable est comprise entre 5 et 20 mV. Il est constitué de trois ondes :

- L'onde Q : première déflexion négative
- L'onde R : première déflexion positive
- L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R

Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée.

- L'onde T : Elle correspond à la repolarisation ventriculaire. Elle est normalement de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement électrique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes P, QRS et T, ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PR et ST, et les intervalles PR, QT et ST.
- L'onde U : Dans certaines occasions, une onde, dite onde U, peut être observée après l'onde T. C'est une onde de faible amplitude et elle est visible dans certaines dérivations notamment chez les athlètes. L'onde U est souvent associée aux processus de repolarisation ventriculaire tardive, mais le mécanisme de sa genèse est encore discuté. L'ECG est aussi caractérisé par plusieurs intervalles

1.4.11 Les segments et intervalles qui caractérisent un ECG normale[2]

- L'intervalle RR : Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée 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.
- Intervalle PR : C'est un segment isoélectrique mesuré du début de l'onde P jusqu'au début du complexe QRS. C'est le temps que met l'onde pour aller du nœud sinusal, dépolariser les oreillettes, parcourir le nœud auriculo-ventriculaire et le faisceau de HIS, jusqu'au début des deux branches de ce dernier (temps conduction auriculo ventriculaire).
- Segment ST : Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.
- L'intervalle PQ : Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des

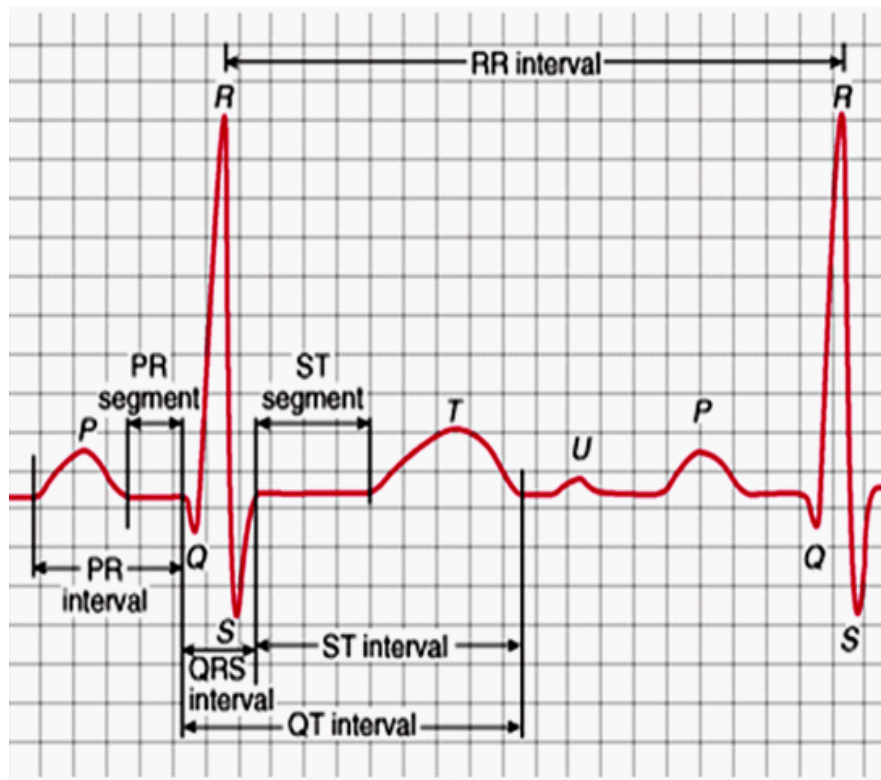


FIG. 1.12 – tracé d'ECG normale

oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

- L'intervalle QT : Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine.

1.5 Conclusion

Ce chapitre introduit les éléments de base de l'électrophysiologie Cœur. Après avoir présenté l'anatomie du cœur humain, nous allons brièvement L'activité mécanique du cœur et le système de conduction électrique du cœur. Ceux-là Les concepts sont essentiels pour une bonne compréhension de la question de recherche Continuez. Dans la deuxième partie de ce chapitre, nous présentons un concept différent Électrocardiogramme.

Chapitre 2

Acquisition du signal ECG

2.1 Introduction

Pour étudier le fonctionnement du cœur il faut faire un ECG qui est effectué grâce à un électrocardiographe.

L'électrocardiogramme (ECG) est l'étude des variations de l'enregistrement de l'activité électrique du cœur en fonction du temps. Pour la représentation de ce signal on utilise un appareil nommé Cobra3.

Dans ce chapitre on va étudier les différents blocs de la chaîne d'acquisition, et les différentes étapes qui permettent l'acquisition du signal ECG, et aussi on va étudier le logiciel Cobra3.

2.2 Le rythme cardiaque

L'étude du rythme cardiaque se fait à partir du repérage des ondes R ; ce rythme est caractérisé par deux propriétés :

La fréquence des ondes R, exprimée en nombre de battements par minute (BPM), et leur régularité. En l'absence de toute pathologie, le rythme est régulier et sa fréquence est comprise entre 60 et 100 BPM la journée et 40 et 80 BPM la nuit.

Hors de ces limites, il peut y avoir trouble du rythme qui doit faire l'objet d'une étude approfondie pour définir une éventuelle pathologie sous-jacente. Cependant, toute irrégularité n'est pas pathologique : en effet, le système nerveux autonome, exerçant un contrôle permanent, peut fortement accélérer le rythme en réponse à un contexte particulier : une période de stress ou d'effort, par exemple. Il est donc essentiel de prendre en considération l'activité du patient avant de poser un diagnostic.

2.3 Le battement cardiaque standard et ses caractéristiques

L'étude d'un enregistrement ECG est fondée sur l'analyse de quelques battements cardiaques successifs ; l'étude d'un seul battement ne fournit que peu d'indications pour la pose d'un diagnostic, mais les variations des paramètres caractéristiques de chaque battement au cours de l'enregistrement constituent une source d'information essentielle. Ces paramètres caractéristiques sont :

- Les durées des ondes P, Q, R, S et T, et les amplitudes mesurées par rapport à la ligne de base (Figure 01). La ligne de base, comme nous le verrons dans les chapitres suivants, est la ligne isoélectrique du cœur au repos, qui est prise comme référence pour mesurer l'amplitude des ondes : pendant l'inactivité cardiaque, le potentiel mesuré est donc normalement nul par rapport à cette référence. C'est le cas au niveau

- de l'intervalle entre les ondes T et P de deux battements successifs,
- de l'intervalle entre les ondes P et Q d'un même battement,
- de l'intervalle entre les ondes S et T (en l'absence de pathologie)

Les distances entre ces ondes

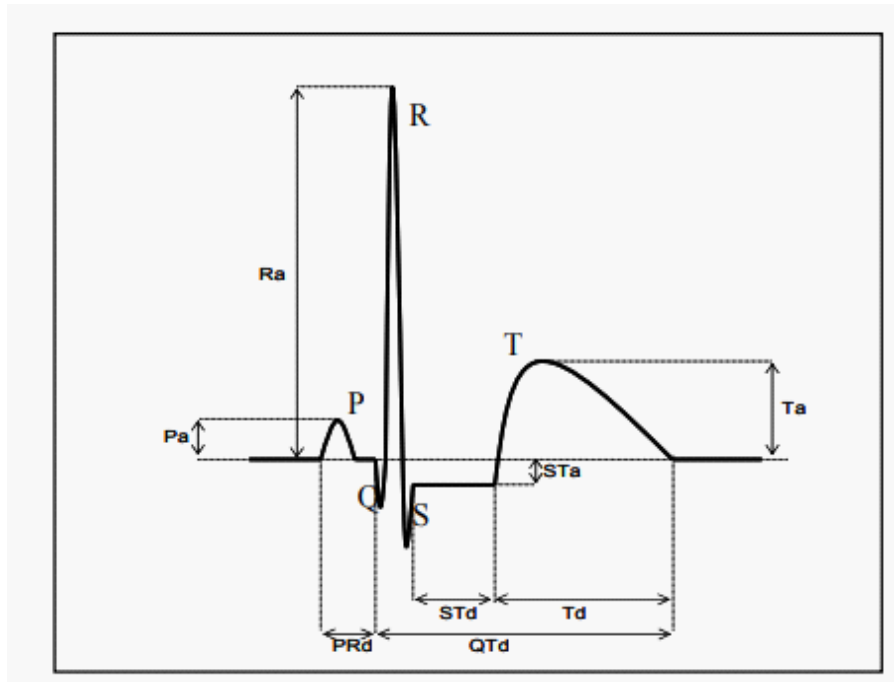


FIG. 2.1 – Paramètres d'intérêt pour la description d'un battement

Les valeurs des paramètres de la Figure 01 couramment constatées chez l'adulte en bonne santé sont présentées dans le tableau 1 : (L'intervalle QT dépend du rythme cardiaque, la valeur donnée ici est pour 70 BPM)

	Durée	Amplitude(wV)
Onde P	(Pd) 0.08- 0.1	(Pa) 0.25
Intervalle PQ	(PQd) 0.12-0.2	Isoélectrique : 0
Complexe QRS	0.08	Qa0, Sa<0
Inervalle ST	(STd) 0.20	isoélectrique : 0
Intervall QT	(QTd) 0.36	-
Onde T	0.2	Ta>0

valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque [Slama, 1987].

2.4 Les étapes & conseils pour enregistrer un ECG

2.4.1 L'étape préparatoire

Il faut passer par plusieurs étapes avant de coller les électrodes ECG sur un patient :

- Vérifier la date de péremption des électrodes : cela va de soi, il faut des électrodes de bonne qualité pour obtenir un signal de bonne qualité ;
- Vérifier la peau du patient : elle doit être bien propre et sans poils pour garantir une parfaite adhésion des électrodes. Si un rasage a été fait, n'oubliez pas de nettoyer la zone rasée avec de l'alcool afin de réduire l'irritabilité.

2.4.2 Réalisation de l'examen[17]

- Le patient doit être installé confortablement.
- Son thorax doit être libre et facile d'accès. Attention toutefois au respect de la pudeur et de l'intimité.

- Si besoin, une dépilation du thorax et/ou des extrémités des membres doit être réalisée avec le matériel présent dans l'unité de soins (tondeuse le plus souvent)
- Placer vos 10 électrodes comme suit :

- 1 poignet gauche face interne
- 1 poignet droit face interne
- 1 cheville gauche face interne
- 1 cheville droite face interne
- 6 sur le thorax

2.4.3 Consignes pour le patient[18]

- Ne pas bouger
- Ne pas parler
- Respirer calmement
- Se détendre le plus possible

2.4.4 Consignes pour le professionnel

- les pieds du patient ne doivent pas toucher les pieds du lit
- enlever la montre et les bijoux du patient s'il en a
- écarter les téléphones portables
- éloigner tout objet métallique pouvant entrer en contact avec le patient

2.5 Structure d'une chaîne d'acquisition du signal ECG

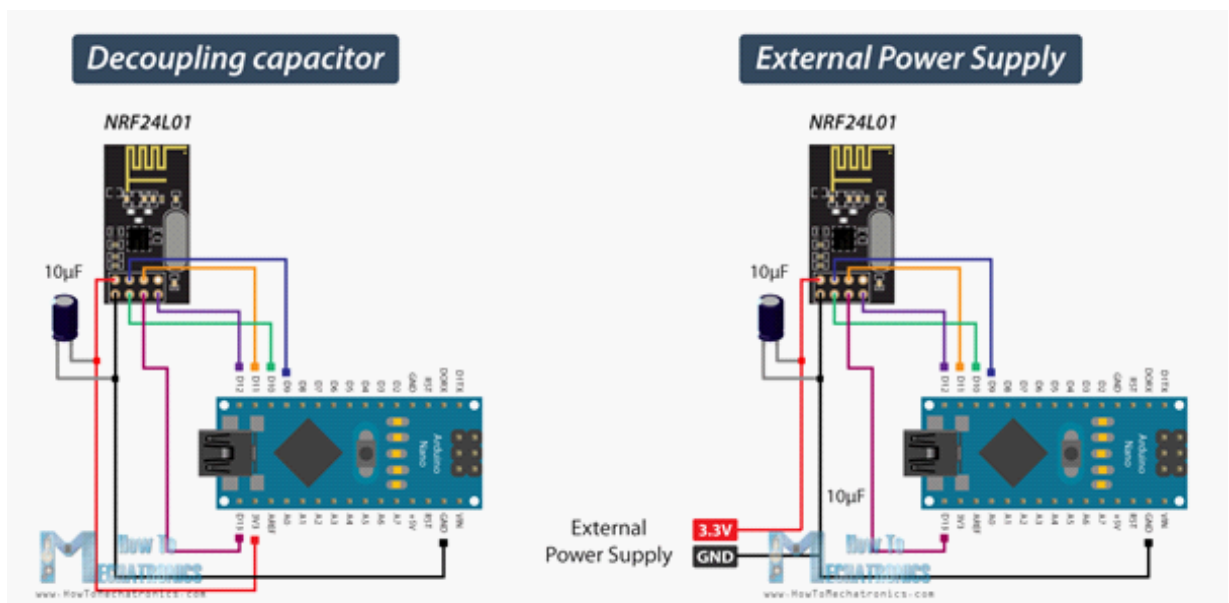
La chaîne d'acquisition et de traitement du signal est constituée de différents étages pour la mise en forme du tracé de l'ECG.

Les différentes étapes que subi le signal afin de le numériser sont les suivants :

La chaîne d'acquisition est constituée de trois étages principaux sont :

Etage de l'acquisition : qui est composé des capteurs, un préamplificateur, cobra3.

Etage de la transmission : contient, nrf24, ArduinoUno.

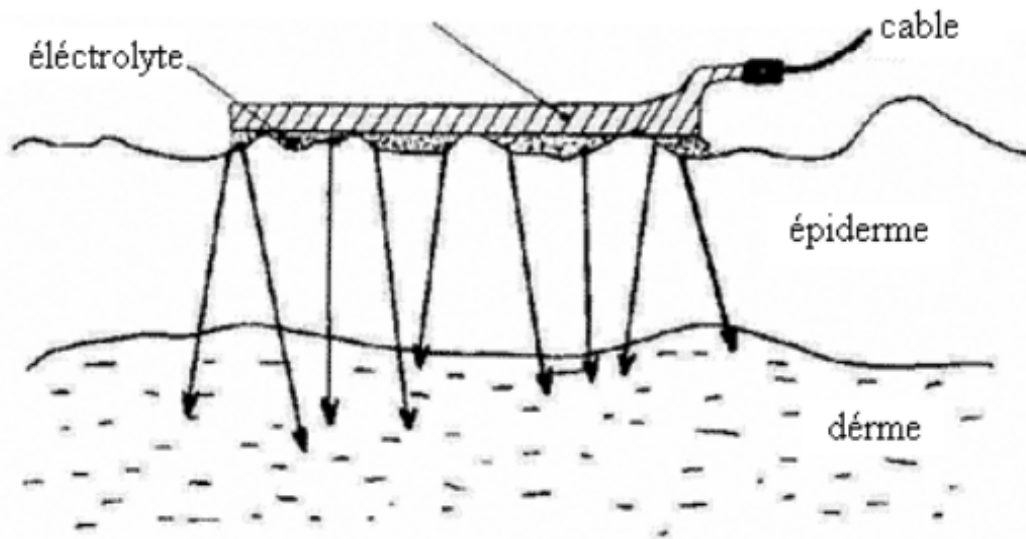


Etage de transmission

Etage de traitement : contient un PC avec un logiciel (MEASURE).

2.5.1 Les capteurs (électrodes)[20]

Pour le recueil du signal cardiaque on a recours à un système d'électrodes qui a pour rôle de capter par voie externe les signaux électriques émis par le cœur, pour cela on utilise une plaque métallique d'un matériau conducteur qui est en contact avec la peau. Comme la surface de la peau n'est pas uniforme on utilise un gel électrolyte pour augmenter la surface de contact avec l'électrode, ce qui augmente la conductivité de l'électrode.

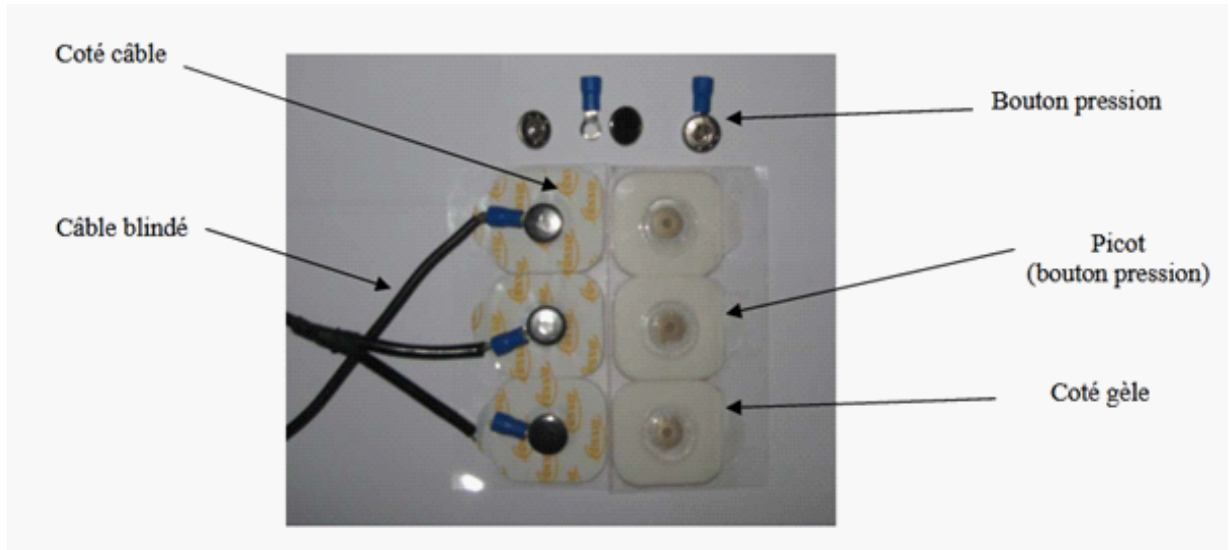


Positionnement de l'électrode sur la peau

Type d'électrodes

Il y a deux grandes familles d'électrodes, celles qui sont à usage unique ou appelé aussi électrodes autocollantes, ou les électrodes à usage répété ou de Beckman. Le choix de l'électrode dépend de l'utilisation que l'on souhaite en faire, et de la qualité du signal recherchée, car la qualité de la lecture dépend de :

- La constitution des différentes électrodes.
- La présence ou l'absence du gel électrolytique.
- La composition chimique des matériaux utilisés.
- Le mode d'emballage et de stockage.



Electrodes autocollantes

On utilise 3 pièces d'électrodes longue durée en acier inoxydable, surface de contact 30 x80 mm avec douilles pour câbles.

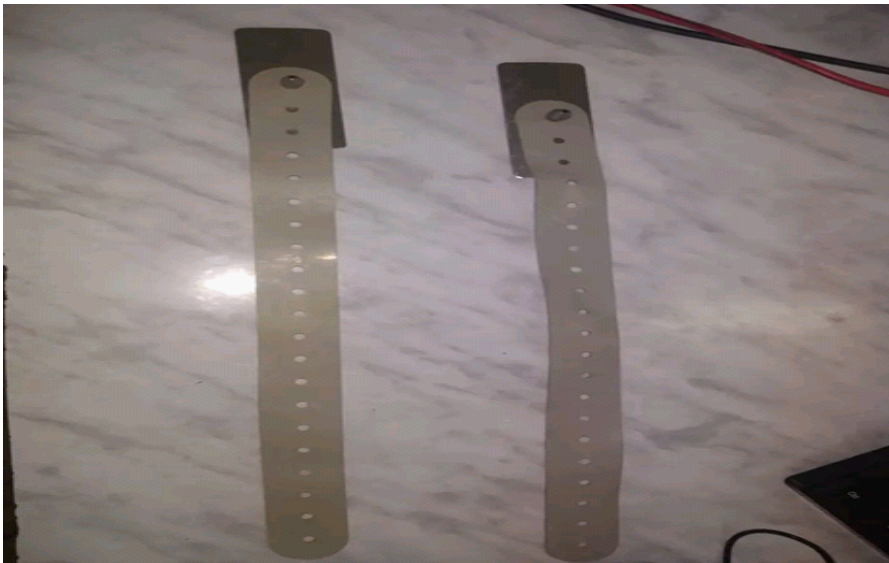


image de deux électrode utilisée

2.5.2 Gel d'électrode

C'est un gel pour améliorer le contact entre les surfaces des électrodes et la peau.



Gel d'électrodes

2.5.3 Amplification et filtrage analogique

Une fois les électrodes posées, le sujet peut être connecté au système. Il est directement relié au préamplificateur différentiel, qui joue un rôle important dans la réduction du bruit. Il existe deux types de parasites : le myogramme, qui résulte de l'activité électrique des muscles squelettiques, et les parasites induits par les courants environnants. La différenciation elle-même permet l'élimination d'une partie du bruit. On règle à ce niveau le filtrage passe-haut et le gain d'amplification. Celui-ci peut ensuite être amplifié au niveau de l'amplificateur (RAC), où l'on règle aussi le filtrage passe-bas et l'utilisation du filtre total NOTCH éliminant le bruit lié au courant 50Hz/220V.

L'amplificateur est isolé pour assurer la protection électrique. Il possède une grande impédance d'entrée adaptée à la faible amplitude des signaux physiologiques recueillis.

L'amplificateur est lui-même relié à l'oscilloscope qui nous permet d'apprécier notre signal en temps réel et d'optimiser le réglage, ainsi qu'à la carte d'acquisition USB numérisant le signal avant la connexion à l'ordinateur. Le recueil optimal du signal est effectué quand le sujet est en position stable et immobile, afin d'éviter le décollement et le mouvement des électrodes.

Bio-amplificateur

A l'aide de l'amplificateur biologique, on peut effectuer de nombreuses expériences électro-physiologiques sur l'homme. En outre, cet appareil permet de réaliser sur l'œil d'insectes des électrorétinogrammes(ERG), ou sur les vers de terre, des potentiels de muscles et d'action.

La représentation des signaux amplifiés est obtenue en reliant la sortie de l'amplificateur biologique avec une interface d'ordinateur (COMEX et COBRA) ou un oscilloscope à mémoire.

2.5.4 Cobra3, basic Unit

Le système Cobra3 est constitué de plusieurs composants compatibles entre eux. Ils sont conçus pour s'adapter à toute expérience qu'on souhaite réaliser. Que ce soit en physique, chimie ou biologie, lors d'expériences réalisées par l'enseignant ou les étudiants, ou bien lors d'un stage pratique :

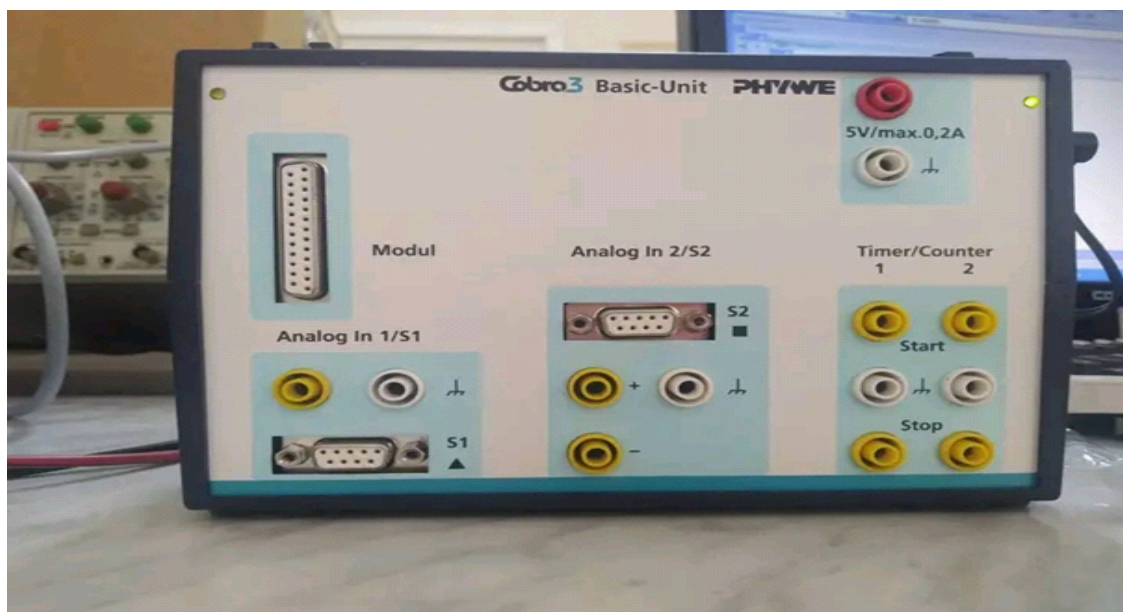
Chaque élément du système Cobra3 – modules Cobra3, modules et capteurs de mesure, logiciel 'MEASURE', manuels d'expériences – est parfaitement complémentaire avec le reste de la gamme.

Avec le module Cobra3 COM, la prise de mesure peut également s'effectuer sans ordinateur. Jusqu'à 8 modules de mesure peuvent être connectés simultanément. Les connections enfichables en assurent la parfaite stabilité.

L'échantillonnage à haute fréquence (500.000Hz) garantit d'excellents résultats de mesure. Cela évite de recourir à un oscilloscope pour beaucoup d'expériences.

Tous les composants du système peuvent être combinés exactement comme on le souhaite.

La description des expériences, y compris les paramètres de mesure appropriés, est préinstallée sur le CD-ROM gratuit contenant 'MEASURE', le logiciel de mesure.



Cobra3, basic Unit

Les avantages

- Mise en place des expériences rapides et aisée.
- Connexion de l'équipement stable.
- Utilisation très facile.
- Acquisition des données fiable.
- Plus de 200 expériences avec des paramètres de mesure prédéfinis et leur description.

2.5.5 Le module émetteur-récepteur nRF24L01[21]

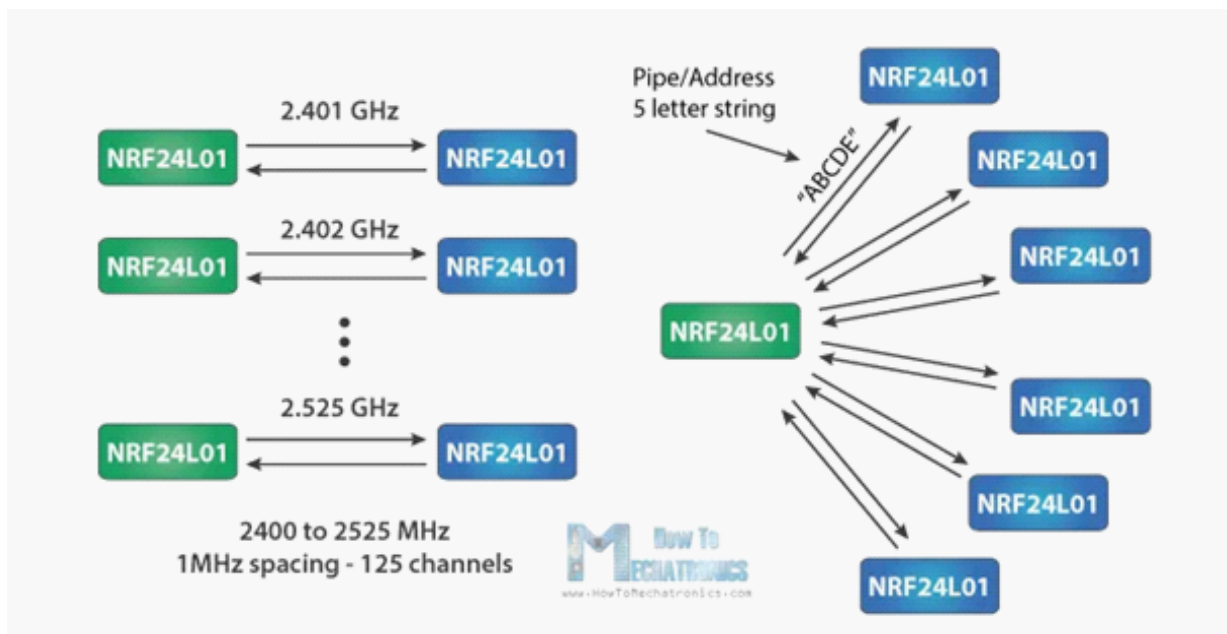
Le module émetteur-récepteur NRF24L01 utilise la bande 2,4 GHz et peut fonctionner avec des débits en bauds allant de 250 kbps à 2 Mbps. S'il est utilisé dans un espace ouvert et avec un débit en bauds inférieur, sa portée peut atteindre jusqu'à 100 mètres.

Spécifications complètes

Gamme de fréquences	Bande ISM 2,4 – 2,5 GHz
Débits de données	250Kbps / 1Mbps / 2Mbps
Max. puissance de sortie	0dBm
Tension de fonctionnement	1,9 – 3,6 V
Max. courant de fonctionnement	12,3 mA
Courant de veille	22 μ A
Entrées logiques	Tolérant 5V
Portée de communication	100m (espace ouvert)

Fonctionnement

Le module peut utiliser 125 canaux différents, ce qui donne la possibilité d'avoir un réseau de 125 modems fonctionnant indépendamment en un seul endroit. Chaque canal peut avoir jusqu'à 6 adresses, ou chaque unité peut communiquer avec jusqu'à 6 autres unités en même temps .



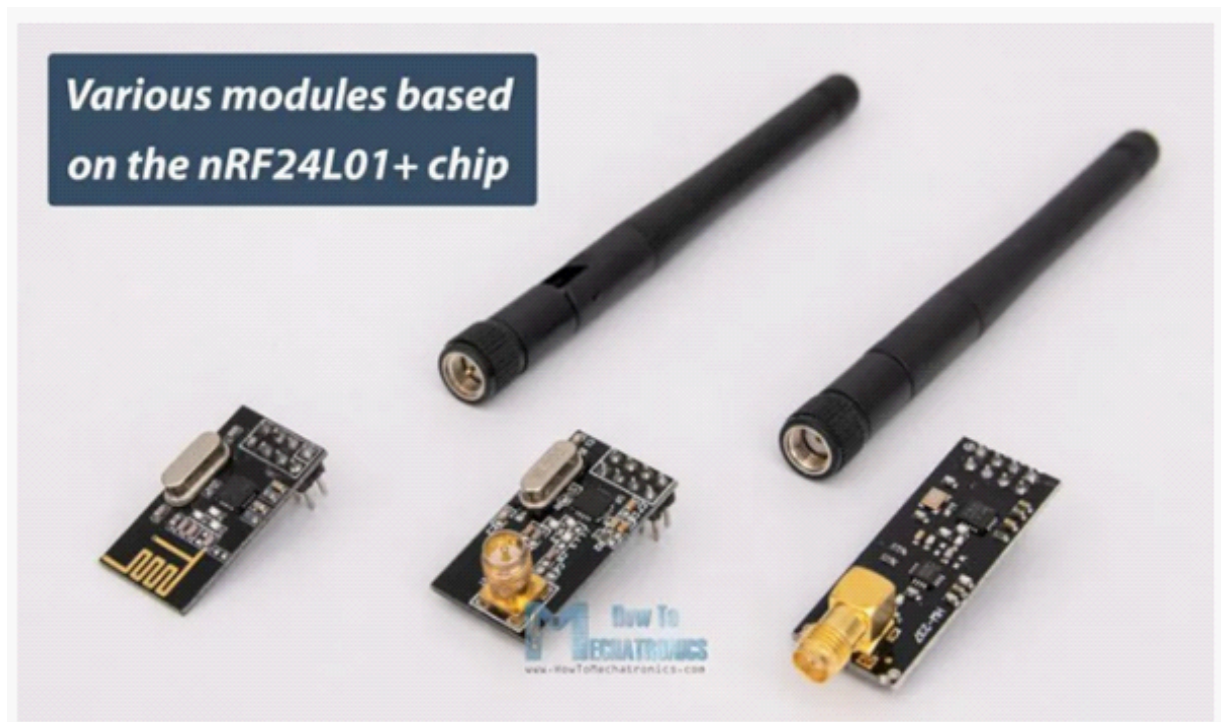
le fonctionnement de nrf

La consommation électrique de ce module est d'environ 12 mA pendant la transmission, ce qui est encore plus faible qu'une seule LED. La tension de fonctionnement du module est de 1,9 à 3,6 V, mais la bonne chose est que les autres broches tolèrent la logique 5 V, nous pouvons donc facilement le connecter à un Arduino sans utiliser de convertisseurs de niveau logique. Trois de ces broches sont destinées à la communication SPI et doivent être connectées aux broches SPI de l'Arduino, mais il faut noter que chaque carte Arduino a des broches SPI différentes. Les broches CSN et CE peuvent être connectées à n'importe quelle broche numérique de la carte Arduino et elles sont utilisées pour mettre le module en mode veille ou actif, ainsi que pour basculer entre le mode émission ou commande. La dernière broche est une broche d'interruption qui n'a pas besoin d'être utilisée.

Variantes de modules

Il existe plusieurs variantes des modules NRF24L01. Le plus populaire est celui avec antenne embarquée. Cela rend le module plus compact, mais d'autre part, réduit la portée de transmission à

une distance d'environ 100 mètres.



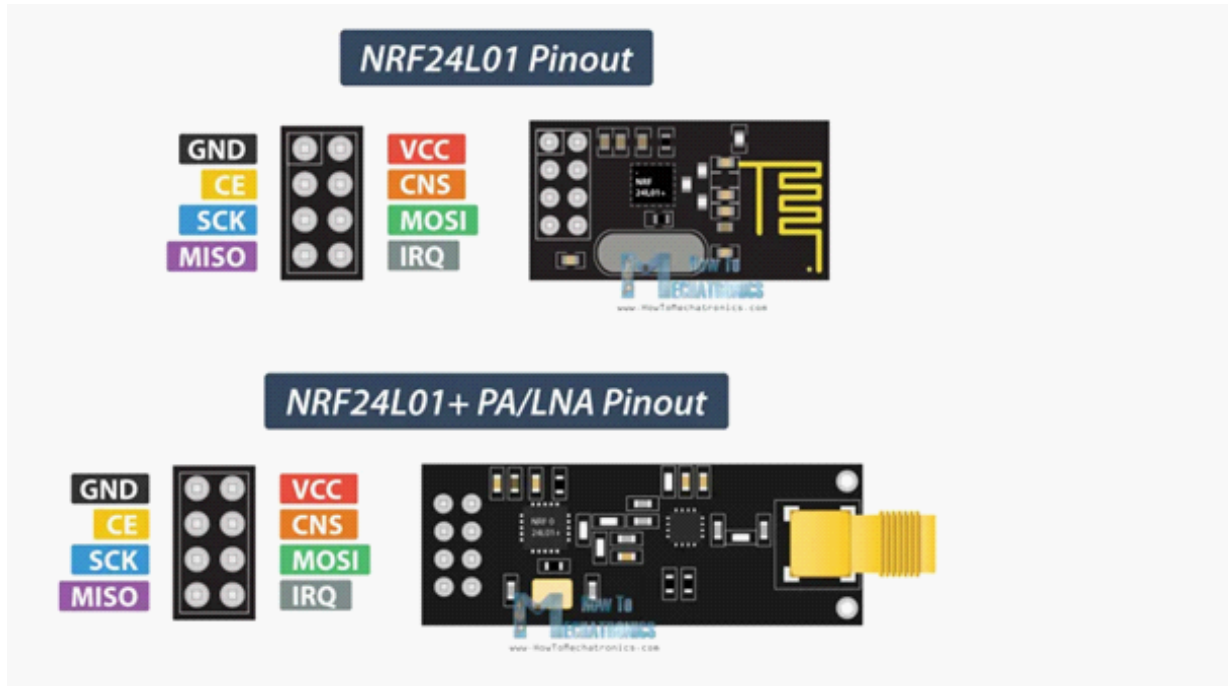
Variantes de modules

La deuxième variante, au lieu d'antenne embarquée, dispose d'un connecteur SMA et auquel on peut fixer une antenne canard pour une meilleure portée de transmission.

La troisième variante présentée ici, en plus de l'antenne canard, possède une puce RFX2401C qui comprend PA (amplificateur de puissance) et LNA (amplificateur à faible bruit). Cela amplifie le signal NRF24L01 et permet une portée de transmission encore meilleure jusqu'à 1000 mètres en espace ouvert.

Brochage du module nRF24L01

Voici un aperçu détaillé du brochage NRF24L01, ainsi que du module NRF24L01+ PA/LNA.

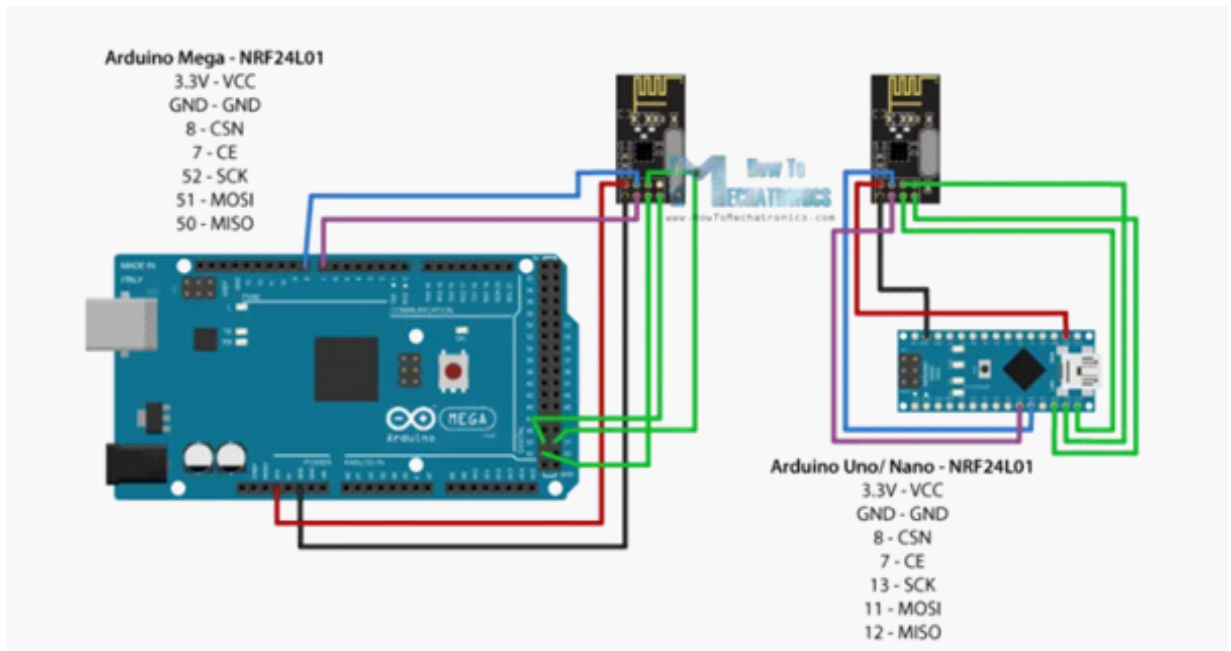


Brochage du module nRF24L01

Les deux modules, le NRF24L01 et le NRF24L01+ PA/LNA ont le même brochage, nous pouvons donc les connecter dans notre circuit de la même manière.

Comment connecter le nRF24L01 à Arduino

Voici comment nous devons connecter les modules NRF24L01 aux cartes Arduino.



Comment connecter le nRF24L01 à Arduino

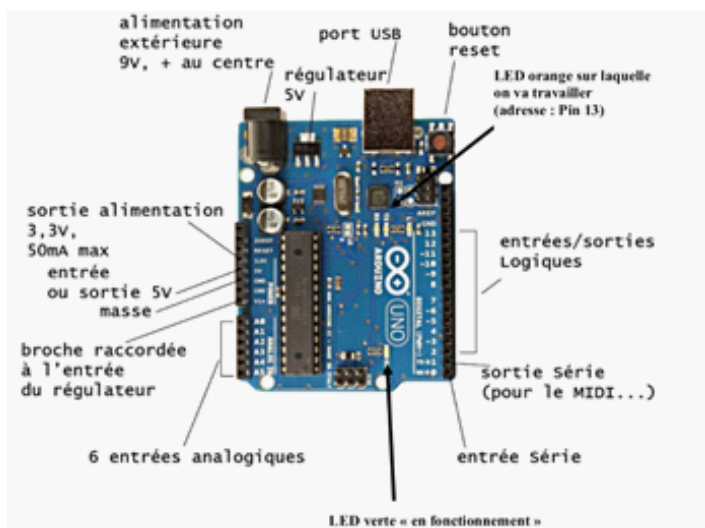
Comme je l'ai déjà mentionné, chaque carte Arduino a des broches SPI différentes, alors gardez cela à l'esprit lorsque vous connectez les modules à votre carte Arduino.

Arduino	SCK	MISO	MOSI	SS
Uno	13	12	11	dix
Nano	13	12	11	dix
Méga	52	50	51	53

Broches SPI sur différentes cartes Arduino

2.5.6 La carte ArduinoUno[2]

L'Arduino Uno est une carte à base d'un microcontrôleur-l'ATmega328. Il possède 14 broches d'entrée / sortie numériques (dont 6 peuvent être utilisées comme sorties PWM), 6 entrées analogiques, un résonateur céramique 16 MHz, une connexion USB, une prise d'alimentation, un connecteur ICSP et un bouton de réinitialisation. Il contient tout le nécessaire pour supporter le microcontrôleur ; nous le connectons simplement à un ordinateur avec un câble USB ou alimentez-le avec un adaptateur AC-DC ou une batterie pour commencer. C'est une plateforme informatique physique open-source basée sur un simple microcontrôleur, et un environnement de développement pour l'écriture du code source.



La carte ArduinoUno

2.5.7 Logiciel d'acquisition

Pour l'enregistrement des données réelles faites avec les appareils PHYWE nous avons besoin des modules d'un logiciel appropriés. Les divers modules sont déjà inclus à fin de démonstration limitée dans le temps dans le logiciel principale du programme. Les numéros d'activation peuvent ensuite être achetés en fonction des besoins.

Il y a 6 moyens d'entrer les données dans MEASURE :

- Calculer les données via l'éditeur de formule incorporé (tel que XYZ).
- Générer des signaux avec un générateur de fonctions.
- Entrée graphique en dessinant une courbe avec la souris.
- Importer des données vie le Clipboard Windows.
- Entrée manuelle de sets de mesurage grâce à une feuille de calcul.
- En même temps in la possibilité de faire de nombreuses analyses tout comme « d'écouter » les mesures (les faire audibles) , analyse Fourier, analyse de pointe, pente et beaucoup d'autres.

2.6 Equipement utilisée

- Cobra3, Basic Unit

- Alimentation électrique, 12 V
- Câble de données RS232
- Logiciel Cobra3 Universel Recorder
- Bio-amplifier
- Câble de collecte les électrodes
- Électrodes ECG, 3 pièces
- Chlorure de Potassium, 250 g
- Cordon de Connexion, 32 A, l = 25 cm, rouge
- Cordon de Connexion, 32 A, l = 25 cm, Blue
- PC 486 et supérieur, WINDOWS[®] 3.1 ou supérieur,

2.7 La réalisation de la chaine d'acquisition

Nous relierons une électrode à chaque côté intérieure des poignets droit et gauche ainsi que celui de la cheville gauche. Dans le processus, Nous avons mis un peu de gel entre la peau et la surface des électrodes.

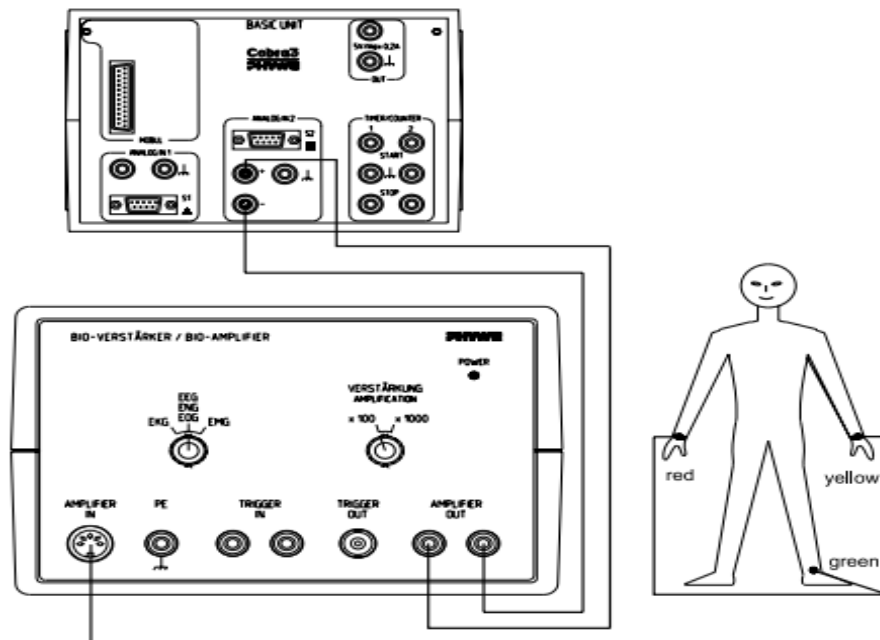
On branche le câble collecteur d'électrodes comme suit :

Fiche rouge branchée sur l'électrode du bras droit.

Fiche jaune branchée sur l'électrode du bras gauche.

Fiche verte branchée sur l'électrode de la jambe gauche.

On accorde le câble collecteur d'électrode au port d'entrée sur le bio-amplificateur et le port de sortie vers le port analogue IN 2 sur le Cobra3 : le port rouge(ou le plus centrale) du bio-amplificateur avec le port jaune supérieure (+) sur le Cobra3 interface, le port Blue sur le bio-amplificateur avec le port jaune inférieure (-).



La réalisation de la chaine d'acquisition

2.8 Procédure

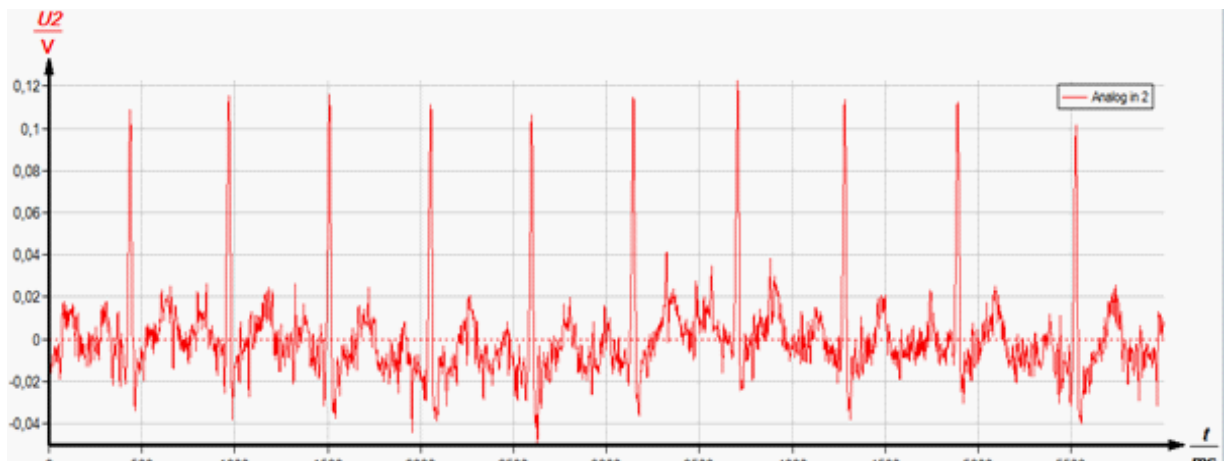
On allume le bio-amplificateur, puis on règle l'amplificateur sur 100 fois (x100) et le mode de mesure EKG.

On commence à enregistrer les valeurs mesuré on utilisant les paramètres conformément à ceux qui sont représentés sur la figure, après on appuie sur CONTINUER, START MEASURE.

Après la conclusion du processus de mesure (environ 5 secondes), on sélectionne une section appropriée du signal de mesure et on mesure l'amplitude maximale de l'ECG.

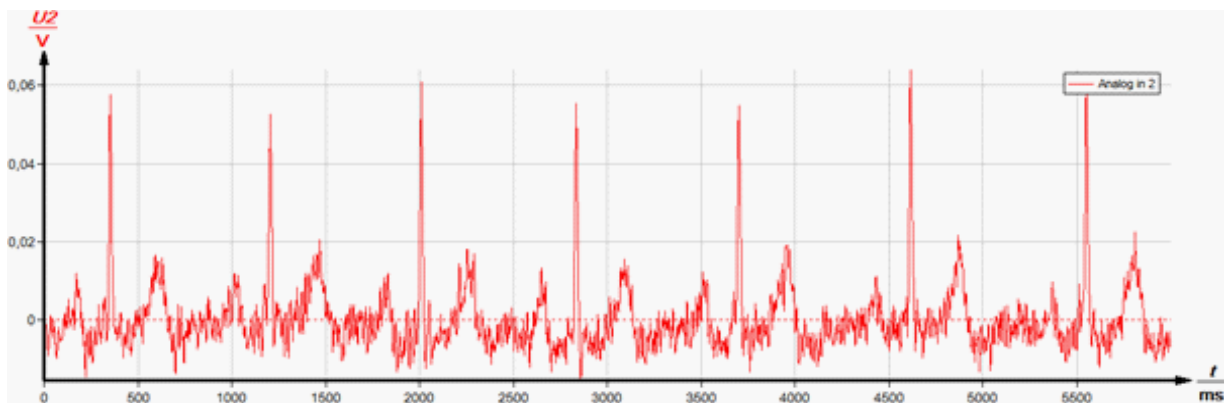
2.9 Les résultats

Patient 01



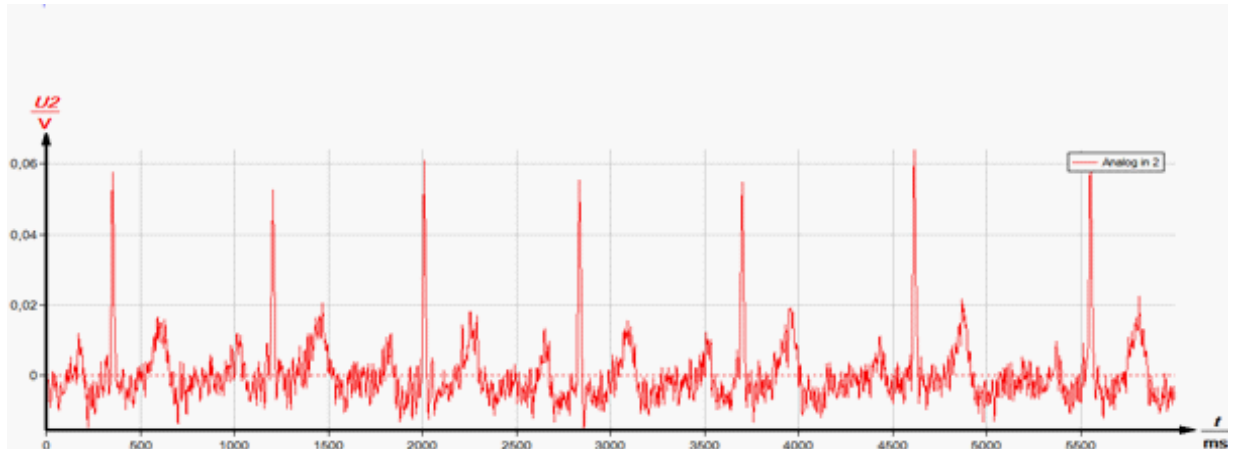
ECG Patient 01

Patient 02 :



ECG de Patient 02

Patient 03 :



ECG de Patient 03

2.10 Conclusion

dans ce chapitre nous avons décrit le système d'acquisition de signal ECG ; on utilise le module nrf pour la transmission de signal sans fil à l'aide d'un carte arduino.

Chapitre 3

Traitement du signal ECG

3.1 Introduction

Dans les sections suivantes, nous rappelons rapidement le principe des principaux outils de traitement du signal, les différentes bases de référence des ECG, et nous établissons un état de l'art des travaux de recherche sur le traitement des ECG et PCG. Nous rappelons les limites de certaines techniques comme les outils d'analyse spectrale basée sur la transformée de Fourier (TF) ou les techniques de représentations temps-fréquence ou temps-échelle basées sur la TO. Nous présentons l'application de ces méthodes au bruitage et l'analyse des signaux cardiaques, pour localiser des caractéristiques représentatives du fonctionnement du cœur ou la détection de pathologies cardiaques.[30]

3.2 Les différents outils de traitement des signaux cardiaques

Les travaux de recherche sur le traitement des signaux cardiaques utilisent en grande partie les approches basées sur la TF pour obtenir les composantes fréquentielles du signal cardiaque et pour la mise en place d'un filtrage linéaire adapté. Cette analyse fréquentielle des signaux cardiaques par la TF reste globale et ne présente qu'un intérêt limité pour les cardiologues : elle ne permet pas l'automatisation de la détection des signatures pathologiques.

3.3 La transformée de Fourier[31]

La transformation de Fourier, notée F , est une opération qui transforme une fonction intégrable sur une autre fonction, décrivant le spectre fréquentiel de cette dernière. Si f est une fonction intégrable sur \mathbb{R} , sa transformée de Fourier est la fonction $F\{f\}$ donnée par la formule :

Analyse

$$TF[x(t)] = X(f) = \int f(t)e^{-j2\pi f(t)} dt$$

3.3.1 La transformée de Fourier inverse

Le travail dans le domaine fréquentiel est très utile dans de nombreuses opérations et analyses pour extraire des informations. Cependant, si on veut revenir au domaine temporel on utilise la transformée de Fourier inverse, exprimée comme suit :

$$X(t) = [TF]^{-1} X(f) = \int X(f)e^{j2\pi f(t)} dt$$

3.3.2 Condition d'existence de la transformée de Fourier

Pour une fonction $x(t)$ ayant la transformée de Fourier, il faut et il suffit que :

- L'intégral de $x(t)$ entre $-\infty$ et $+\infty$ soit une valeur finie.
- $x(t)$ soit une fonction bornée.
- Les discontinuités de $x(t)$ ainsi que les maxima et minima soient en nombre finie.

3.3.3 limitations de la transformée de Fourier[31]

La TF fournit l'information spectrale du signal, ce qui signifie qu'elle nous donne des informations sur les fréquences existantes dans le signal mais ne permet pas de donner

l'instant de ces fréquences. Donc, cette transformation donne une représentation exacte en cas d'un signal stationnaire dont ses composantes fréquentielles sont constantes et ne changent pas au cours du temps. Par contre, cette méthode reste insuffisante pour mettre en évidence les caractéristiques évolutives en cas du signal non stationnaire dont ses composantes de fréquences changent avec le temps. Une autre description s'avère donc nécessaire, combinant la description temporelle et la description fréquentielle : c'est la représentation « temps-fréquence ».

3.3.4 La transformée de Fourier à court-terme[32]

La transformée de Fourier à court-terme (T.F.C.T) ou la transformée de Fourier à fenêtres glissantes peut être proposée pour pallier le manque d'information sur le temps de la transformée de Fourier(TF)

L'étude d'un signal avec la TFCT permet d'obtenir à la fois une information sur le temps et sur la fréquence, mais la résolution d'analyse est fixée par le choix de la taille de l'enveloppe :

- Si la fenêtre est trop petite, les basses fréquences n'y seront pas contenues.
- Si la fenêtre est trop grande, l'information sur les hautes fréquences est noyée dans

l'information concernant la totalité de l'intervalle contenu dans la fenêtre. Donc la taille fixe de la fenêtre est un gros inconvénient.

3.4 Les ondelettes

Les ondelettes sont un outil récent de traitement du signal permettant l'analyse, à plusieurs échelles de temps, des propriétés locales de signaux complexes pouvant présenter

des zones d'in stationnarité. Elles donnent lieu à de nombreuses applications des domaines variés, comme par exemple :

- La compression et, en particulier, la compression d'image où les ondelettes constituent une méthode très compétitive. Elles permettent, grâce à des représentations généralement très creuses, de réduire considérablement le nombre d'information à coder.
 - Le dé-bruitage : le dé-bruitage dans le domaine des ondelettes signifie la rejection du bruit par un seuillage adéquat.
 - L'authentification, le tatouage numérique, la cryptographie et bien d'autres domaines
- On distingue deux familles d'ondelettes :
- Les ondelettes continues.
 - Les ondelettes discrètes.[33]

3.4.1 Propriétés des ondelettes[32]

- Sélectivité en fréquence

Une ondelette est constituée de plusieurs fréquences. Les coefficients d'ondelettes se réfèrent à ce mélange de fréquences. Plus la gamme de fréquence de l'ondelette est étroite,

- plus l'ondelette est sélective en fréquence.
- Similarité

Toutes les ondelettes qui appartiennent à la même famille doivent être similaires, c'est à dire se déduire les unes des autres par combinaison linéaire de translations et de dilatations

- Symétrie

On souhaite parfois que l'ondelette présente des propriétés de symétrie temporelle afin d'éviter le déphasage dans la transformée en ondelettes.

- Orthogonalité

Cette propriété est à l'origine de la popularité des ondelettes qui offrent des bases d'ondelettes orthogonales et non redondantes. Cela conduit à une décomposition unique .

- Régularité

Une ondelette est dite régulière si elle est très lisse et on peut l'approximer localement par un polynôme. L'ordre de régularité d'une ondelette est égal au nombre de ses moments nuls.

- Relation entre fréquence et échelle :

Si f_0 est la fréquence centrale de l'ondelette mère $\mu(\cdot)$, les autres ondelettes $\mu_{a,b}(t)$ oscillent à la fréquence $f = f_0/a$.

3.4.2 Familles d'ondelettes[32]

Avant de détailler quelques familles d'ondelettes usuelles, nous dressons dans le tableau suivant (Tab. 1) la liste de quelques-unes de ces familles, avec les abréviations associés

Nom de famille d'ondelette	Abréviation
Ondelette Haar	Haar
Ondelette Daubechis	Db
Ondelette Symlets	Sym
Ondelette Coiflets	Coif
Ondelette boirthonales	Bior
Ondelette Meyer	Meyr
Ondelette Gaussiennes	Gaus
Ondelette Gaussiennes complexe	Cgau
Ondelette Mexican	Mexh
Ondelette Morlet	Morl
Ondelette Morlet complexe	Cmor
Ondelette Shannon	Shan

3.4.3 Application des ondelettes sur le signal ECG

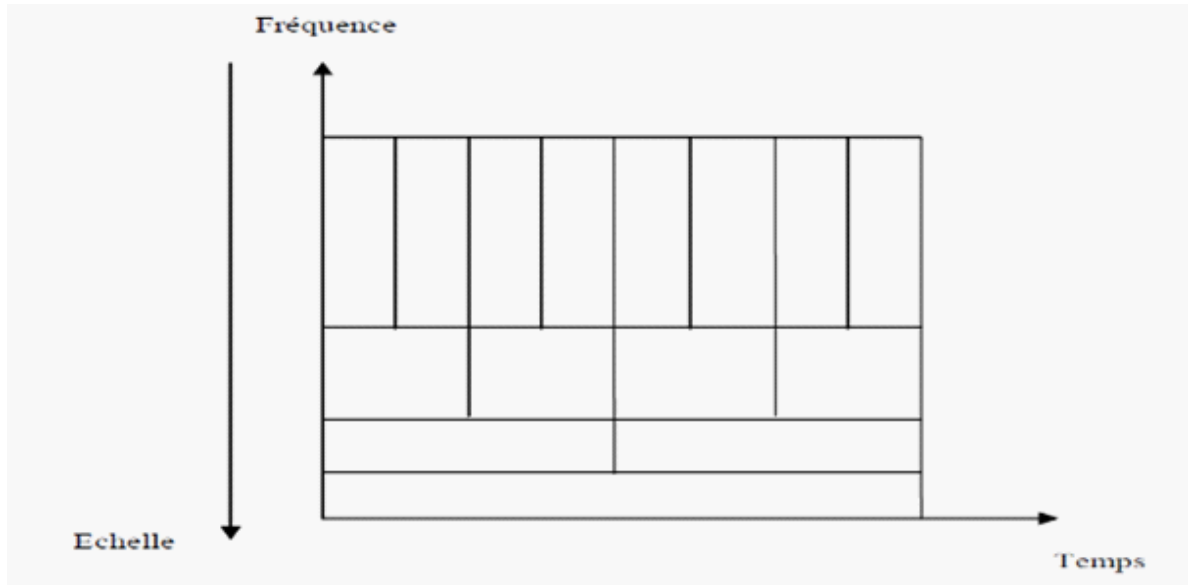
La conception d'un algorithme de détection des différentes ondes électrocardiographique (l'onde P, le complexe QRS et l'onde T du signal ECG) est un problème difficile en raison de la variation de la morphologie temporelle du signal pour des raisons physiologiques et a causé la présence de bruit dans le signal lui-même. Un certain nombre de techniques basées sur les ondelettes ont été proposées pour détecter ces paramètres caractéristiques.

- Senhadji et al [44] ont comparé la capacité des trois ondelettes (Daubechis, spline et Morlet) à reconnaître et décrire des battements cardiaques.
- Sahambi et al [45 et 46] ont utilisé la dérivée du premier ordre de la fonction gaussienne comme ondelette pour la caractérisation des battements ECG. Ils ont ensuite utilisé le module maxima basé sur les ondelettes pour l'analyse en utilisant la transformée d'ondelette dyadique pour détecter et mesurer les différentes parties du signal, en particulier la localisation du début et la fin du complexe QRS ainsi que les ondes P et T.
- Dans un article ultérieur de Park et al [47], un filtre d'interpolation à ondelette est décrit pour la suppression des artefacts de mouvement dans le segment ST dans un ECG de stress.

- Leman et Marque [48] ont mis au point un algorithme de seuillage basé sur les paquets d'ondelettes pour le séparer le signal ECG du signal électro-hystero-gram, un signal qui représente l'activité utérine pendant la grossesse.[33]

3.4.4 La transformée en ondelettes continu[32]

Pour pallier la limitation de résolution du TFF, J. Morlet a repris la démarche de Gabor en choisissant la fonction Ψ . Pour que Δt et Δf varient dans le plan temps-fréquence, la famille de Ψ n'est pas construite par translation et modulation comme celle de g , mais par translation et dilatation ou contraction (changement d'échelle). On a une représentation « temps – échelle »

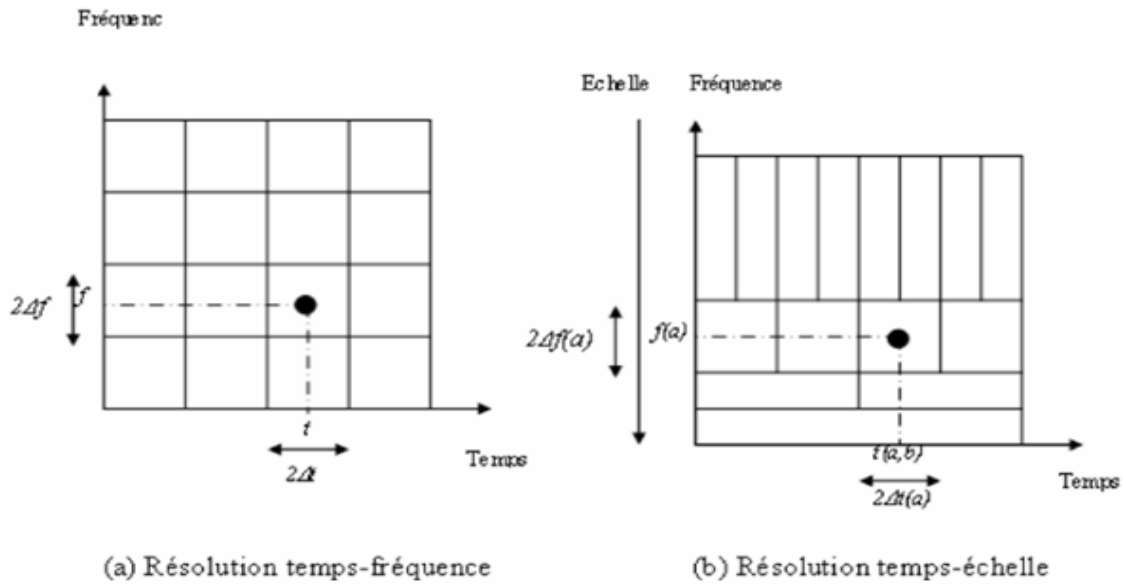


Plan temps-échelle.

L'analyse d'ondelette est faite d'une manière semblable à l'analyse de la TFF. Le signal est multiplié par une fonction, ondelette, semblable à la fonction de fenêtre dans la TFF, et la transformation est calculée séparément pour différents segments du signal dans le domaine temporel.

La différence principale entre la TFF et la transformée en ondelettes continues (TOC) est que dans le cas de TOC, la largeur de la fenêtre sera changée pendant la transformation et sera calculée pour chaque fréquence

La figure (Fig4) montre la résolution « temps – fréquence » de la TFF et la résolution « temps – échelle » de la TO.



Résolution temps-fréquence (a) et résolution temps-échelle (b)

La position sur l'axe horizontal d'un pavé (rectangle) élémentaire de la représentation temps échelle dépend, bien sûr, du décalage b , mais aussi du facteur d'échelle a . Sa position

sur l'axe vertical dépend, elle aussi, du facteur d'échelle a . De même, les dimensions du pavé (résolution de l'ondelette $\Psi(a,b)$ dépendent du facteur d'échelle a . La fonction $\Psi(t)$, de la variable réel t , s'appelle « ondelette mère ». Le nom d'ondelette vient du fait que c'est une fonction oscillante (comme une onde), mais localisée. Ces conditions suggèrent que $\Psi(t)$ vibre comme une onde et décroît rapidement quant augmente. La famille d'ondelette $\Psi_{a,b}(t)$, $a > 0$, $b \in \mathbb{R}$, s'écrit

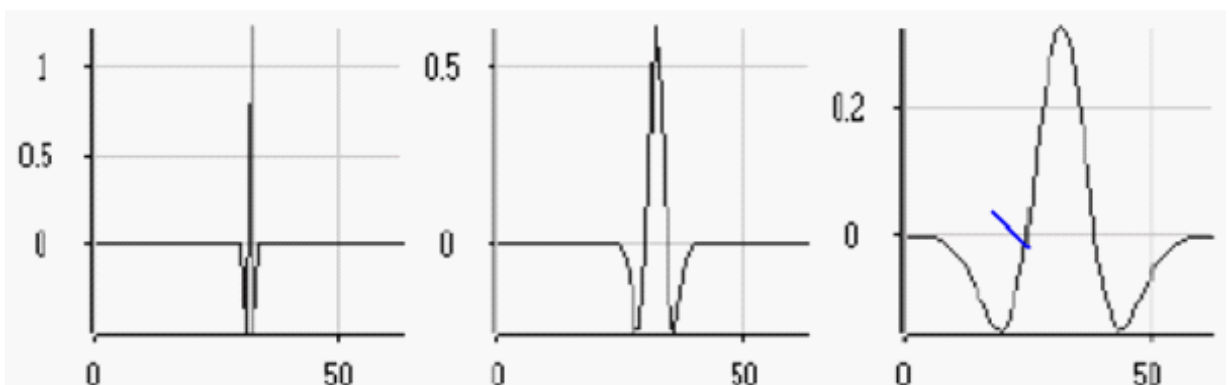
$$\Psi_{(a,b)}(t) = \frac{1}{a} \Psi((t - b)/a)$$

a : Facteur d'échelle qui est l'inverse de la fréquence ($a > 0$)

b : Facteur de décalage, relié à la notion de position temporelle. ($b \in \mathbb{R}$)

Les fonctions d'ondelettes $\Psi_{(a,b)}(t)$ sont obtenues à partir de la dilatation (ou contraction) et de la translation (ou décalage) de la fonction « mère » ou « analysante » $\Psi(t)$. Elles sont par conséquent parfois appelées les ondelettes filles ».

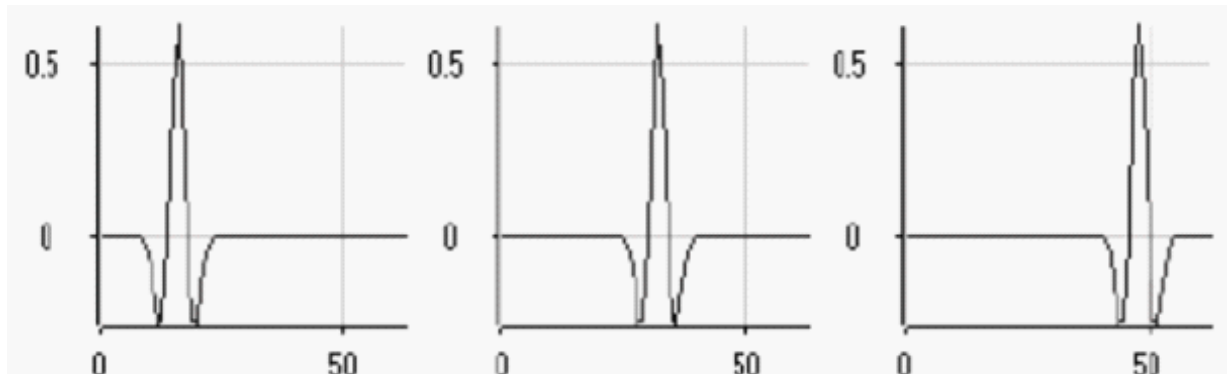
Les échelles telles que $a > 1$ dilatent les signaux (basses fréquences), tandis que les échelles tel que $a < 1$, compriment les signaux (hautes fréquences). La notion de fréquence est ainsi remplacée par la notion d'échelle, pour tenir compte des hautes et des basses fréquences. Cette représentation s'appelle représentation « temps - échelle ».



Différents facteurs de dilatation d'une ondelette

La position de l'ondelette à une échelle donnée peut facilement être modifiée en décalant simplement

l'ondelette (Fig.5)



La position d'une ondelette à une échelle donnée

Soit $s(t)$ le signal à analyser. La transformée continue par ondelette est définie donc par le calcul des coefficients :

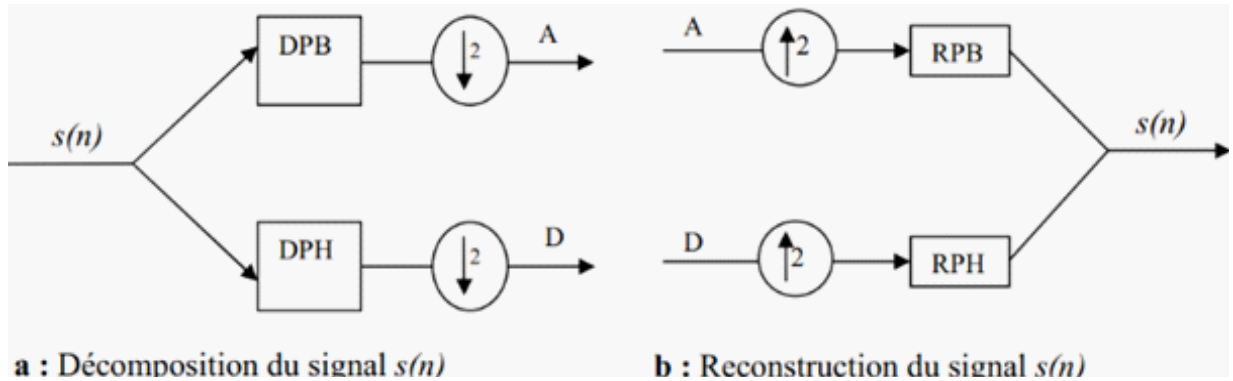
$$C(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) \Psi((t - b)/a)$$

3.4.5 Transformée en ondelettes discrète[33]

Nous la notons (TOD). Son but est d'augmenter l'efficacité de la décomposition obtenue par la (TCO), en limitant le nombre de facteurs d'échelle tout en conservant la même précision. La discrétisation de l'analyse en ondelettes est utile pour le traitement numérique des données

Implémentation des ondelettes discrètes par bancs des filtres

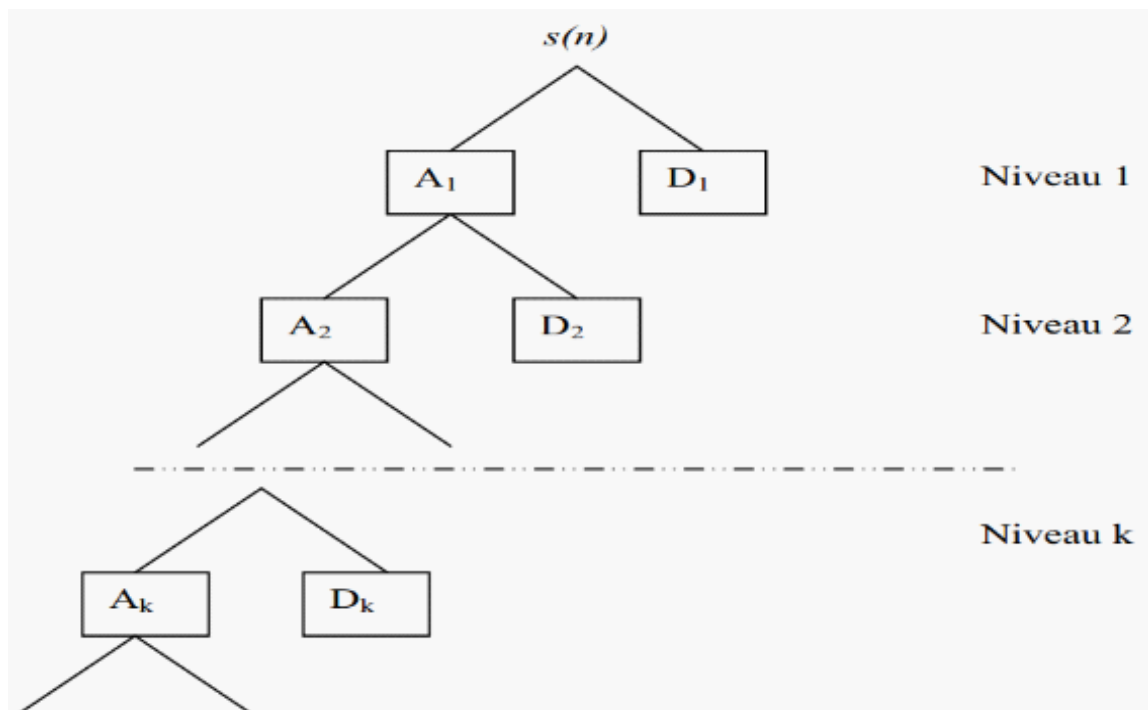
Algorithme de Mallat Le signal $s(n)$ est décomposé par deux filtres DPB (Décomposition Passe-Bas) et DPH (Décomposition Passe-Haut), pour donner deux vecteurs respectivement A «Approximation» et D « Détails » Cette opération s'appelle aussi filtrage par une paire de filtres complémentaires. Le vecteur A représenté les basses fréquences (transitions lentes) et le vecteur D représente les hautes fréquences (transitions rapides) Si le signal à traiter $s(n)$ possède N points, le signal d'approximation et le signal de détails feront aussi N points chacun, soit 2N en tout. Pour y remédier, le filtre passe-bas est choisi de telle sorte que le sous-échantillonnage soit d'un facteur 2 (on ne prend qu'un point du signal sur deux) pour chaque signal d'approximation et de détail. On se ramène à deux signaux de longueur N/2, soit N points en tout (Fig.6.), il n'y a alors pas de changement dans la quantité d'information . La reconstruction parfaite est théoriquement possible. En faisant passer respectivement les deux vecteurs A et D par deux filtres RPB (Reconstruction Passe- Bas) et RPH (Reconstruction Passe-Haut), la sortie est le vecteur d'origine $s(n)$ (Fig6.). L'opération de décomposition et reconstruction sont schématisés par la figure suivante



Algorithme de Mallat unidimensionnel.

Architecture pyramidale L'architecture pyramidale se base sur la décomposition du signal en deux signaux :

approximations (A_k) et détails (D_k). Le signal approximation A_k est à son tour décomposé en approximation A_{k+1} et détails D_{k+1} et ainsi de suite. La figure (Fig7.) illustre cette stratégie



Décomposition pyramidale

Analyse multi résolution

Le filtrage par une paire de filtres complémentaires précédemment décrit se traduit par « un passage à une résolution inférieure » à puis développée par Mallat et devenue

« Algorithme pyramidal de Mallat ». Elle produit par filtrages successifs une série de signaux correspondant à une résolution de plus en plus faible. Après la k ème itération, la longueur du signal d'approximation et du signal de détail est de $N/2^k$.

Coefficients de la TOD

Une étape élémentaire de la TOD, donne un signal d'approximation et un signal de détail. Les échantillons des signaux de détail sont appelés « coefficients de fonction d'ondelettes ». En

principe, seuls les échantillons des signaux de détail sont appelés ainsi. Les échantillons des signaux d'approximation devraient être appelés « coefficients de fonction d'échelle ». Par abus de langage, nous appelons souvent coefficients d'ondelettes l'intégralité des échantillons obtenus (approximations et détails)

3.5 Filtrage de l'ECG[34]

3.5.1 Principe du débruitage par les ondelettes

Dans les dernières années, les techniques basées sur la transformée en ondelettes sont devenues populaires et très appréciées dans le contexte du débruitage du signal ECG.

En effet, cette technique exploite l'effet que les bruits sont représentés par l'ensemble des coefficients d'ondelettes de faible amplitude tandis que la plupart de l'énergie du signal utile

est concentrée dans les quelques coefficients de forte amplitude. De ce fait, l'élimination du bruit peut s'accomplir en mettant à zéro les faibles coefficients suivant une opération de seuillage suivi d'une reconstruction du signal en appliquant la transformée en ondelette inverse. Un tel algorithme de débruitage a été proposé initialement par Donoho [Don'95]. Le schéma de principe d'un système de débruitage basé sur la transformée en ondelettes Généralement, elle est réalisée en trois étapes successives :

- (1) L'application de la transformée en ondelettes au signal affecté par du bruit.
- (2) Le filtrage des coefficients ainsi obtenus, conformément à un certain critère (par seuillage).
- (3) Le calcul de la transformée inverse, à partir des coefficients issus de l'étape précédente



Principe du débruitage par ondelette

Le seuillage consiste à comparer les coefficients d'ondelettes à un seuil et de les mettre à zéro si leurs amplitudes sont inférieures à ce seuil. L'efficacité et la fiabilité de l'opération de

filtrage sont fortement liées au choix du seuil. En effet, plusieurs techniques de seuillage ont été développées, Donoho [Don'95] a utilisé deux types de fonctions de seuillage, le seuillage dur et le seuillage doux.

Seuillage dur

Soit les coefficients de détail issus du signal $f(t)$ à la résolution j , et T_j la valeur du seuil de sélection correspondant. A l'issue du seuillage, on obtient le vecteur de coefficients

$$\begin{aligned} \hat{t}_j & \text{seuillés tels que} \\ d_{ns}^j &= d_n^j \text{ si } |d_n^j| > T_j \\ d_{ns}^j &= 0 \text{ si } |d_n^j| \leq T_j \end{aligned}$$

Seuillage doux

$$d_{ns}^j = d_n^j - T \text{ si } |d_n^j| > T_j$$

$$d_{ns}^j = d_n^j + T \text{ si } |d_n^j| < -T_j$$

$$d_{ns}^j = 0 \text{ si } |d_n^j| \leq T_j$$

Le seuillage doux est similaire au seuillage dur sauf qu'il diminue de T_j la valeur des coefficients se trouvant au-dessus du seuil :

3.5.2 Bruits d'origine technique[35]

Les bruits d'origine technique sont les bruits qui sont causés par le matériel utilisé lors de l'enregistrement et dont les plus courants sont :

Le Bruit du réseau 50Hz

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électrocardiographique ECG avec des oscillations dont

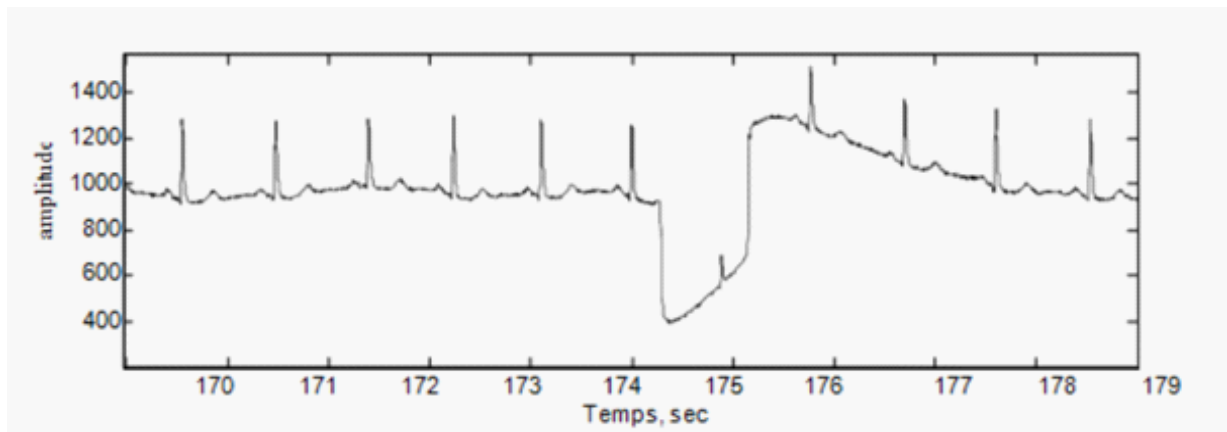
l'harmonique fondamentale est à 50 Hz. Généralement, ce bruit est présent dans tous les enregistrements et il peut être assez fort, cependant il s'élimine facilement avec une opération de filtrage sélective.

Les bruits dûs au mauvais contact électrode-peau

Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui provoque des changements

brusques de l'amplitude du signal d'ECG, ainsi que de faibles changements de fréquence de référence.

De plus, une mauvaise conductivité entre les électrodes et la peau peut avoir un effet sur le signal ECG qui peut aller d'une simple diminution d'amplitude à l'apparition des pics qui peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal. Ce type de bruit est difficile à éliminer car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que celle des complexes QRS.



Bruit dû au mauvais contact électrode-peau

Autres bruits

Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons citer les artefacts dûs aux Mouvements des câbles électriques.

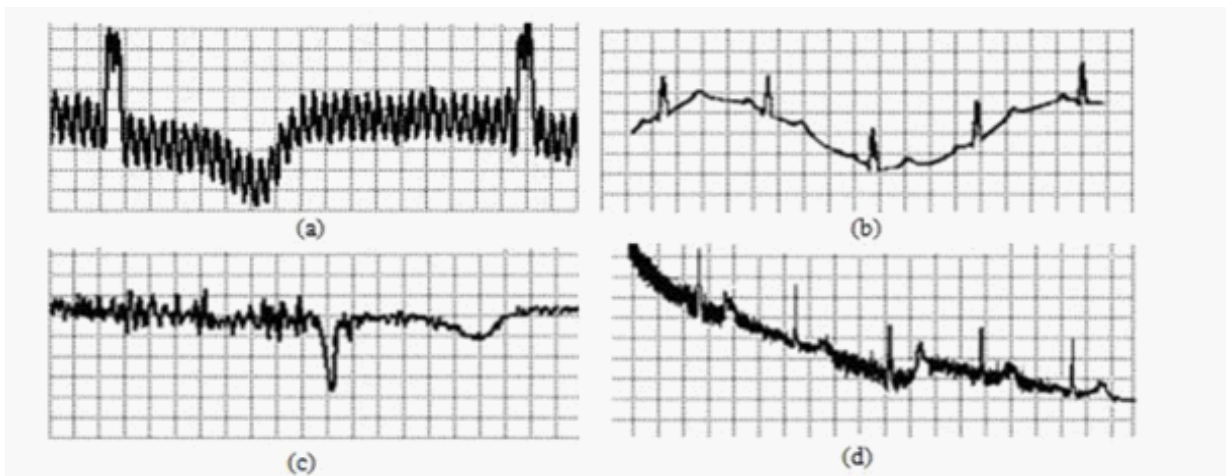
- La saturation des instruments de mesure
- Mauvaise qualité du câblage
- Port de vêtements synthétiques.
- Ondes RF émises par les équipements électro-chirurgicaux.

Bruits physiques

Les bruits d'origine physique sont des artefacts engendrés par, soit des activités électriques du corps humain telles que les contractions musculaires, soit par les mouvements lors de la respiration

- Fluctuations de 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 14 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.



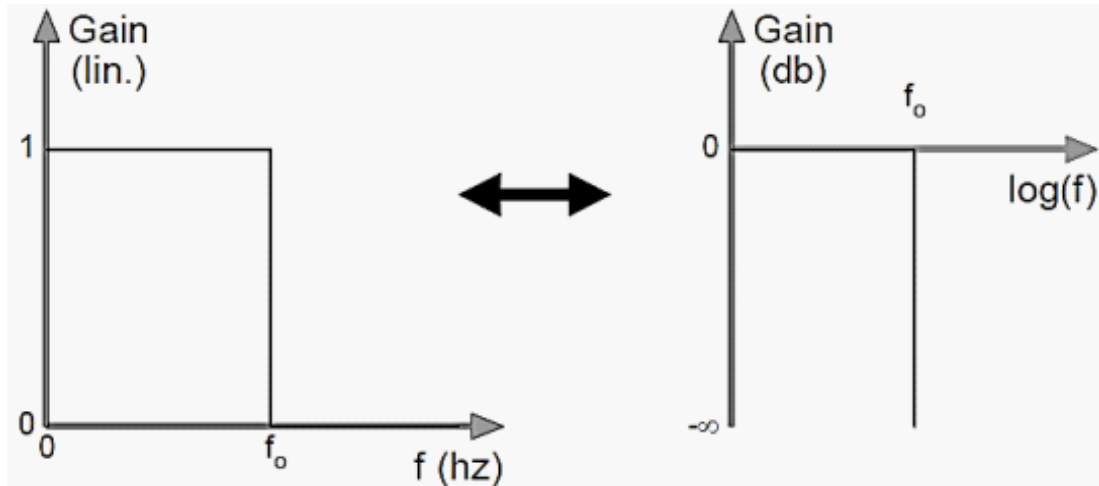
Bruits présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50Hz ; (b) fluctuations de la ligne de base ; (c) le signal EMG ; et (d) les artefacts dûs aux mouvements du patient

3.5.3 Filtrage linéaire

Le filtre passe-bas

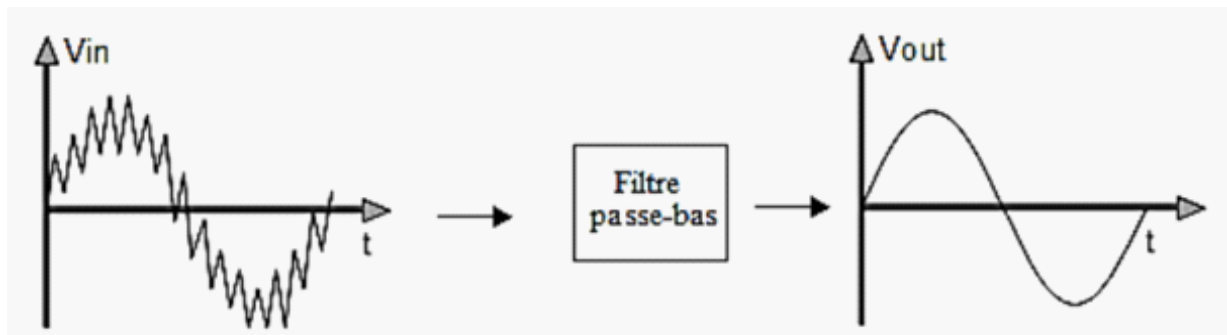
Le filtre passe-bas est un dispositif qui démontre une réponse en fréquence relativement constante (gain fixe) aux basses fréquences et un gain décroissant aux fréquences supérieures à la fréquence de coupure. La décroissance plus ou moins rapide dépend de l'ordre du filtre.

Idéalement, le filtre passe-bas aurait un gain unitaire (ou fixe) aux basses fréquences et un gain nul aux fréquences supérieures à la coupure « f_0 » :



le filtre pass bas

On utilise les filtres passe-bas pour réduire l'amplitude des composantes de fréquences supérieures à la celle de la coupure.



principe de fonctionnement de filtre pass bas

Un filtre passe-bas permet de diminuer les ondulations de la ligne de base secondaire à la respiration (figure 15), mais il entraîne généralement une déformation du signal, et il est inefficace lors de variations brutales d'amplitude (bruits haute fréquence)

Le filtrage numérique

Un filtre numérique est un élément qui effectue un filtrage à l'aide d'une succession d'opérations mathématiques sur un signal, 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.

Il y a deux grandes familles de filtres numériques linéaires : filtre à Réponse Impulsionnelle Infinie (RII). Ce filtre est caractérisé par une réponse basée sur les valeurs du signal d'entrée ainsi que les valeurs antérieures de cette même réponse. Il est nommé ainsi parce que la réponse impulsionnelle de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie. Il est aussi désigné par l'appellation de filtre récursif. L'autre type est le filtre à Réponse Impulsionnelle Finie (filtre RIF). Contrairement au filtre RII la réponse du filtre RIF ne dépend que des valeurs du signal d'entrée. Par conséquent, la réponse impulsionnelle d'un filtre RIF est toujours de durée finie.

Ce filtrage numérique permet d'éliminer les signaux de hautes fréquences secondaires à l'activité musculaire autre que cardiaque et aux interférences des appareils électriques [35]

Structure du filtre RII Les filtres à réponse impulsionnelle infinie (IIR) sont des types de filtres électroniques, nommé aussi filtres récurrents par la présence d'une récursion. Le signal de sortie du filtre est

réinjecté dans l'entrée du filtre, constituant un circuit récursif (figure 16). Cette méthode permet de réaliser des filtres à réponse plus complexe avec moins de données. Comme l'énergie est constamment réinjectée dans le circuit, la réponse impulsionnelle a une durée potentielle infinie, d'où le nom donné à ces filtres.



fonctionnement de filtre RII

Analyse des filtres non récurrents ou RIF

L'équation de récurrence Un filtre à Réponse Impulsionnelle Finie ou filtre RIF possède une fonction de transfert polynomiale. Il ne peut pas être obtenu par transposition d'un filtre continu. Par rapport aux filtres à réponse impulsionnelle infinie (RII) ils présentent l'inconvénient de nécessiter un grand nombre de coefficients pour obtenir les mêmes caractéristiques fréquentielles. Ceci est dû au fait que leur fonction de transfert ne possède pas de pôle. Cette absence de pôles permet cependant d'obtenir des filtres inconditionnellement stables. Les filtres non récurrents ou RIF sont des systèmes pour lesquels une valeur s_k de sortie est obtenue par une somme pondérée d'un ensemble fini de valeurs d'entrée représentant les échantillons du signal à filtrer. L'équation de récurrence s'écrit donc :

$$s_k = b_0 e_k + b_1 e_{k-1} + \dots + b_M e_{k-M} = \sum_{i=0}^M b_i e_{k-i}$$
 M est l'ordre du filtre. On peut remarquer qu'un filtre RIF d'ordre M possède $N=M+1$ coefficient b_i .

3.5.4 Les Avantages

- Les filtres numériques sont insensibles aux conditions extérieures (chaleur, humidité, etc.)
- Certains filtres numériques sont impossibles à réaliser de manière analogique (exemple : les filtres FIR).
- Les filtres numériques ne sont pas sensibles aux non-idéalités d'un amplificateur opérationnel. Ainsi, un filtre IIR du 10ème ordre est tout à fait envisageable (attention quand même au bruit de calcul!). La problématique du bruit change d'aspect : dans le filtrage numérique on parle de 'bruit de quantification' et de 'bruit de calcul'. Le premier est lié au nombre de bits employés pour la quantification (8 bits, 16 bits, etc.). Le second est négligeable si l'unité de calcul est de type 'floating point'. De toute manière, le bruit numérique est localisé : on sait d'où il vient et il reste stable.

3.5.5 Les Inconvénients

- Les filtres numériques nécessitent un filtrage analogique anti-repliement à

l'échantillonnage et à la restitution.

- Les performances d'un filtre sont directement proportionnelles à la puissance de l'unité de calcul (processeur ou DSP).

Beaucoup de problèmes peuvent apparaître si l'unité de calcul est de type 'fixed point'. Les paramètres d'un filtre nécessitent parfois une double précision pour être opérationnel, ce qui ralentit les performances

3.6 La transformée de Hadamard[36]

La transformée de Hadamard (aussi connue sous le nom de « transformée de Walsh-Hadamard ») est un exemple d'une classe généralisée d'une transformée de Fourier. Elle est nommée d'après le mathématicien français Jacques Hadamard et effectue une opération linéaire et involutive avec une matrice orthogonale et symétrique sur 2^m nombres réels (ou complexes, bien que les matrices utilisées possèdent des coefficients réels). Ces matrices sont des matrices de Hadamard.

La transformée de Hadamard peut être vue comme étant issue d'une transformée de Fourier discrète et s'avère être en fait l'équivalent d'une transformée de Fourier discrète multidimensionnelle d'une taille de $2 \times 2 \times \dots \times 2 \times 2$. Elle est composée d'un vecteur arbitraire en entrecroisant une superposition de fonctions de Walsh.

3.6.1 La définition formelle

La transformée de Hadamard H_m utilise une matrice $2^m \times 2^m$ (une matrice de Hadamard) multipliée par un facteur de normalisation, et transforme 2^m nombres réels x_n en 2^m nombres réels X_k . La transformée peut être définie de deux manières : récursivement ou en utilisant une représentation binaire des indices n et k .

3.6.2 Définition récursive

Récursivement, on définit une première transformation 1×1 via une matrice H_0

qui est la matrice identité avec un seul élément (1). On définit ensuite H_m pour $m > 0$ grâce à la relation suivante :

Où $1/\sqrt{2}$ est un facteur de normalisation qui est parfois omis. Ainsi, à l'exception de la normalisation, les coefficients de la matrice sont égaux à 1 ou -1. De manière équivalente, on peut définir l'élément (k,n) d'une matrice de Hadamard grâce à $K = K_{(m-1)} 2^{(m-1)} + K_{(m-2)} 2^{(m-2)} + \dots + K_1 2 + K_0$ et $n = n_{(m-1)} 2^{(m-1)} + n_{(m-2)} 2^{(m-2)} + \dots + n_1 2 + n_0$, où k_j et n_j sont le bit j (0 ou 1) de respectivement k et n . Dans ce cas, on obtient

$$(H_m)_{K,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} (-1)^{\sum_i K_j n_j}$$

3.6.3 Interprétation

Il s'agit d'une transformée de Fourier discrète $2 \times 2 \times \dots \times 2 \times 2$ normalisée de manière unitaire si l'on considère les entrées et les sorties comme des tableaux multidimensionnels indexés par n_j et k_j .

Application

Dans le traitement de l'informatique quantique, la transformation de Hadamard, plus souvent appelée « porte de Hadamard » dans ce contexte, est une rotation d'un qubit. Elle permet de transformer les états (0) et (1) du qubit en deux états superposés avec un poids égal : $(0) + (1)$. En général, les phases sont choisies de telle manière que :

$$((0)+(1))/\sqrt{2}(0) + ((0)-(1))/\sqrt{2}(1)$$

Dans la notation de Dirac. Cela correspond à la matrice de transformation :

$H_{-1} = 1/\sqrt{2} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}$ dans la base (0) et (1),

Un grand nombre d'algorithmes quantiques utilisent la transformation de Hadamard

Comme première étape, puisqu'elle transforme n qubits initialisés avec en une superposition de tous les 2^n états orthogonaux exprimés dans la base (0), (1) avec une pondération égale.

3.6.4 La compression de signal

La compression des signaux ECG trouve encore plus d'importance avec le développement de la télémédecine. En effet, la compression permet de réduire considérablement les coûts de la transmission des informations médicales à travers les canaux de télécommunication[37]

Utilisez un signal d'électrocardiogramme (ECG) pour illustrer le travail avec la transformée de Walsh-Hadamard. Les signaux ECG sont généralement très volumineux et doivent être stockés pour être analysés et récupérés ultérieurement. Les transformées de Walsh-Hadamard sont particulièrement bien adaptées à cette application car elles assurent la compression et nécessitent donc moins d'espace de stockage. Ils permettent également une reconstruction rapide du signal.[38]

3.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous travaillons en deux méthodes de débruitage :

Dans la 1^{er} partie nous avons passé en revue quelques méthodes d'analyse des signaux telles que : la transformée de Fourier classique, la transformée de Fourier à courte terme et la transformée en ondelettes

Dans la 2^{ème} partie on présente la méthode de débruitage par filtrage

Chapitre 4

l'analyse de single ECG

4.1 Introduction

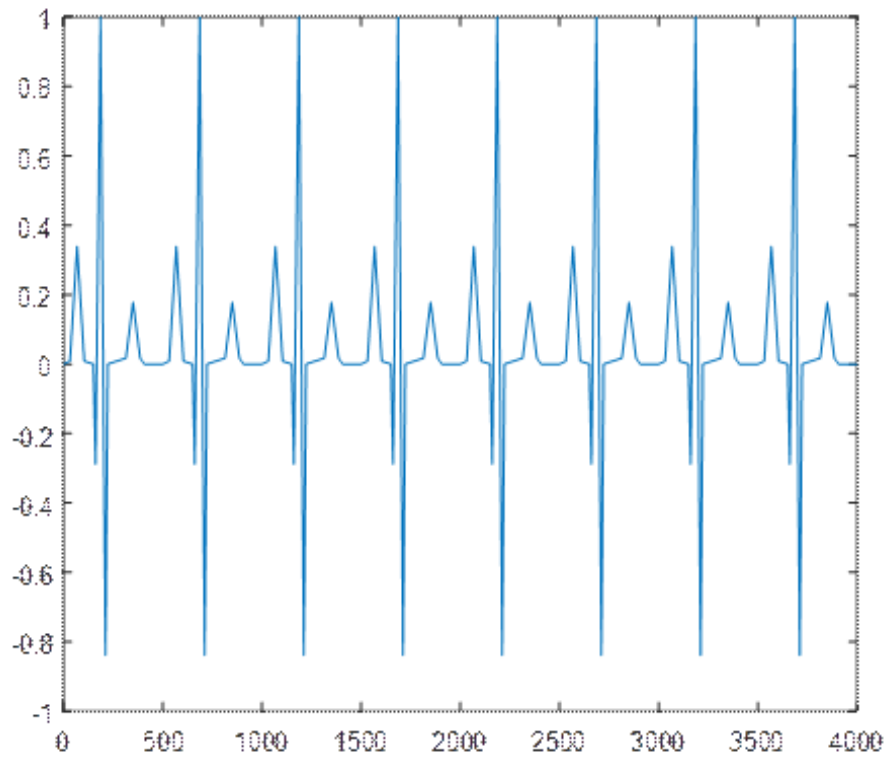
Dans ce chapitre, nous allons présenter notre programme de conception des filtres passe bas de type passe haut. Notre programme permet d'éliminer les bruits haute fréquence. Cet outil sert pour l'étude de la performance de filtre passe bas.

4.2 Signaux ECG synthétiques

Dans cette partie nous allons présenter l'analyse de single ECG synthétique par un programme de MATLAB; cette analyse concerne trois versions de signaux : ECG synthétique normal sans bruit, ECG synthétique normal bruité, ECG synthétique débruité.

4.2.1 Single ECG synthétique normal

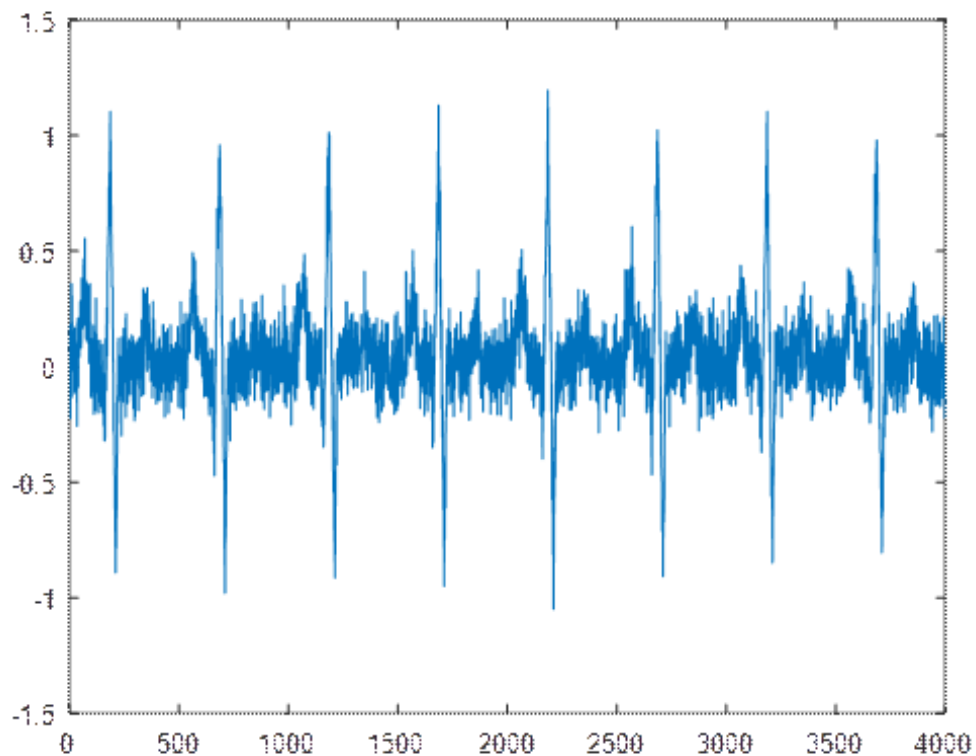
Dans la figure 4.1 on présente un single ECG synthétique normal à base de programme Matlab :



single ECG normal

4.2.2 Single ECG synthétique bruité

Dans cette partie nous allons ajouter un bruité au single ECG à l'aide de programme Matlab :



single ECG synthétique bruité

4.2.3 Le débruitage de single ECG

Pour le débruitage de single ECG Nous avons réalisé un programme de conception de filtre passe bas sous environnement Matlab.

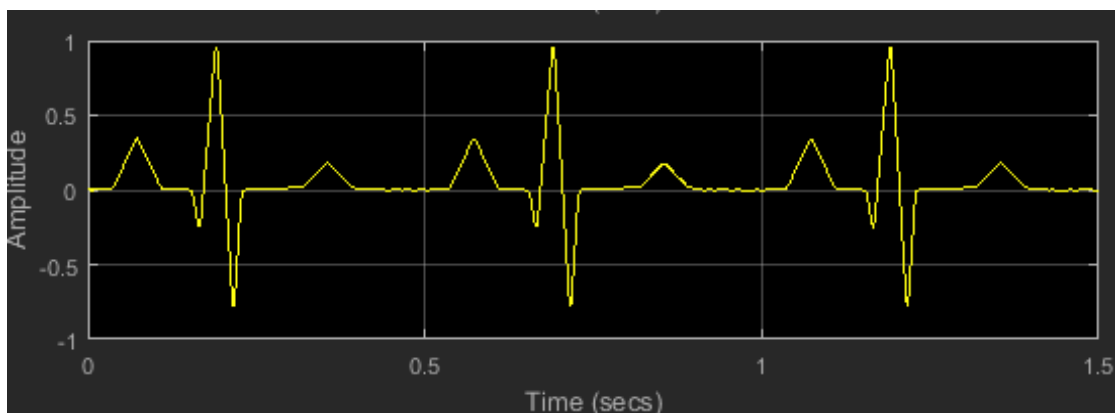
Les résultats du programme sur MATLAB :

dans cette partie on à fixer les valeurs de filtre passe-bas a :

– $F_{pass} = 200$;

– $F_{stop} = 400$;

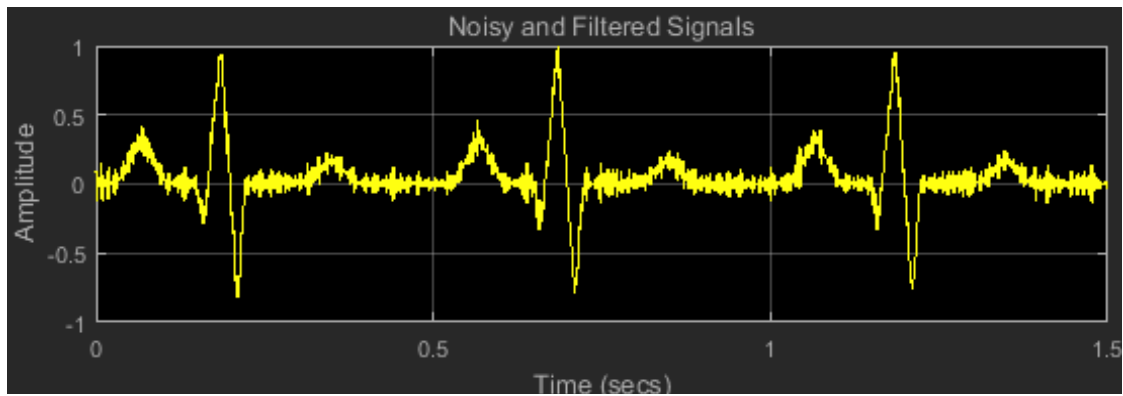
ce signal c'est le signal initial de l'ECG : c'est un signal presque idéale (Figure4.3)



single ECG normal

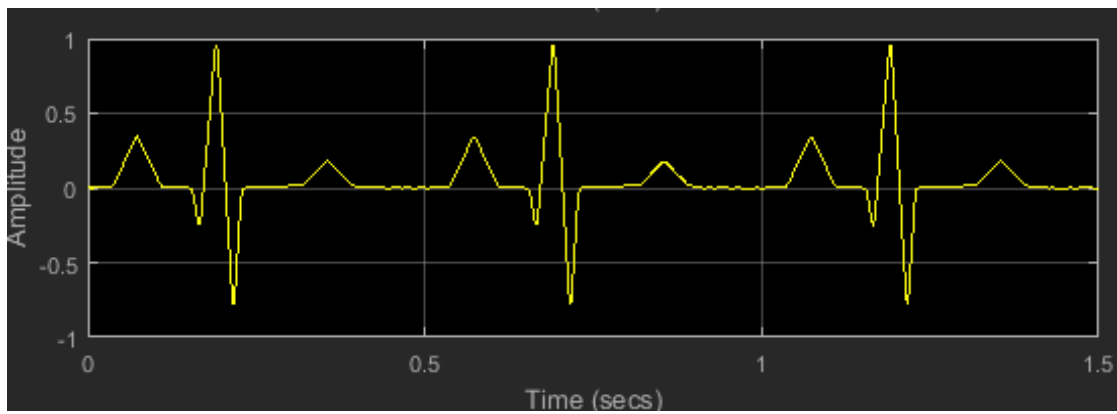
Le 2iem signal c'est le signal ECG bruite : à ce signale nous avons ajouté un bruit au

signale initiale de haut fréquence (Figure 4.4)



échantillon Signal ECG bruité

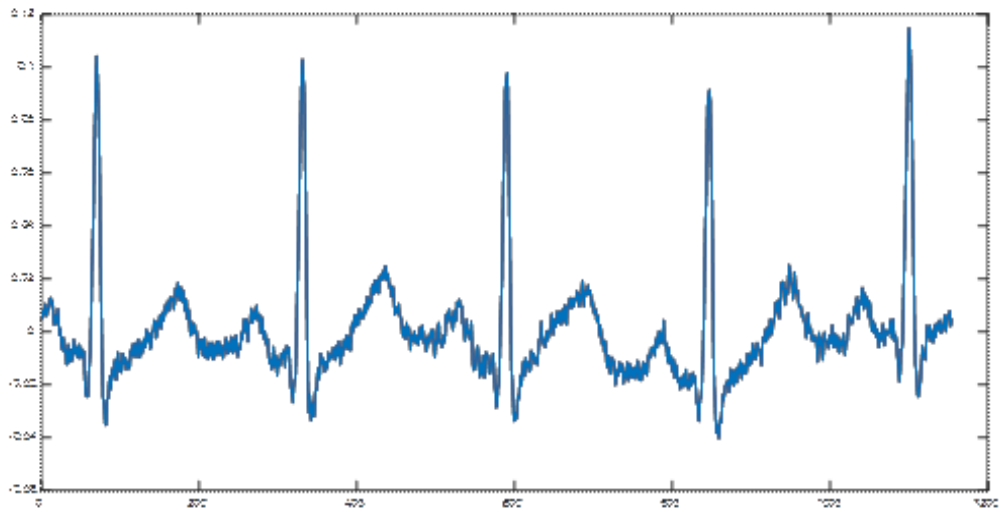
Le 3iem signal c'est le signal ECG filtré : Nous remarquons que ce signale elle presque comme le signale initiale (Figure 4.5).



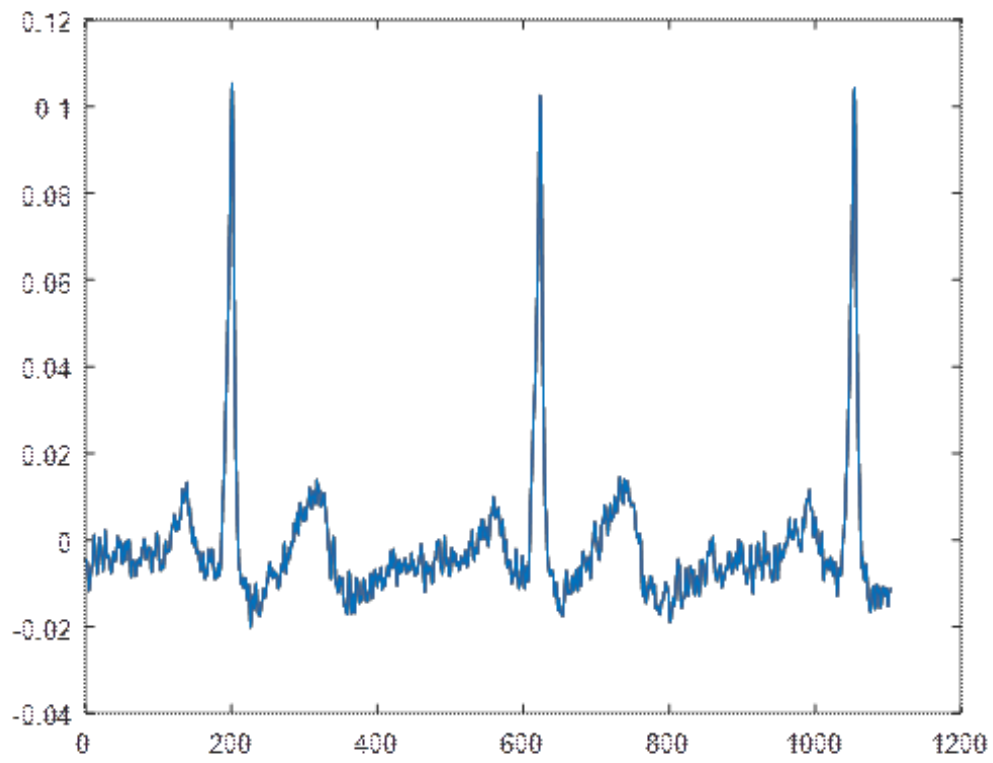
single ECG filtré

4.3 Signaux ECG réels

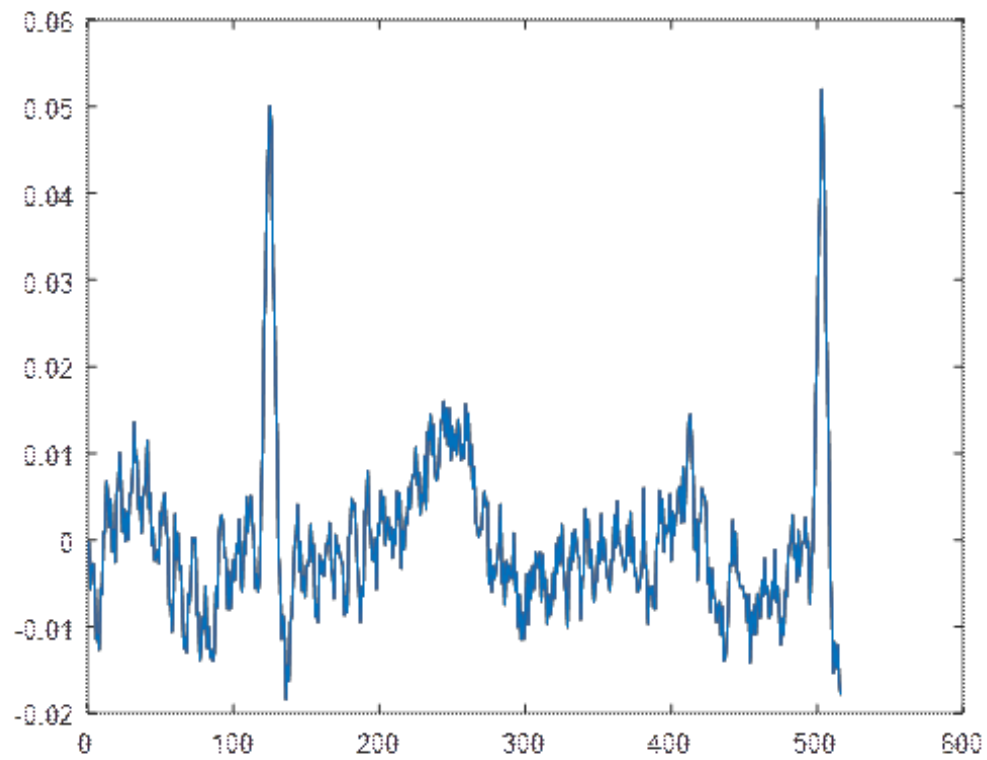
D'après la partie acquisition de ECG on a extrairai des signaux réels de ECG, ils sont présentés dans les figure (4.6),(4.7),(4.8) on note ECG1 ECG2 ECG 3



:ECG1 originale réel



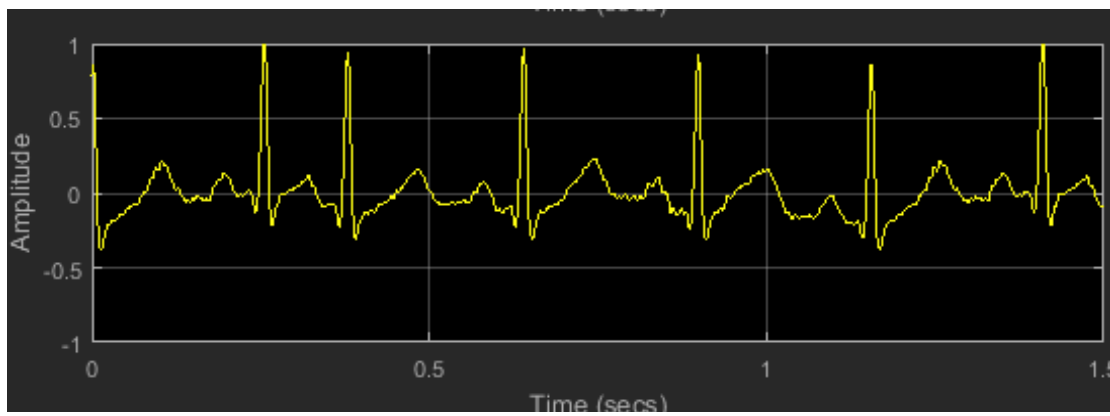
ECG2 original réel



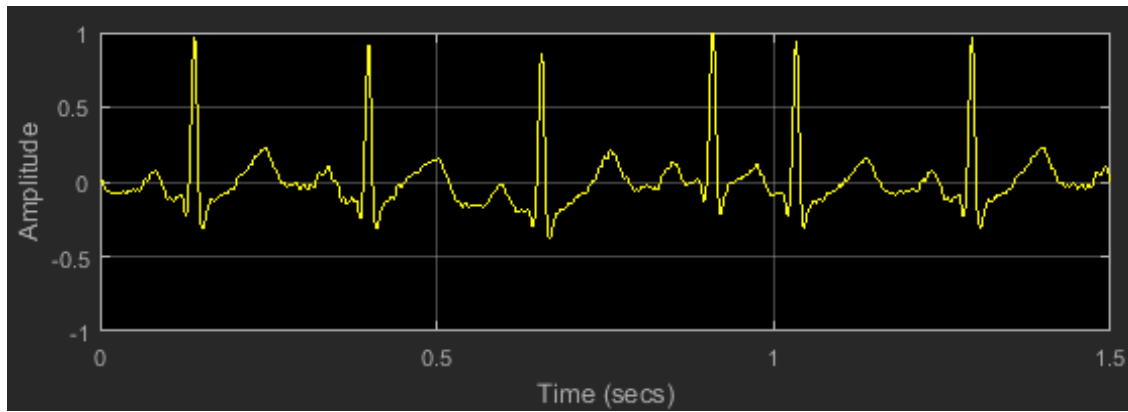
ECG3 original réel

4.3.1 Le débruitage de signaux ECG réels

on utilise le filtre passe bas pour le débruitage ; les résultats sont présentée dans les figure (4.9),(4.10),(4.11) :



ECG1 débruité

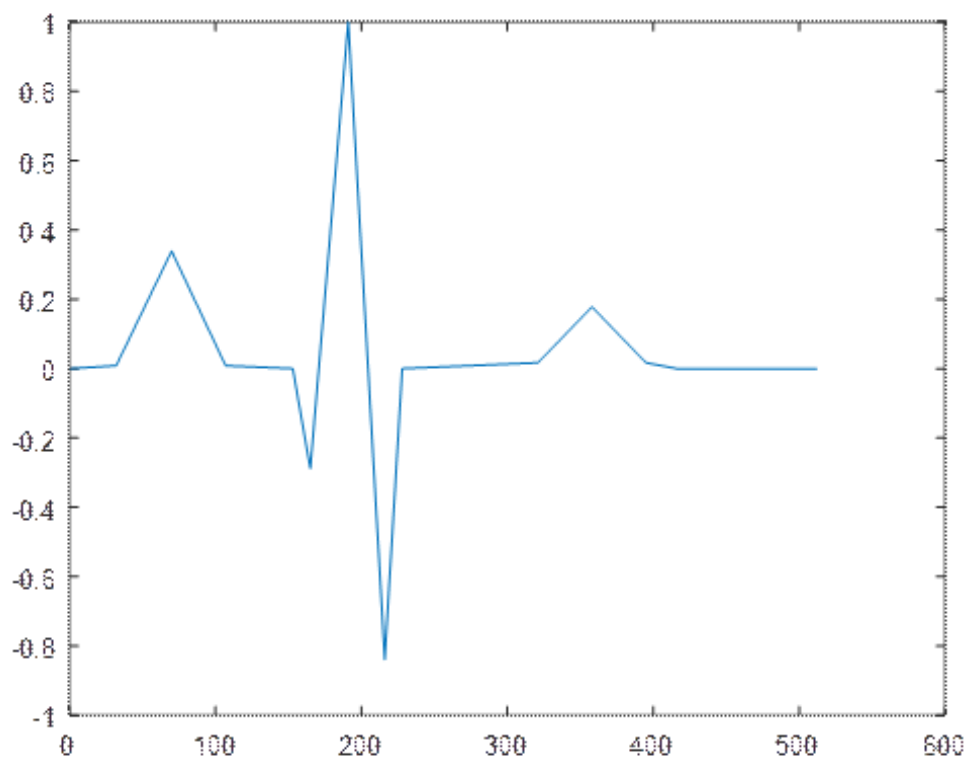


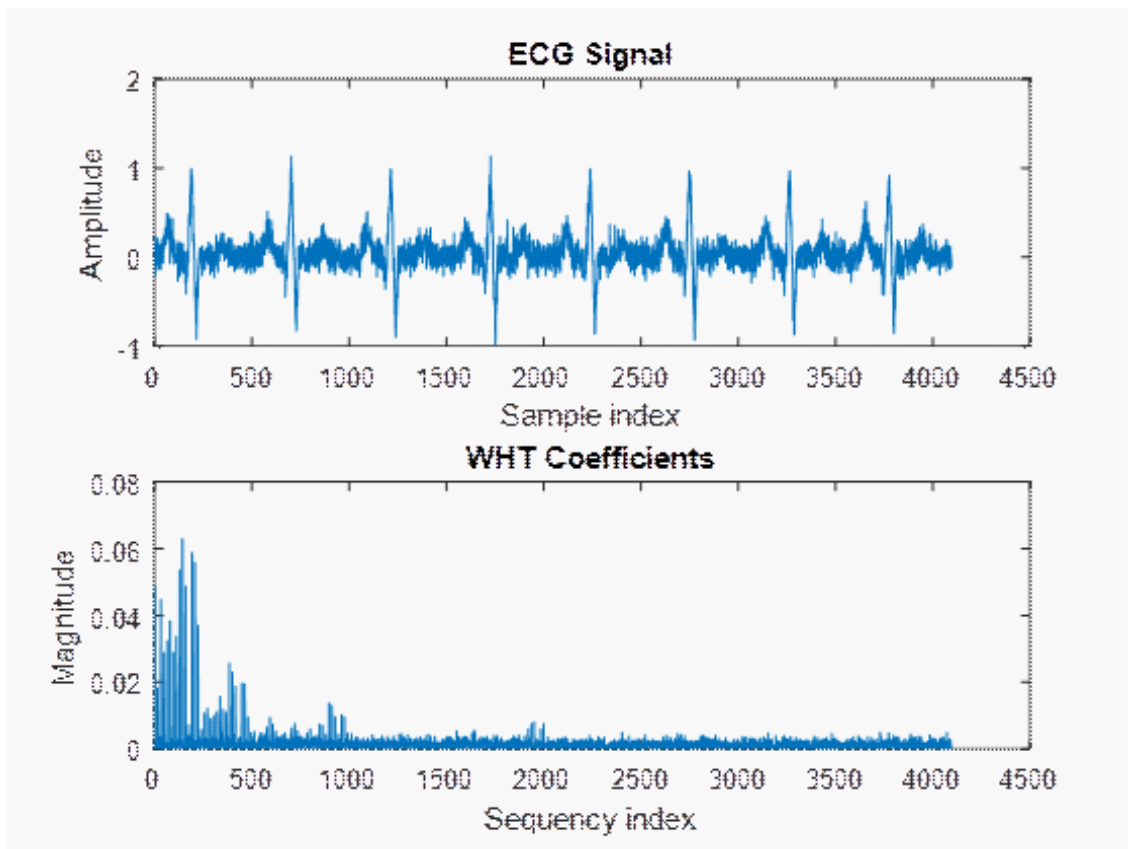
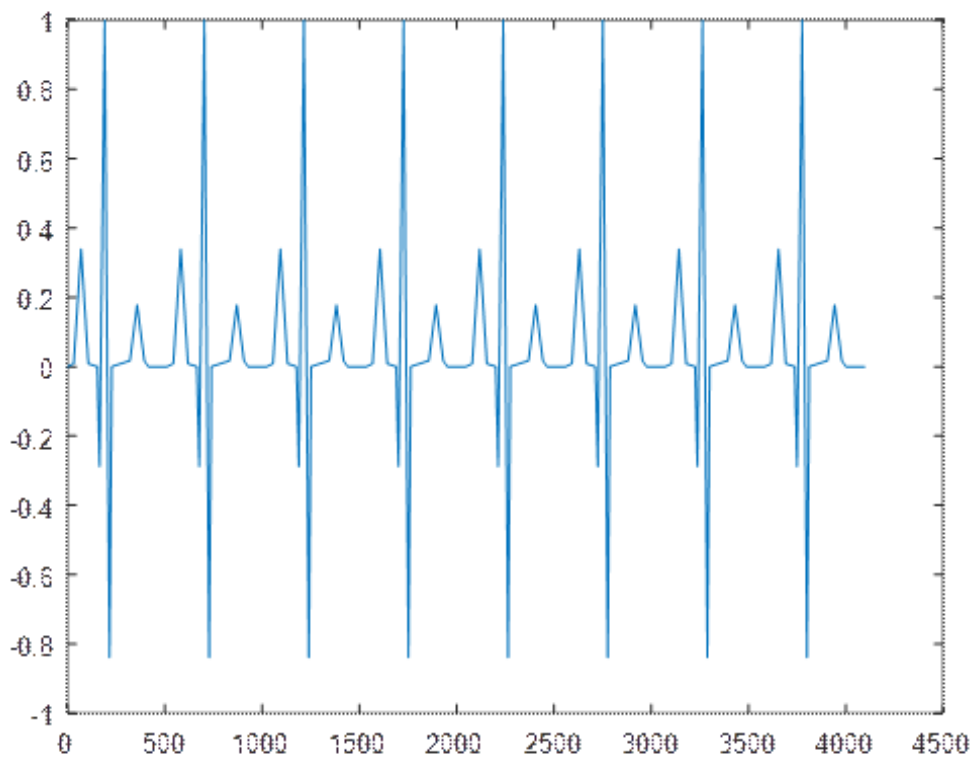
ECG2 débruité

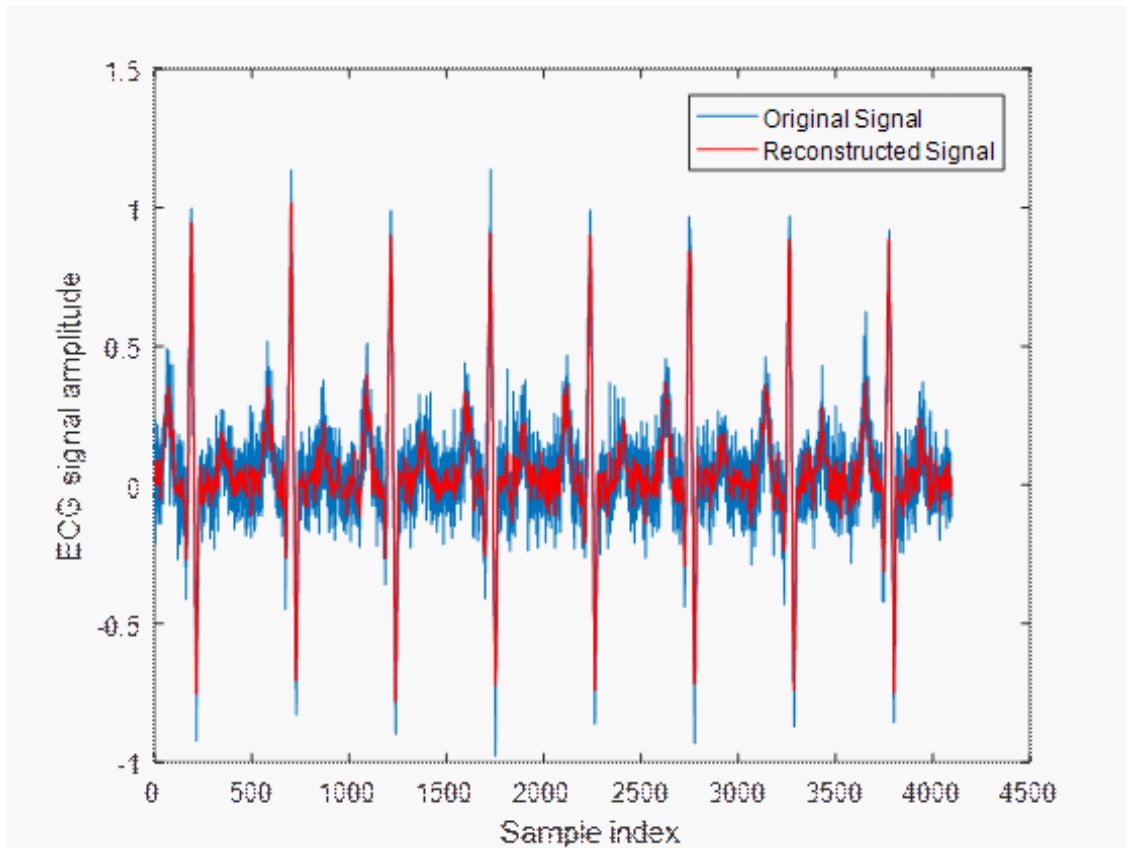
4.4

4.4.1 Compression et reconstruction (Walsh-Hadamart)

pour la compression de single on utilise un programme matlab :







4.5 Les artefacts visibles sur ECG [7]

Sur tout enregistrement électrocardiographique il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé et, parfois, induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimenté qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Les effets indésirables peuvent avoir plusieurs sources : techniques, physiques ou pathologiques. Nous allons surtout développer l'aspect technique et physique des bruits et artefacts présents sur les tracés électrocardiographiques notamment sur les tracés Holter. En partant du principe que les bruits fréquents en électrocardiographie sont des bruits additifs, les caractéristiques de ces bruits auxquelles nous allons nous attacher sont l'amplitude, la périodicité et la bande spectrale. Les artefacts prennent une place particulière puisqu'ils induisent des modifications des performances des algorithmes d'analyse automatique de l'électrocardiogramme.

4.5.1 Les bruits d'origine techniques

Le matériel utilisé pour l'enregistrement doit être manipulé avec précaution à cause qu'il peut être source de bruits pendant l'enregistrement. Parmi les plus importants on peut citer :

Bruit dû au secteur

Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller notre signal ECG avec une onde d'une fréquence 50 Hz ou de 60Hz. Ce genre de bruit apparaît sur tout

l'enregistrement et peut être assez fort mais il s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit haute fréquence à bande étroite

Bruit dû aux mouvements d'électrodes

Les mauvais contacts des électrodes engendrent des bruits qui provoquent l'instabilité de la ligne isoélectrique (la droite horizontale). L'effet de ce bruit sur le tracé, elle peut aller de la simple diminution d'amplitude à l'apparition de pics. Ce type de bruit intermittent à bande spectrale large s'élimine difficilement car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que le complexe QRS

Autres bruits courants

Ils représentent dans les artefacts dûs aux mouvements des câbles électriques, les mauvais câblages, et aussi les bruits d'instrumentation qu'elles résultent par l'utilisation des circuits électroniques pour la mesure de l'ECG

4.5.2 Artefacts physiques

Les artefacts physiques sont dus aux activités électriques du corps humain telles que les commandes de contraction des muscles ou la respiration, on les rappelle :

Mouvements de la ligne de base

La ligne de base est la ligne d'équilibre de l'activité cardiaque, elle doit d'être isoélectrique. Elle est prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques. Lors de l'enregistrement de l'électrocardiogramme, l'activité respiratoire engendre un signal de basse fréquence, qui interfère avec le signal utile électrique (ECG), et peut faire osciller la ligne isoélectrique

Bruit musculaires (signaux électromyographies EMG)

La contraction d'un muscle est commandée par une dépolarisation des cellules musculaires et c'est ce que nous considérons comme un type de bruit qui apparaît lors de l'enregistrement de l'activité électrique du cœur. Cette perturbation dépend de l'état du patient, s'il est très tendu ou atteint de maladie de Parkinson, ce qui provoque un enregistrement de mauvaise qualité sur toutes les voies de l'ECG. Ce genre de bruit se présente dans l'ECG comme des oscillations hautes fréquences, son amplitude est de même grandeur que celle de l'ECG, l'électromyogramme peut notamment noyer les ondes P et T et empêcher un diagnostic fiable

4.6 Troubles du rythme et de la conduction cardiaque [7]

Sous cette dénomination on regroupe les arythmies cardiaques et les blocs 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.

4.6.1 Rythme sinusal

Le rythme sinusal est le rythme normal cardiaque. Il correspond à une activation physiologique des oreillettes, puis des ventricules, à partir du nœud sinusal. Son rythme est compris entre 60 à 80 battements par minute avec un intervalle régulier entre des battements normaux. Le cœur s'accélère normalement lors de l'activité physique, dans les circonstances physiologiques qui exigent un surcroît de demande métabolique ou sous l'effet des émotions ou d'excitants tels que café, tabac et alcool.

Blocs cardiaques

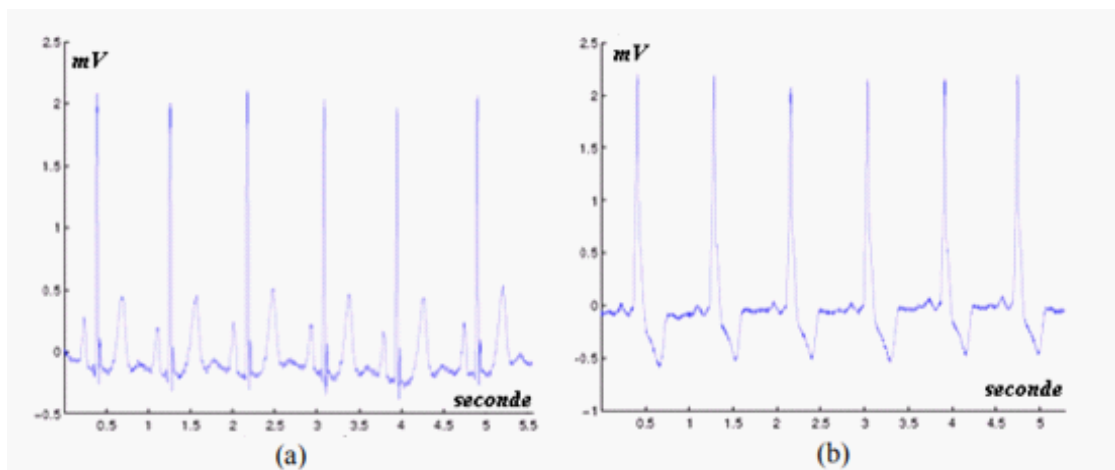
Les blocs cardiaques sont dus à une rupture de conduction du myocarde qui altère la dépolarisation. Ces ruptures peuvent être plus ou moins sévères : freinantes (allongement du temps de parcours), intermittentes (le blocage de la conduction se fait aléatoirement), ou complète (aucune conduction).

Bloc Sino-Auriculaire (Bloc SA) Le nœud sinusal peut ne pas transmettre de stimulus aux cellules des oreillettes. La conséquence est qu'au moins un cycle complet n'est pas effectué. Après la pause, due au bloc, le cycle reprend normalement si aucun autre foyer ectopique n'a déclenché la contraction.

Blocs Auriculo-Ventriculaire (BAV) On appelle BAV l'altération de la conduction du stimulus de dépolarisation entre les oreillettes et les ventricules.

Blocs de branche Le bloc de branche est dû au blocage de la dépolarisation dans une des branches du faisceau de His. Un bloc dans l'une ou l'autre branche provoque un retard dans la dépolarisation du ventricule auquel elle appartient. La dépolarisation des ventricules est désynchronisée et le complexe QRS est élargi par rapport à l'ECG normal comme montré sur la figure 6

Figure 6 Exemples d'ECG :



(a) normal et (b) : bloc de branche gauche.

4.7 Les arythmies cardiaques [7]

Elles sont une cause majeure de mortalité et constituent une partie très importante de la problématique des maladies cardiovasculaires. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît hors du nœud sinusal, dans le nœud atrio-ventriculaire ou les ventricules par exemple, ou que l'onde électrique ne suit plus les voies préférentielles de propagation. La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal. Le battement supplémentaire qu'elle provoque se nomme extrasystole, par opposition à la contraction normale nommée systole. On classe les arythmies en fonction de leur lieu de formation et de leurs effets sur le rythme cardiaque. Si le trouble se déclare dans les oreillettes ou le nœud atrio-ventriculaire, on parlera d'arythmie supra-ventriculaire ; s'il apparaît dans les ventricules, on parlera d'arythmie ventriculaire. Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parlera de tachycardie (tachy = rapide) ; si elle le ralentit, on parlera alors de bradycardie (Brady = lent) .

4.7.1 Extrasystoles supra-ventriculaires

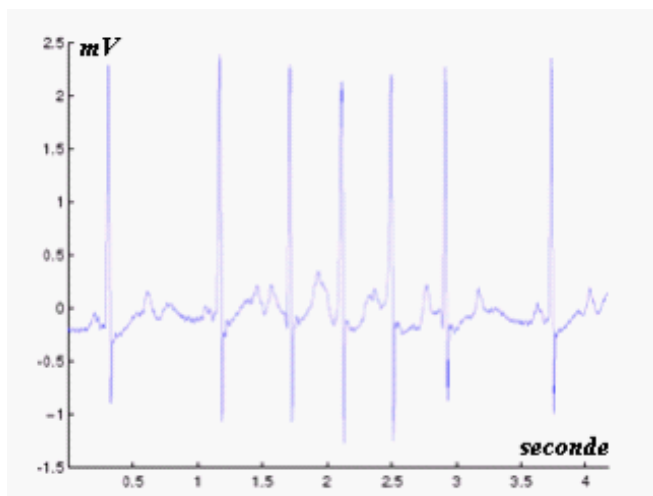
Une extrasystole supra-ventriculaire est caractérisée par une stimulation cardiaque prématurée par rapport au rythme de base. Selon son origine, elle pourra être auriculaire (oreillettes) ou jonctionnelle (nœud atrio-ventriculaire). Souvent l'hypertension artérielle, en raison de sa surcharge pour le cœur, provoque une distension des oreillettes et leur contraction prématurée. La faiblesse du muscle cardiaque peut constituer une autre cause de ce type d'extrasystole.

4.7.2 Contraction ventriculaire

Prématurée (extrasystole ventriculaire) L'extrasystole ventriculaire est due à la présence d'une zone irritative dans le ventricule qui ne se soumet pas à l'harmonie de l'activation cardiaque. L'émotion, un déséquilibre de la teneur en sels minéraux, un état fébrile ou une infection peuvent démasquer une propension à cette arythmie. Dans ces cas, celle-ci sera considérée comme bénigne, tandis que l'apparition d'extrasystoles accompagnant une maladie cardiaque peut dévoiler un problème qui nécessite un traitement. Si les extrasystoles se multiplient et que la stimulation électrique suit le mouvement, la fréquence cardiaque augmentera, on parlera alors de tachycardie.

4.7.3 La tachycardie supra-ventriculaire

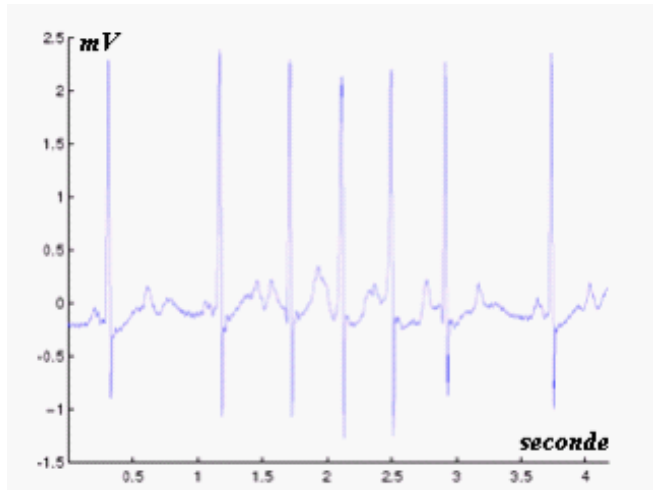
Lors de tachycardie paroxystique, le cœur s'emballé soudainement et bat très rapidement, jusqu'à 150 à 220 fois par minute comme montré sur la Figure 7. Ces épisodes peuvent durer quelques secondes ou se prolonger pendant plusieurs heures. Ils s'arrêtent aussi soudainement qu'ils sont apparus. Les tachycardies supra ventriculaires peuvent apparaître dès le très jeune âge et persister toute la vie. Après ces crises, le sujet se sent fatigué, mais ce type d'arythmie est rarement dangereux. Elles nécessitent néanmoins l'attention du médecin, car elles peuvent être gênantes et diminuer la qualité de vie.



Tachycardie supra-ventriculaire

4.7.4 La fibrillation auriculaire

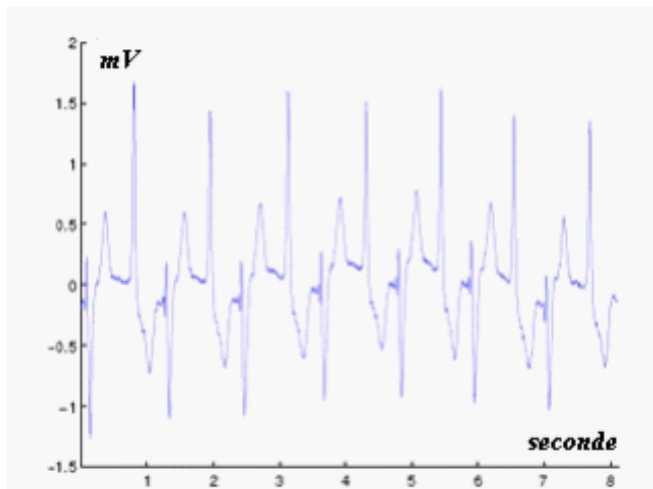
Une fibrillation auriculaire est définie comme la contraction anarchique des oreillettes, qui entraîne une contraction rapide et irrégulière des ventricules comme montré sur la Figure 8 . Il s'agit d'un trouble du rythme du cœur très fréquent, en particulier chez les sujets de plus de 60 ans. Le diagnostic est difficile car les symptômes de fibrillation auriculaire ne sont absolument pas ressentis.



Fibrillation auriculaire

4.7.5 La tachycardie ventriculaire

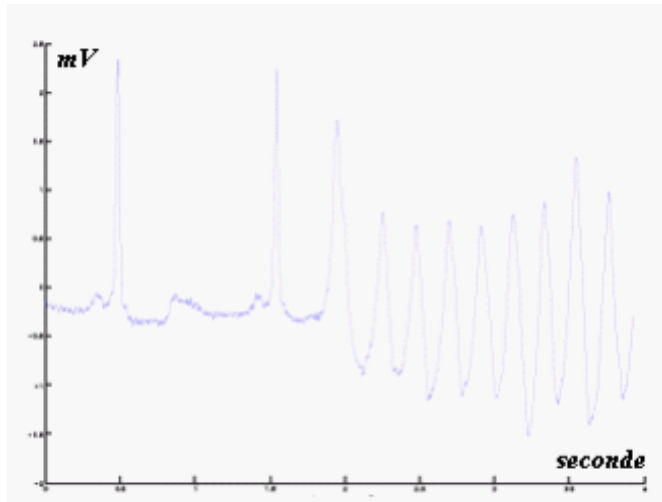
La tachycardie ventriculaire est en général la manifestation d'un dysfonctionnement du muscle cardiaque. Elle peut apparaître à tout âge, mais elle est fréquemment la conséquence d'un infarctus du myocarde. Elle se manifeste par la désynchronisation des Chapitre 1 Le cœur et l'électrocardiographie 19 battements ventriculaires qui conduit à une diminution du pompage du sang (voir Figure 9).



Tachycardie ventriculaire

4.7.6 Fibrillation ventriculaire

La fibrillation ventriculaire (FV) est parfois inaugurale (mort subite), précoce (fibrillation ventriculaire primaire de bon pronostic), parfois tardive (fibrillation ventriculaire secondaire) accompagnant alors un anévrisme du ventricule gauche suite à un mauvais diagnostic. La fibrillation ne peut pas se produire dans un milieu homogène. En fait, la période réfractaire, l'excitabilité, ainsi que la vitesse de conduction n'ont pas des propriétés constantes partout dans le tissu ventriculaire comme montré sur la Figure (10).



Fibrillation ventriculaire

4.8 Conclusion

Dans cette expérience on a réalisé le débruitage de single ECG synthétique et réel après un acquisition, nous avons procédé la suppression ou la réduction de ce bruit par le filtre passe bas, et on fait la compression de single pour réduire de stockage chapitre en donnant différents types d'artefacts Peut affecter les signaux ECG enregistrés. et nous avons Introduit certaines maladies cardiaques typiques, et Chacun a un enregistrement ECG correspondant. Nous terminons ce chapitre en donnant différents types d'artefacts Peut affecter les signaux ECG enregistrés. et

Deuxième partie

Conclusion général

Le signal d'électrocardiogramme ECG est un examen largement utilisé dans les domaines suivants Cardiologie. Ce signal représente l'activité électrique du cœur et est de grande valeur La clinique diagnostique certaines arythmies. Ces pathologies sont Se manifeste généralement par des perturbations de l'activité électrique du cœur. Les principaux objectifs des travaux présentés dans cet article sont les suivants :

1. Le principe de base et le principe de fonctionnement de l'électrogènes cardiaque Électrocardiogramme.
2. Traitement du signal ECG avec filtre numérique
3. Simulation MATLAB et test de filtrage passe-bas des signaux ECG bruyants.

Dans ce travail, la tâche principale est le débruitage des signaux ECG, en utilisant filtre passe bas. Le résultat des travaux sur ce sujet est la mise en place d'une méthode de débruitage qui Propriétés statistiques basées sur les signaux ECG

Bibliographie

- [1] <https://www.chuv.ch/fr/cardiologie/car-home/patients-et-famille/fonctionnement-du-coeur>
- [2] B. Lembarek "Étude et réalisation d'un système de télésurveillance médicale d'ECG par voie GSM/GPRS " Mémoire de master 2 Département de génie électrique Université de Biskra 2018
- [3] F.Brunet "Télémédecine" rapport 28 octobre 2010
- [4] <https://saintesante.com/recherches/telemedecine>
- [5] <https://www.vocabulaire-medical.fr/encyclopedie/090-telemedecine>
- [6] <https://www.indexsante.ca/chroniques/634/telemedecine-avantages-et-inconvenients.php>
- [7] M.L. TALBI, «Analyse et traitement de signal électrocardiographique(ECG) », Thèse de Doctorat, Université Mentouri de Constantine, 2011
- [8] R.Bettira,"Etude et réalisation d'une plateforme de télésurveillance médicale et transfert du signal ECG" memoire master 2 , departement d'électronique universite de Mohamed Khider de Biskra,2019
- [9] Aline Cabasson. Estimation et analyse des intervalles cardiaques. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Nice Sophia Antipolis, 2008. Français
- [10] OLTEAN, Marius. TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES SIGNAUX ECG.
- [11] TAOULI, Sidi Ahmed. Analyse de la Variabilité de L'intervalle QT et de sa Corrélation avec le Rythme Cardiaque du Signal Electrocardiogramme ECG. 2012. Thèse de doctorat
- [12] Classification d'un signal ECG par RNA(RBF)
- [13] M. HADJ SLIMANE Zine-Eddine « ANALYSE ET SYNTHÈSE DE MÉTHODES DE DÉTECTION DU COMPLEXE QRS DU SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME »
- [14] Chapitre 4 : Examens complémentaires en cardiologie 'Collège National des Enseignants de Cardiologie et Maladies Vasculaires'
- [15] I <http://www.eurekasante.fr>)
- [16] [<http://coeurartificiel.canalblog.com/archives/2011/02/05/20310916.html>]
- [17] <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00000571/file/Chapitre2.pdf>
- [18] <https://entraide-esi-ide.com/lelectrocardiogramme>
- [19] A Rimouche. S Chebira « acquisition et traitement de signal pour la télémédecine » Mémoire Master 2, département d'électronique, université de Jijel ,2017
- [20] Mr Meddour cherif « Acquisition, traitement et analyse d'un signal cardiaque bruité »Mémoire master 2, département d'électronique, Université d'Alger, 2010
- [21] <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/arduino-wireless-communication-nrf24l01-tutorial/>
- [22] Ouadi Beya. Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l'analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université de Bourgogne, 2014. Français. ffnnt : 2014DIJOS015ff. fftel-01316123ff
- [23] F. BOUAZIZ « Analyse et Détection des ondes caractéristiques des signaux Electrocardiographiques (ECG) »département d'électronique, université de Jijel 2020

- [24] H. DJAHOUARI « Analyse du signal ECG par les transformées en ondelettes », mémoire de master 2, département de Département de Génie Electrique; BOUIRA 2017 /2018
- [25] ABID Tarek « Analyse du signal ECG par les ondelettes »; Département d'Informatique; mémoire MAGISTER, université de Annaba 2008
- [26] BENALI. R « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques »; département de électronique, doctorat, université de Tlemcen, avril 201
- [27] M : MITICHE LAHCEN « Filtrage D'un Signal ECG Bruité par Un Filtre PASS-BAS », mémoire master 2, département de GENIE ELECTRIQUE, universités de Djelfa; 2019
- [28] https://en.wikipedia.org/wiki/Hadamard_transform
- [29] Daniel Tchiotsop. Modélisations polynomiales des signaux ECG. Application à la compression.. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Institut National Polytechnique Lorraine - INPL, 2007. Français. fftel-00197549
- [30] <https://www.mathworks.com/help/signal/ug/walsh-hadamard-transform-for-spectral-analysis-and-compression-of-ecg-signals.html>[31] Ouadi Beya. Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l'analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université de Bourgogne, 2014. Français. ffNNT : 2014DIJOS015ff. fftel-01316123ff
- [31] F. BOUAZIZ « Analyse et Détection des ondes caractéristiques des signaux Electrocardiographiques (ECG) »département d'électronique, université de Jijel 2020
- [32] H. DJAHOUARI « Analyse du signal ECG par les transformées en ondelettes », mémoire de master 2, département de Département de Génie Electrique; BOUIRA 2017 /2018
- [33] ABID Tarek « Analyse du signal ECG par les ondelettes »; Département d'Informatique; mémoire MAGISTER, université de Annaba 2008
- [34] BENALI. R « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques »; département de électronique, doctorat, université de Tlemcen, avril 201
- [35] M : MITICHE LAHCEN « Filtrage D'un Signal ECG Bruité par Un Filtre PASS-BAS », mémoire master 2, département de GENIE ELECTRIQUE, universités de Djelfa; 2019
- [36] https://en.wikipedia.org/wiki/Hadamard_transform
- [37] Daniel Tchiotsop. Modélisations polynomiales des signaux ECG. Application à la compression.Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Institut National Polytechnique,deLorraine - INPL, 2007. Français. fftel-00197549
- [38] <https://www.mathworks.com/help/signal/ug/walsh-hadamard-transform-for-spectral-analysis-and-compression-of-ecg-signals.html>