



République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Akli Mohand Oulhadj –Bouira-



Faculté : sciences et sciences appliqués

Département : Génie électrique

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

Master En Imagerie et instrumentation biomédical

Thème :

**ANALYSE DE SIGNAL ECG EN VUE D'AIDE AU
DIAGNOSTIC DE CAS PATHOLOGIQUE**

Domaine : Science et Tevhnologie

Filière : Génie électrique

Spécialité : Imagerie et instrumentation biomédical.

Présenté par :

○ **Omani Aabelghani**

Encadré par :

Mr.Benghania

2016-2017

Dédicaces

Je dédie ce travail à :
A mes deux mères,
A mon père,
A mes frères et sœurs,
A toute ma famille,
A Mohamed Kerma et Azzedine et Belkacem
A tous mes enseignants et mes collègues a
l'université de Bouira
A tous ceux que j'aime

Remerciements

Louage à dieu qui m'a donné tant de courage, de force, de Patience et de volonté pour l'élaboration de ce modeste travail qui a Été réalisé au niveau du département de GENIE ELECTRIQUE de BOUIRA. A qui je tiens à exprimer toute ma gratitude, à Monsieur Hadj Abedelkader Benghania pour ses conseils fructueux et de m'avoir aidé et fait profiter de ces

Compétences, afin de mener à bien mon mémoire.

je remerciés également les membres de jury pour avoir accepté

D'être présents avec nous.

Nous n'oublions pas de remercier vivement et de tout cœur,

l'ensembles des enseignants de notre département.

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

Sommaire

Introduction générale	1
Chapitre I : Notions de base en Cardiologie	2
Introduction... ..	3
I.1. Le système cardio-vasculaire	3
I.1.1 Anatomie du coeur	3
I.1.2. La circulation sanguine.....	5
I.2. L'électrophysiologie cardiaque	5
I.3. Propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques	6
I.4. Le fonctionnement	7
I.4.1. Activité mécanique cardiaque.....	7
I.4.2. La conduction électrique du coeur.....	8
I.5. Les pathologies cardiaques	10
I.5.1. Rythme sinusal	10
I.5.2. Les arythmies cardiaques	10
I.5.3. Types d'arythmies courantes	11
A-L'extrasystole.....	11
B- Le flutter atrial (auriculaire).....	11
C-La fibrillation atriale (Fibrillation auriculaire).....	12
D- La tachycardie supra-ventriculaire (auriculaire ou jonctionnelle).....	13
E -La fibrillation ventriculaire.....	13
F- Bigeminisme ventriculaire	14
I.6. L'électrocardiographie	14
I.6.1. présentation	14
I.6.2. Description	14
I.6.3. Directives aux patients	15
I.6.4. Renseignements supplémentaires	15
I.7. Système de Dérivations électrocardiographiques	15

I.7.1. Dérivations	15
I.8. Le signal électrocardiogramme	16
I.8.1. Les ondes enregistrées sur un ECG normal	17
A -L'onde P	18
B -Le complexe ORS	18
C -L'onde T	18
D -L'onde U	18
I.8.2. Les segments et intervalles qui caractérisent un ECG normal	19
A -Intervalle RR.....	19
B -Segment PR.....	19
C -Intervalle PR.....	27
D-Intervalle QT.....	19
E-Segment ST.....	19
I.9. Le rythme cardiaque	19
Conclusion	20
Chapitre II : Etat de l'art sur la détection du complexe QRS	21
Introduction.....	22
II.1. Prétraitement du signal ECG	22
II.2. Types de bruits présents dans le signal ECG	22
II.2.1. Bruits d'origine technique	23
a)Le Bruit du réseau 50Hz	23
b) Les bruits dus au mauvais contact électrode-peau	23
c) Autres bruits	24
II.2.2. Bruits physiques	24
a)Fluctuations de la ligne de base	24
b) Bruits dus au signal électromyogramme EMG	25
c) Autres artefacts d'origine physique	25
II.3. Etat de l'art sur le filtrage de l'ECG.....	25
II.4. détection du complexe QRS	26

II.4.1. Etat de l'art sur la détection du complexe QRS.....	27
II.5. Méthodes de traitement du signal ECG	28
II.5.1. Différents types d'algorithmes	28
II.5.1.1. Algorithme basé sur la dérivée première	29
II.5.1.2. Algorithme basé sur l'amplitude et la dérivée première.....	29
II.5.1.3. Algorithme basé sur la dérivée première et seconde.....	30
II.5.1.4. Algorithme basé sur les filtres numériques	30
II.5.1.5. Algorithme de Pan Tompkins	30
II.5.1.6. Algorithmes basés sur la transformée en ondelettes.....	30
II.5.1.7. Algorithmes basés sur les réseaux de neurones.....	31
II.5.1.8. Algorithme de Benitez.....	31
Conclusion.....	32
Chapitre III : Détection du complexe QRS	33
Introduction	34
III .1 La base de données	34
III.1.1 Fichiers de la base MIT-BIH.....	34
III.1.2 Fichier de données (*.dat)	34
III.1.3 Fichier header (*.hea).....	35
III.1.4 Fichier annotation (*.atr).....	35
III.2 Eliminations de bruit :	35
III.2.1 Filtre à Encoche :	35
III.2.2 Elimination des interférences d'alimentation.....	37
III.2.3 Filtrage du signal ECG	37
III.3 Détection du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins.....	38
III.3.1. Le filtre passe bande	38
III.3.2. Le filtre dérivateur	38
III.3.3. Le filtre quadrature	39
III.3.4. Filtre à moyenne glissante	39
III.4. Les résultats	39

III.5. Discussion	46
III.6. Résultats d'évaluation de l'algorithme de détection du complexe QRS	46
III.7. Interprétation.....	47
Conclusion.....	47
Conclusion générale.....	49
Références bibliographiques.....	50

Liste des figures

Figure 1.1 : Système de conduction cardiaque	4
Figure 1.2 : Appareil circulatoire de l'homme.....	5
Figure 1.3 : Les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique.....	7
Figure 1.4 : Anatomie du coeur et des vaisseaux associés.....	8
Figure 1.5 : activité électrique du coeur.....	9
Figure 1.6 : Rythme sinusal.....	10
Figure 1.7 : Flutter auriculaire .Les ondes P sont remplacées par une succession.....	12
d'ondes appelées F qui ont l'aspect de dents de scie	
Figure 1.8 : Fibrillation auriculaire.....	12
Figure 1.9 : Fibrillation ventriculaire.....	14
Figure 1.10 : Placement des électrodes de base pour l'électrocardiogramme.....	16
Figure 1.11: Positionnement standard des 6 électrodes proches du coeur pour	16
un relevé de 10 dérivation	
Figure 1.12 : Étapes successives de dépolarisation/repolarisation.....	17
Figure 1.13 : ECG normal.....	17
Figure 2.1: Interférence secteur 50 hz.....	23
Figure 2.2 : Bruit dû au mauvais contact électrode-peau.....	23
Figure 2.3 : dérive de la ligne de base	24
Figure 2.4 : bruit myoélectrique ou tremblement.....	25
Figure 2.5 : Schéma bloc d'un détecteur de QRS.....	28
Figure 2.6 : diagramme des étapes de l'algorithme de Benitez.....	31
Figure 3.1 : Exemple de deux enregistrements ECG de la base de données MIT BIH.....	35
Figure 3.2 : Gabarits du filtre a encoche.....	36
Figure 3.3 : signal sinusoïdal avant et après passage dans filtre a encoche.....	36
Figure 3.4 : DSP de ECG avec périodogramme et avec corrélogramme.....	37
Figure 3.5 : Résultats de l'opération du filtrage des bruits 50Hz appliqué sur	38
le signal du patient '217'	

Figure 3.6 : Schéma bloc de détecteur du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins.....	38
Figure 3.7: les signaux obtenue pour le patient 217.....	40
Figure 3.8 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 217.....	40
Figure 3.9 : les signaux obtenue pour le patient 219.....	41
Figure 3.10 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 219.....	41
Figure 3.11 : les signaux obtenue pour le patient 221.....	42
Figure 3.12 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 221.....	42
Figure 3.13 : les signaux obtenue pour le patient 222.....	43
Figure 3.14 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 222.....	43
Figure 3.15 : les signaux obtenue pour le patient 223.....	44
Figure 3.16 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 223.....	44
Figure 3.17 : les signaux obtenue pour le patient 230.....	45
Figure 3.18 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 230.....	45

Liste des tableaux

Tableau 3.19: Résultats d'évaluation de l'algorithme de détection du complexe QRS.....	47
--	----

Abréviations

ECG : Electrocardiogramme

N : Battements Normaux

NS : Nœud Sinusal

NAV : Nœud Auriculo Ventriculaire

QRS : durée du complexe QRS

RRp : distance entre le pic R actuel et le pic R précédant

RRs : distance entre le pic R actuel et le pic R suivant

Se : sensibilité

Sp : spécificité

Introduction générale

Dans le monde ; le taux de mortalité provenant des maladies cardiovasculaires est très élevé. Pourtant les médecins disposent de nombreux moyens pour étudier et vérifier son bon fonctionnement.

Notamment, ils utilisent l'électrocardiogramme, qui est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque. L'électrocardiogramme contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies du cœur.

En effet l'électrocardiogramme ECG est un signal qui représente l'activité électrique du cœur. L'ECG est un élément essentiel que ce soit dans la surveillance des patients ou dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires.

Toutes fois, les enregistrements sont souvent bruités et parfois peu exploitables, c'est alors qu'intervient le domaine du traitement de signal. Grace aux différents outils que ce domaine nous propose, il est par exemple possible de d'ébruiter et d'analyser les électrocardiogrammes de façon automatique. Le présent document est réparti en trois chapitres :

Le premier chapitre présente brièvement des notions de bases en cardiologie le fonctionnement du système cardiovasculaire, et notamment le cœur. Il permet en particulier de comprendre l'origine et la nature des signaux électriques enregistrés par l'électrocardiographie. On va citer les différentes pathologies cardiaques et plus précisément ceux relatifs aux troubles du rythme cardiaque ainsi à la présentation de l'électrocardiographie, Qui est une technique relativement peu coûteuse permettant, à l'aide d'un simple examen et sans danger, de surveiller le bon fonctionnement de l'appareil cardiovasculaire

Le deuxième chapitre présente le prétraitement d'un signal ECG et les bruits qu'on peut rencontrer et les différents algorithmes pour la détection du complexe QRS

Dans le troisième et dernier chapitre on va parler sur la base de données et l'algorithme choisis pour la détection de complexe QRS. Nous terminons ce chapitre par les résultats obtenus pour différents types de signaux. et l'interprétation

Nous clôturerons le mémoire par une conclusion générale

CHAPITRE I :
notions de
base en
cardiologie

Introduction

A travers ce chapitre, une description générale du système cardiovasculaire est d'abord faite, suivie d'une description détaillée de l'activité physiologique cardiaque. Cette présentation se limite principalement aux différents paramètres décrivant le signal électrocardiogramme ECG en vue d'une meilleure compréhension du travail présenté dans ce chapitre décrit aussi très brièvement les différentes pathologies cardiaques.

Les lecteurs intéressés par une approche médicale profonde pourront consulter les nombreux ouvrages médicaux disponibles sur le sujet.

1.1. Le système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire appelé aussi système circulatoire assure la circulation du sang d'une manière continue dans l'organisme. Il permet ainsi d'alimenter les tissus cellulaires en oxygène et en nutriments et d'évacuer les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons. Ce système est composé d'un organe pompe, le cœur, et d'un réseau continu et fermé de conduits qui permettent le transport du sang, le système vasculaire (les veines et les artères).^[1]

1.1.1 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe très étudié et déjà bien connu. Celui-ci se situe dans le thorax. Les parois du cœur sont principalement composées de cellules musculaires constituant le myocarde. Ces parois forment plusieurs cavités tapissées de cellules endothéliales ou endothélium. Chez l'homme, ces cavités sont au nombre de quatre.

- L'oreillette droite reçoit le sang de la totalité de l'organisme (excepté celui venant des poumons) et déverse celui-ci dans le ventricule droit.
- Le ventricule droit expulse le sang vers les poumons où les sous-unités de l'hémoglobine sont chargées en oxygène.
- L'oreillette gauche récupère le sang qui revient des poumons.
- Le ventricule gauche expulse le sang dans le corps entier

Entre l'oreillette et le ventricule, de chaque côté du cœur, se trouvent des valves qui laissent circuler le sang de l'oreillette vers le ventricule mais l'empêchent de refouler. L'action des valves est un phénomène passif. Le but de cet agencement du cœur est de

produire une contraction cardiaque coordonnée qui pourra faire circuler le sang dans le système vasculaire. Une petite partie des cellules cardiaques n'intervient pas dans la contraction mais porte des structures spécifiques qui sont essentielles à l'excitation cardiaque normale. Ces cellules constituent le système de conduction cardiaque (voir Figure 1.1). Elles entrent au contact des cellules musculaires cardiaques via des jonctions communicantes. Le système de conduction initie le battement cardiaque et assure la propagation rapide de l'influx dans tout le cœur.

La contraction du muscle cardiaque est déclenchée par la dépolarisation des membranes plasmiques de ses cellules. Les jonctions communicantes qui connectent les cellules du myocarde assurent la propagation des potentiels d'action d'une cellule à l'autre. La dépolarisation initiale prend normalement naissance dans un petit groupe de cellules du système de conduction le nœud sinusal, localisé dans l'oreillette droite. Le potentiel d'action se propage alors depuis celui-ci dans la totalité des oreillettes, puis des ventricules. C'est l'effet cumulé de toutes ces dépolarisations qui est mesuré par l'électrocardiogramme. (voir figure 1.1) ^[1]

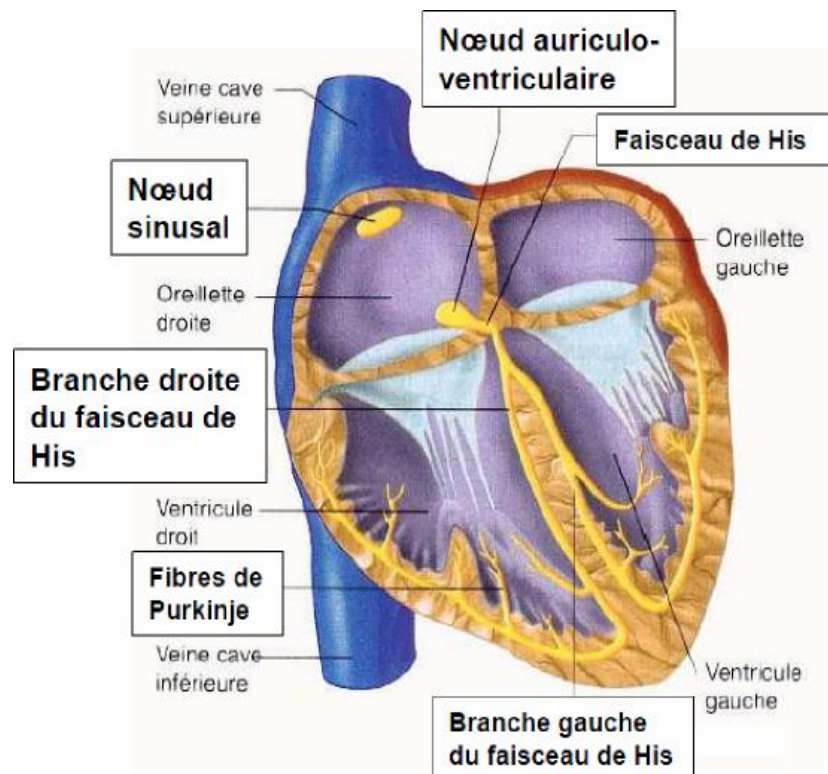


Figure 1.1 : Système de conduction cardiaque

I.1.2. La circulation sanguine

L'oreillette droite récupère le sang pauvre en oxygène des veines caves supérieure et inférieure, et le propulse après contraction vers le ventricule droit. Cette phase est la systole auriculaire. Cette phase systolique est suivie d'une autre diastolique, permettant d'envoyer le sang dans les poumons à travers les artères pulmonaires. Le dioxyde de carbone véhiculé par ce sang sera évacué par les poumons vers l'extérieur du corps, et par la suite sera rechargé en oxygène. Le sang revient ensuite au cœur dans l'oreillette gauche, puis passe dans le ventricule gauche là où il est envoyé vers les organes dans le réseau artériel à travers l'aorte. L'ensemble de ces étapes forme la circulation sanguine illustrée (voir figure 1.2).^[1]

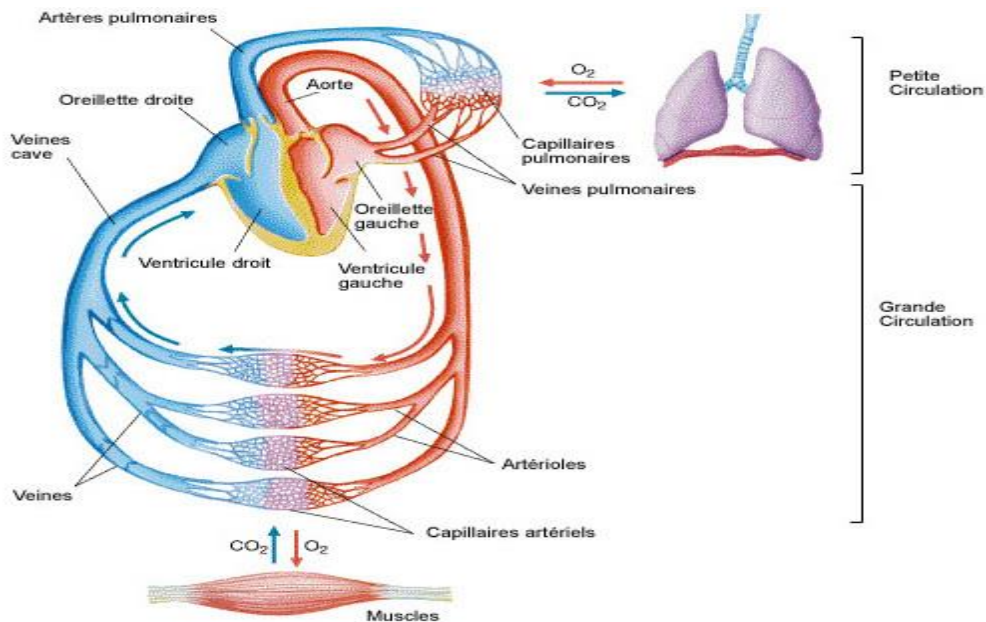


Figure 1.2 : Appareil circulatoire de l'homme

I.2. L'électrophysiologie cardiaque

Le cœur est un organe automatique. Il possède en lui-même tous les éléments de son fonctionnement. Cet automatisme est lié au tissu nodal (système de conduction cardiaque très spécialisé). Le cœur se contracte parce qu'un stimulus (ou onde de dépolarisation) prend origine au niveau de la paroi postérieure de l'oreillette droite. Ce stimulus traverse d'abord les deux oreillettes puis passe par la suite aux ventricules. 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. Pour mieux comprendre l'origine des phénomènes électriques et mécaniques du cœur, les propriétés électro-physiologiques de la cellule cardiaque seront discutées tout d'abord. [2]

1.3. Propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane qui permet le passage de différents ions, ce qui engendre des différences de concentration de part et d'autre de cette membrane cellulaire.

Le *sodium* (Na^+) est 10 fois plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur de la membrane, par contre la concentration intracellulaire de *potassium* (K^+) est 30 fois supérieure qu'à l'extérieur de la cellule et enfin le *calcium* (Ca^{++}) est très concentré à l'extérieur par rapport à l'intérieur. [2]

Les différences de concentration de ces particules chargées électriquement aboutissent à des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire.

Au repos, l'intérieur de la cellule est chargé négativement avec une différence de potentiel de -90mV ce qui est connu par le potentiel de repos.

Lorsque la cellule est excitée par un stimulus électrique, mécanique ou chimique, des modifications transitoires de la membrane vont aboutir à une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium. La différence de potentiel passe alors de -90mV à environ +20mV. C'est ***le potentiel d'action***. [2]

Lors de la contraction des cellules cardiaques, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la figure 1.3, 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

Celle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions potassiums K^+

✚ La phase 2 ou plateau

Elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{++} 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 original. 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 (voir figure 1.3)

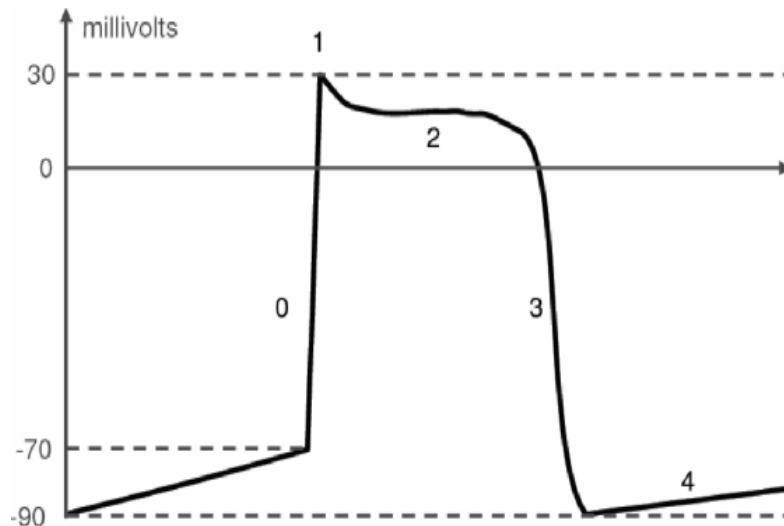


Figure 1.3 : Les cinq phases du potentiel d'action

d'une cellule du muscle myocardique

Dans un second temps les mécanismes servant à rétablir les différences de concentration vont se réactiver et rétablir les différences de concentration de part et d'autre de la membrane : c'est la phase de repolarisation de la cellule au cours de laquelle la cellule ne peut pas réagir à une nouvelle stimulation. C'est **la période réfractaire**.^[2]

I.4. Le fonctionnement

I.4.1. Activité mécanique cardiaque

Le cycle de la circulation sanguine se répète constamment et se divise en deux périodes: la systole et la diastole.

La systole est la période correspondant à l'éjection du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases: la systole auriculaire, la contraction ventriculaire isovolumique et la systole ventriculaire [3]

-La systole auriculaire est la contraction des oreillettes lorsque celles-ci sont remplies de sang.

-La contraction ventriculaire isovolumique 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. [3]

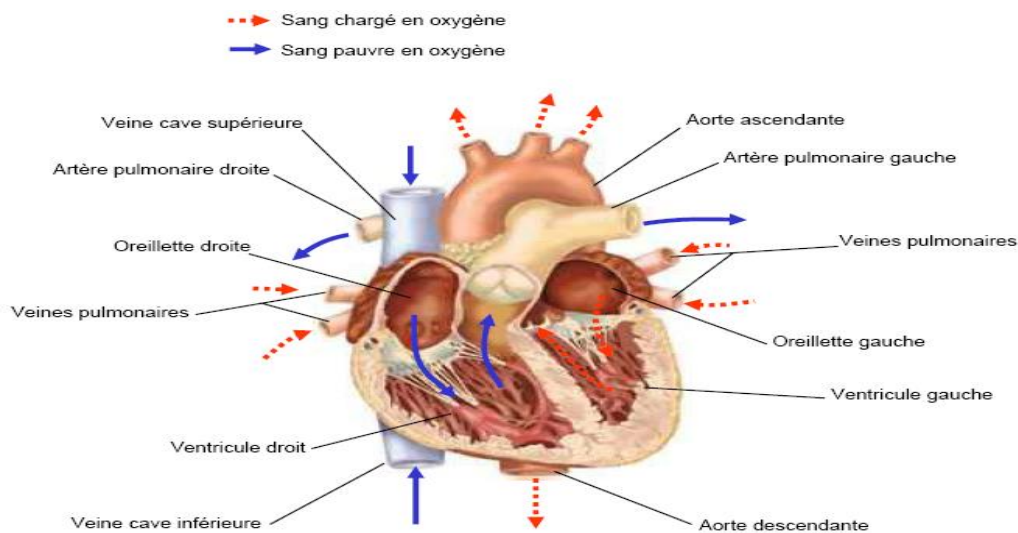


Figure 1.4 : Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

1.4.2. La conduction électrique du cœur

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 auriculo-ventriculaire (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

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

- 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. L'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes. Cette activation est facilitée au moyen des voies spécialisées intermodales qui relient le nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire.

- 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. [3]

- Le faisceau de His

Il est situé dans la partie haute du septum inter-ventriculaire 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. [3]

- 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. [3]

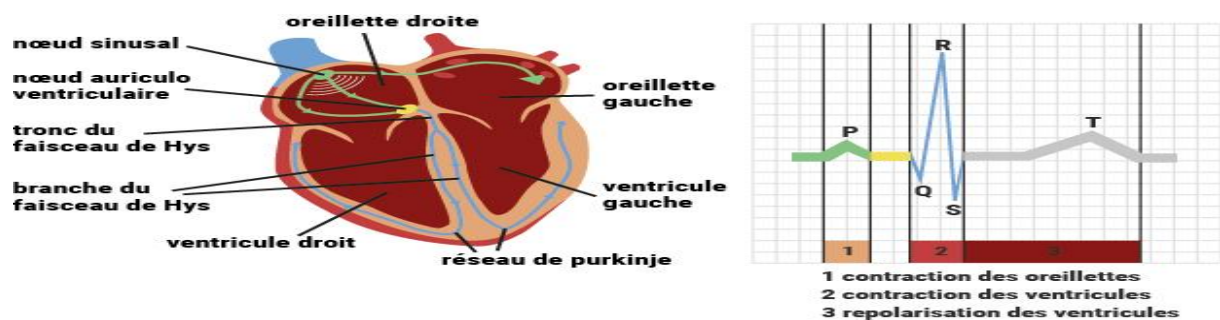


Figure 1.5 : activité électrique du cœur

1.5. Les pathologies cardiaques

Notre objectif dans cette partie n'est pas d'analyser précisément les origines de ces maladies et leurs conséquences sur le fonctionnement cardiaque ni de décrire les traitements que ces pathologies nécessitent, mais simplement de mettre en relation certaines observations anormales du tracé ECG avec les pathologies les plus courantes.

Parmi les maladies les plus rencontrées, ceux qui affectent le rythme cardiaque et qui sont appelées les arythmies cardiaques. Mais avant de parler des arythmies, il est intéressant de connaître les caractéristiques du rythme normale appelé aussi rythme sinusal.^[3]

1.5.1. Rythme sinusal

C'est le rythme "normal" du cœur qui correspond à une activation physiologique des oreillettes, puis des ventricules, à partir du nœud sinusal.

Le rythme sinusal est caractérisé par un rythme cardiaque régulier, normalement compris entre 60 et 80 / minute chez l'adulte au repos. Il se caractérise sur l'ECG par une succession d'ondes P, suivie de ventriculogramme (activité ventriculaire (le complexe QRS et l'onde T)). Comme illustré dans la figure 1.6

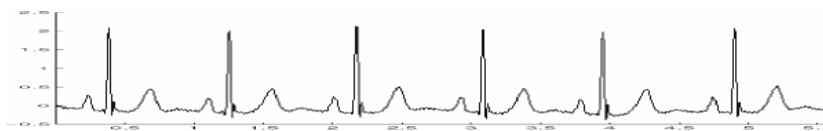


Figure 1.6 : Rythme sinusal

1.5.2. Les arythmies cardiaques

Pour un sujet normal, chaque battement du cœur propulsant le sang dans les artères (la phase systolique) est déclenché par une impulsion électrique. Cette excitation est générée par un groupe de cellules cardiaques de nature différente, appelé le nœud sinusal, situé dans l'oreillette droite. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît ailleurs que dans le nœud sinusal, dans le nœud atrio-ventriculaire ou les ventricules par exemple, ou que l'impulsion électrique ne suit plus les chemins de propagation normales.

1.5.3. Types d'arythmies courantes

Au repos, le cœur effectue normalement entre 60 et 80 battements à la minute (c'est ce qu'on appelle le pouls ou les pulsations cardiaques). Une accélération (tachycardie), un ralentissement (bradycardie) ou un changement du rythme cardiaque (rythme irrégulier) sont les formes d'arythmie.

L'arythmie s'accompagne parfois de palpitations. Les palpitations ne sont pas un trouble du rythme cardiaque, mais tout simplement le fait de sentir les battements du cœur. Cela se produit le plus souvent lorsque le pouls bat trop vite ou de façon irrégulière. Par ailleurs, il peut y avoir une arythmie sans que le patient sent des palpitations (on ne sait donc pas que le cœur bat de façon anormale). Il existe différentes formes d'arythmie, dont voici les principales :

A -L'extrasystole

L'extrasystole est un battement cardiaque prématuré ou un surplus qui est ressenti comme un battement erratique ou manquant, comme si le cœur sautait un tour. C'est l'arythmie la plus fréquente. Nombreuses sont les personnes qui ont des extrasystoles et qu'elles ne perçoivent même pas. Si celles-ci ne s'accompagnent pas d'autres symptômes, ce qui constitue la majorité des cas, cette anomalie est bénigne et peut se produire dans un cœur sain. Il arrive parfois que l'extrasystole s'accompagne d'un bref étourdissement, mais c'est sans gravité.

B- Le flutter atrial (auriculaire)

Dans le flutter atrial, la dépolarisation anormale parcourt sans cesse un chemin en boucle dans l'oreillette droite (remontant généralement le long du septum inter auriculaire, descendant sur la paroi externe de l'oreillette droite, l'oreillette gauche étant dépolarisée secondairement). La fréquence de rotation est de 300 bat/min. La dépolarisation va donc se présenter à l'entrée du nœud auriculo-ventriculaire 300 fois par minute et ne franchira la jonction vers les ventricules qu'une fois sur deux ou sur trois, voire moins. La fréquence des ventricules sera de ce fait un sous-multiple de 300 bat/min. Cette activité continue des oreillettes s'inscrit sur l'ECG par des ondes auriculaires très caractéristiques appelées ondes F : elles ont un aspect en dents de scie en D2, D3 et à VF (figure 1.7). Notons que, dans ce type de pathologie, il existe un risque majeur pour la santé du patient,

en raison de la possibilité de génération d'embolies, dus aux turbulences dans le flux sanguin au niveau des oreillettes.

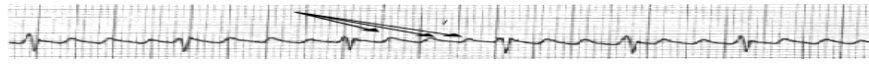


Figure : 1.7 Flutter auriculaire. Les ondes P sont remplacées par une succession d'ondes appelées F qui ont l'aspect de dents de scie

C-La fibrillation atriale (Fibrillation auriculaire)

La fibrillation atriale est une arythmie supra ventriculaire sans aucune organisation. La dépolarisation est fractionnée en une multitude de fronts de directions et d'amplitudes différentes, réalisant une activité électrique au niveau des oreillettes totalement désordonnée. Cette activité, le plus souvent soutenue, ne laisse au myocarde auriculaire aucun « repos » électrique. Elle se traduit sur l'ECG par la disparition des ondes auriculaires organisées au profit d'une activité continue ressemblant à une sorte de sinusoïde irrégulière. La fréquence de dépolarisation est variable d'un point à l'autre au sein des oreillettes, mais de toutes façons le plus souvent très élevée. De multiples fronts de dépolarisation se présentent ainsi au niveau du nœud auriculo ventriculaire qui remplit son rôle de « filtre » en ne laissant passer de façon aléatoire que quelques fronts, la fréquence des ventricules devenant complètement irrégulière, généralement entre 90 et 140/min en fonction de l'état de perméabilité du nœud.

L'absence des systoles auriculaires n'est pas grave en soi, mais elle est cependant responsable d'une baisse significative de l'efficacité cardiaque à deux niveaux : d'une part, parce que le cœur ne bénéficie pas de la systole auriculaire qui assure une partie du remplissage sanguin des ventricules, et, d'autre part, parce que le rythme moyen est généralement supérieur à 100 bat/min et peut atteindre 200 bat/min. Le risque majeur lié à cette pathologie est celui du flutter, c'est-à-dire de l'envoi possible, dans la circulation, d'embolies formés au niveau des oreillettes (particulièrement préjudiciables s'il s'agit de l'oreillette gauche. (Voir figure 1.8)



Figure 1.8 : Fibrillation auriculaire

Puisque le ventricule gauche envoie le sang dans la circulation générale, et en priorité vers le cœur et le cerveau). Ce risque est relativement faible lorsqu'une FA est permanente, tandis qu'il est augmenté lors d'épisodes de FA sur fond sinusal (FA paroxystique), surtout lors du passage d'un rythme à l'autre.

D- La tachycardie supra-ventriculaire (auriculaire ou jonctionnelle)

La tachycardie auriculaire peut avoir pour origine un foyer ectopique, une boucle de stimulation (flutter) ou une voie qui court-circuite la voie AV, dite voie accessoire, avec réentrée par le nœud AV dans le cas d'un foyer ectopique, il s'agit d'un groupe de cellules situées dans les oreillettes, qui se dépolarisent spontanément et plus rapidement que le sinus, prenant ainsi sa place. La dépolarisation des oreillettes n'étant pas d'origine sinusale, la propagation de l'influx nerveux diffère de celle qui a pour origine le sinus, et l'on observe une onde P de forme inhabituelle. La fréquence typique de décharge de ce type de foyer est comprise entre 120 et 200, en absence de problèmes de conduction AV, les ventricules sont entraînés au même rythme.

La décharge régulière d'un foyer ectopique localisé dans le nœud AV peut aussi être la cause d'une tachycardie, appelée tachycardie jonctionnelle (nodale), dans ce cas, la fréquence des battements peut atteindre 250 bat/min. Contrairement à la tachycardie auriculaire, aucune onde P ne précède les complexes QRS, car il n'y a pas d'activité auriculaire avant le battement (il peut y avoir une activité auriculaire rétrograde dont la trace sur l'ECG est noyée dans le complexes QRS). Le principal risque de ce type de pathologie est le manque d'efficacité des ventricules qui, contraints de se contracter très fréquemment, n'ont pas le temps de se remplir correctement de sang : l'alimentation du corps en oxygène peut en être altérée.

E -La fibrillation ventriculaire

C'est l'équivalent physiologique de la fibrillation auriculaire, mais elle correspond aux ventricules. Les ventricules se déchargent alors de manière totalement désynchronisée, et il n'y a plus de systole cardiaque. L'ECG enregistre une activité ventriculaire rapide irrégulière, anarchique, prenant un aspect oscillatoire. (figure 1.9).

Une fibrillation ventriculaire constitue donc une arythmie particulièrement grave, puisqu'elle est une menace de mort subite, en effet le cœur n'assure plus du tout son

travail de pompe, le sang ne circule plus, ce qui conduit à une asphyxie de tous les tissus du corps, dont le myocarde lui-même. Sans une intervention (défibrillation) immédiate, susceptible de resynchroniser la dépolarisation des cellules du myocarde et faire ainsi « repartir » le mouvement cardiaque, la mort s'ensuit. Les personnes qui présentent de tels risques peuvent aujourd'hui bénéficier de l'implantation d'un défibrillateur : placé au niveau du thorax, comme un pacemaker, il est muni d'une sonde qui peut détecter l'anomalie rythmique et conduire l'appareil à délivrer une forte décharge électrique.

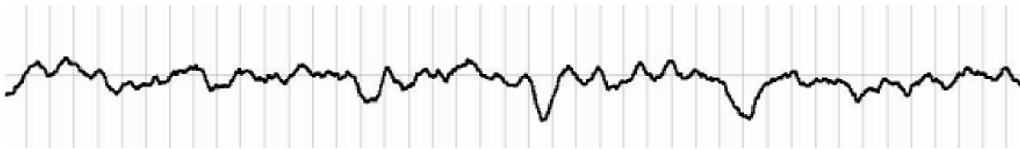


Figure : 1.9 - Fibrillation ventriculaire

F- Bigeminisme ventriculaire

Après un rythme sinusal normal (QRS fin, rythme régulier et onde P) un battement sur deux s'élargit et la contraction associée se produit prématurément par rapport à la fréquence cardiaque courante

1.6. L'électrocardiographie

1.6.1. présentation

L'électrocardiographie (ECG) est un examen qui vise à mesurer et à enregistrer l'activité électrique du cœur d'un patient. Les battements de cœur sont régulés par des impulsions électriques, lesquelles se déplacent normalement selon un schéma régulier. Ces signaux électriques déclenchent la contraction des oreillettes et des ventricules (les cavités supérieures et inférieures du cœur) dans un ordre précis, ce qui propulse le sang dans les poumons et dans tout l'organisme. La transmission de ces signaux peut être perturbée par un grand nombre de maladies ou troubles cardiaques ^[4]

1.6.2. Description

1. Le technicien explique le déroulement de l'examen au patient.
2. Des électrodes adhésives, reliées à l'appareil d'ECG, sont placées sur la poitrine, les bras et les jambes du patient.

3. Le patient demeure allongé sans bouger pendant environ 5 minutes, le temps que l'appareil enregistre l'activité électrique du cœur.
4. Les résultats de l'ECG sont examinés par un cardiologue, qui établit un rapport à l'intention du médecin traitant. Ce dernier discute ensuite des résultats avec son patient. ^[4]

1.6.3. Directives aux patients

Vous pouvez boire et manger normalement avant cet examen. Toutefois, nous vous recommandons d'éviter de fumer juste avant l'examen. ^[4]

1.6.4. Renseignements supplémentaires

L'ECG ne présente aucun danger. Il arrive rarement qu'un patient présente une éruption cutanée ou une enflure aux endroits où on lui avait fixé des électrodes. Cette réaction est généralement temporaire.

L'ECG courante permet de déceler uniquement les anomalies électriques continues. Pour enregistrer les anomalies qui surviennent uniquement à certains moments, le médecin pourra proposer au patient d'utiliser un moniteur Holter ^[4]

1.7. Système de Dérivations électrocardiographiques

La dérivation en électrocardiographie se définit par deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction. ^[4]

1.7.1. Dérivations

On appelle dérivation un circuit électrique déterminé par un couple d'électrodes. Les électrodes sont positionnées à des endroits du corps bien définis. Pour prendre un exemple simple, considérons les quatre dérivations utilisées au début de l'électrocardiographie (voir figure 1.10). ^[4]

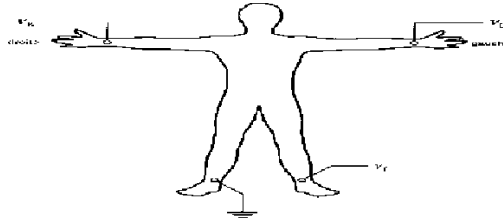


Figure 1.10 : Placement des électrodes de base pour L'électrocardiogramme

La jambe droite est généralement mise à la masse. On a alors pour chaque dérivation VI, VII et VIII

On trouve alors mathématiquement $VI + VIII = VII$. Cette équation est appelée relation d'Einthoven ^[4]

Mais les techniques utilisées actuellement sont un peu plus complexes . Six électrodes sont placées dans la région du cœur. Les six voies alors récoltées sur l'appareil sont la différence entre Chaque électrode et la tension moyenne des trois membres $(VI + VIII + VII)/3$. Ces voies provenant d'une région proche du cœur permettent de détecter des petites malformations du muscle cardiaque (voir figure 1.11) ^[4]

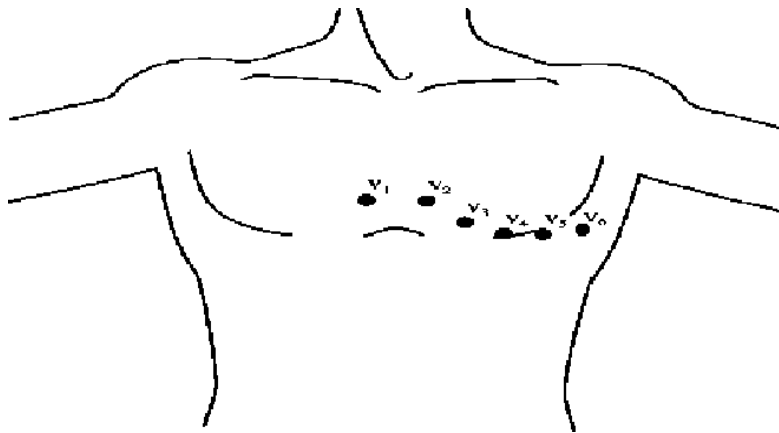


Figure 1.11 : positionnement standard des 6 électrodes proches du cœur pour un relevé de 10 dérivations

1.8. Le signal électrocardiogramme

Comme introduit auparavant, l'électrocardiogramme ECG est obtenu à partir d'un appareil, l'électrocardiographe, qui enregistre l'activité mécanique du cœur sous forme d'un signal électrique. Ce signal électro-physiologique est recueilli par l'intermédiaire des électrodes métalliques bien placées sur la surface de la peau.

L'information enregistrée dans l'ECG se présente comme une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque.

En réalité ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques relatifs au parcours du potentiel d'action de la stimulation cardiaque et dont les étapes sont successives (voir figure 1.12).^[5]

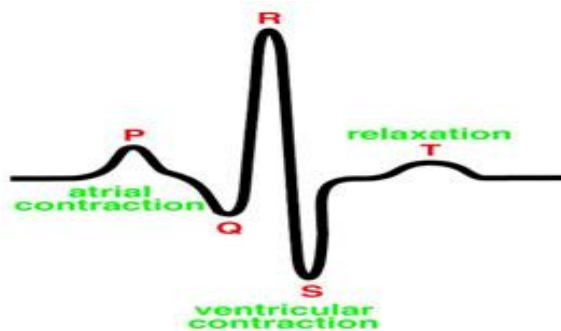


Figure 1.12 : Étapes successives de dépolarisation/repolarisation

Le paragraphe suivant décrit les différentes ondes et intervalles pour un signal ECG normal.

1.8.1. Les ondes enregistrées sur un ECG normal

La figure 2.4 montre la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque

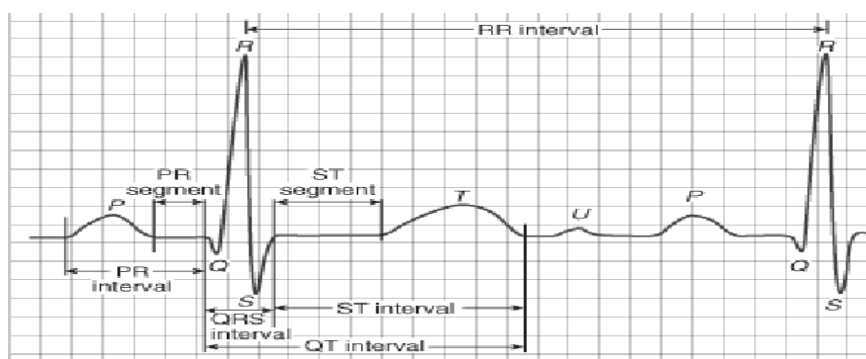


Figure 1.13 : ECG normal

On observe dans un signal électrocardiographique ECG que 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 1.9. Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T et U :^[5]

A -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 (voir Figure 8). 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, le front de repolarisation prend le même sens que celui de la dépolarisation et le vecteur résultant instantané est orienté vers le nœud sinusal. Cela produit une onde de repolarisation à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce signal est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée. ^[5]

B -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. ^[5]

C -L'onde T

Elle correspond à la repolarisation ventriculaire. Elle est normalement de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement mécanique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique. ^[5]

D -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

En général, un tracé d'un électrocardiogramme normal se présente comme illustré dans la figure.1.13.

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. ^[5]

1.8.2. Les segments et intervalles qui caractérisent un ECG normal

En plus des différentes ondes qui sont les paramètres de base pour une bonne caractérisation d'un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations très utiles sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur. ^[5]

Les intervalles et les segments les plus importants sont :

- ***A -Intervalle RR:*** l'intervalle RR correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules. C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque.
- ***B -Segment PR : (pause du nœud AV) :*** le segment PR correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV.
- ***C -Intervalle PR : (durée de conduction auriculo-ventriculaire) :*** l'intervalle PR correspond à la durée de propagation de l'onde de dépolarisation du nœud sinusal jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.
- ***D-Intervalle QT : (durée de systole ventriculaire) :*** cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.
- ***E-Segment ST : (durée de stimulation complète des ventricules) :*** le segment ST correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique. ^[5]

1.9. Le rythme cardiaque

Le rythme cardiaque est en relation à la fois du lieu de genèse de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle de rythme sinusal régulier lorsqu'il est : ^[6]

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

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

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

Dans le cas du pacemaker, le rythme cardiaque est imposé par un stimulateur cardiaque implanté au voisinage du cœur.^[6]

Conclusion

L'électrocardiographie est une technique largement utilisée, elle remplit bien sa fonction et fournit de façon fiable un signal auquel nous pouvons appliquer des méthodes appropriées du traitement de signal. Ce chapitre a pour but de sensibiliser le lecteur à l'importance d'étudier les différentes caractéristiques du signal ECG, tels que les amplitudes des ondes P, Q, R, S et T, leurs formes, leurs durées ainsi les intervalles qui les séparent afin de faire un bon diagnostic.

Chapitre II :
Etat de l'art
sur la
détection du
complexe QRS

Introduction

Comme pour la majorité des applications de reconnaissance de forme, l'étape de caractérisation est nécessaire pour la reconnaissance automatique des battements cardiaques. Cette étape de caractérisation est primordiale pour la suite du travail, car elle va surtout permettre d'extraire les informations utiles dans le signal ECG et de le rendre facilement exploitable, à la fois par les cliniciens ou par des algorithmes de traitement automatique de données. Dans ce chapitre on va voir les différents types de bruit pour le signal ECG ainsi l'état de l'art de la détection du complexe QRS. Afin de connaître les différents types d'algorithmes pour la détection du complexe QRS

II.1. Prétraitement du signal ECG

Les différents bruits qui entachent un signal ECG, sont considérés comme des indésirables, et peuvent en altérer plus ou moins l'information clinique. En outre, Les difficultés de la détection des complexes QRS résident, essentiellement, dans la grande variabilité de la forme du signal et la présence dans l'ECG de ces bruits inutiles d'origines diverses.

Il est donc important de savoir quels sont les types de bruit qui peuvent contaminer un signal électrocardiogramme ECG. ^[7]

II.2. Types de bruits présents dans le signal ECG

Lors de l'acquisition du signal ECG, des événements indésirables appelés artefacts peuvent apparaître sur le tracé électrocardiographique. Le problème est souvent posé lors du traitement automatique du signal, où la présence de ces bruits peut engendrer des erreurs dans le diagnostic. ^[7]

Ces bruits sont considérés comme des perturbations, et ils ont fait l'objet de plusieurs travaux dans la littérature, mais souvent le traitement de ces bruits reste encore difficile à effectuer de manière automatique.

Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories : bruits d'origine technique et bruits d'origine physique ^[7]

II.2.1. Bruits d'origine technique

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 :^[7]

a) 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 électro cardiographique 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.

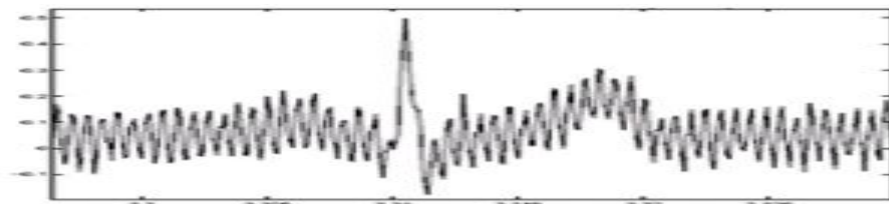


Figure 2.1 : Interférence secteur 50 hz

b) Les bruits dus 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 (voir figure 2.2), 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.

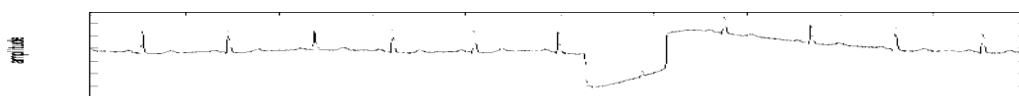


Figure 2.2 : Bruit dû au mauvais contact électrode-peau

c) Autres bruits

Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons citer les artefacts des seaux :

- 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

II.2.2. 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.^[7]

a) 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. 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.

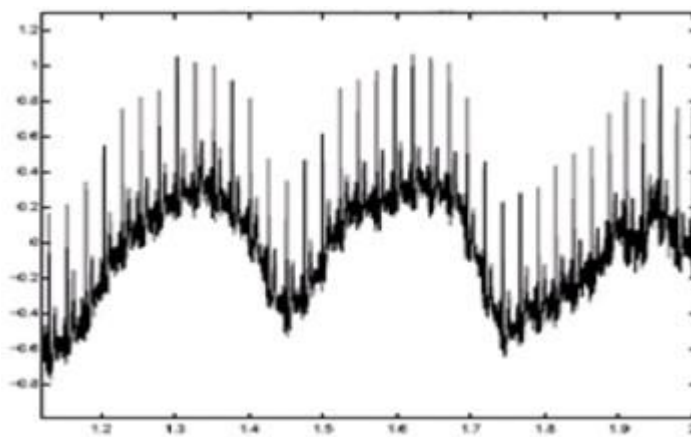


Figure 2.3 : dérive de la ligne de base

b) Bruits dus au signal électromyogramme EMG

Malgré que les électrocardiographes soient conçus pour être essentiellement sensibles aux contractions du myocarde, l'ECG peut enregistrer aussi les contractions des autres muscles squelettiques. En effet, Ce bruit est dû à la contraction des tissus musculaire qui est accompagnée par une dépolarisation des cellules ce qui donne un signal électromyogramme qui va être superposé sur le signal ECG comme des oscillations hautes fréquences.

Ces perturbations sont assez gênantes surtout lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher parfois la détection des pics R.

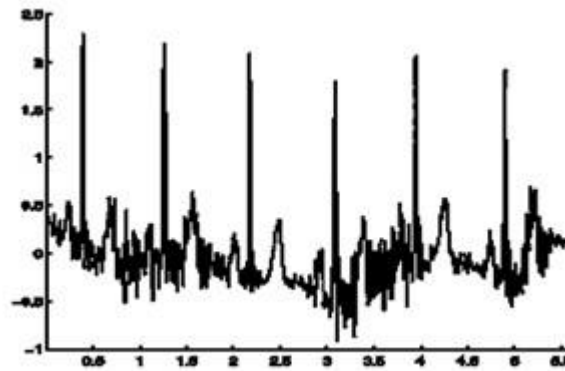


Figure 2.4 bruit myoélectrique ou tremblement

c) Autres artefacts d'origine physique

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

II.3. Etat de l'art sur le filtrage de l'ECG

Lors de l'étape de prétraitement, l'objectif principal est de filtrer les signaux utiles des bruits indésirables. En électrocardiographie, ces bruits sont bien identifiés mais certains d'entre eux ont la particularité de se chevaucher avec la bande spectrale de l'ECG, ce qui les rend parfois difficile à filtrer.^[8]

Nous introduirons dans cette partie quelques méthodes clés citées dans la littérature, puis nous présenterons les prétraitements que nous avons accomplis dans notre travail pour la caractérisation des battements cardiaques. Plusieurs techniques ont été développées l'élimination des artefacts qui contaminent le signal ECG. La plupart de ces travaux utilisaient des filtres adaptatifs ou des filtres à Réponse Impulsionnelle Infinie (RII) en choisissant une bande passante relative à l'information recherchée

Chouhan et al. ont proposé un filtre moyenneur pour le filtrage du signal ECG. Dans cette technique, la moyenne du signal d'ECG est soustraite du signal, au préalable. Puis un polynôme du cinquième ordre est appliqué pour obtenir une estimation de la ligne de base qui sera ensuite soustraite du signal ECG.

Shusterman et al ont choisi d'appliquer un algorithme à base de bancs de filtres multi-cadences. Cet algorithme permet d'éviter les problèmes de déphasages ainsi que la minimisation du temps de calcul par rapport à un filtre unique.

Le signal ECG étant un signal qui contient plusieurs composantes spectrales, il est aussi non-stationnaire et souvent affecté par un bruit corrélé au signal comme les artefacts musculaire. Pour cette raison, l'analyse multi-résolution vue dans le chapitre précédant s'avère être un outil plus adapté pour le traitement. Ainsi, La plupart des travaux récents tendent à utiliser un filtrage basée sur la transformée en ondelettes

II.4. détection du complexe QRS

Pour effectuer une analyse automatique du signal ECG, La détection des complexes QRS constitue une étape très importante. Souvent, la détection des complexes QRS peut être accomplie par un simple seuillage du signal puisque les ondes R sont généralement plus grandes que les autres ondes en termes d'amplitudes. Mais parfois, dans certains cas l'amplitude de l'onde T est comparable à celle de l'onde R, ce qui pourrait induire une des erreurs dans le résultat final de détection. ^[8]

De plus, l'onde R peut avoir parfois une faible amplitude et une morphologie très variable d'un cycle cardiaque à un autre. Ainsi, une bonne détection des complexes QRS est essentielle. Cela nécessite donc un traitement du signal très adéquat dû aux difficultés rencontrées. ^[8]

II.4.1. Etat de l'art sur la détection du complexe QRS

L'évolution de la puissance des outils informatiques de traitement numérique a conduit vers la conception et l'implémentation d'une variété d'algorithmes dédiés à la détection automatique des complexes QRS.

Ainsi, La détection du complexe QRS a fait l'objet de beaucoup de travaux et continue à être un domaine de recherche très développée. ^[2] La plupart de ces algorithmes sont très efficaces avec une performance très élevée qui dépasse les 99% en termes de taux de bonne détection. Kohler et al ont effectué une étude détaillée qui récapitule différentes méthodes triées par catégories et qui sont utilisées pour la détection du QRS, ainsi que la comparaison de leurs performances. ^[2] Nous allons présentés d'une façon non exhaustive les algorithmes de détection du complexe QRS les plus populaires, et souvent cités dans la littérature. ^[2] On peut ainsi trouver des algorithmes basés sur :

- Des filtres numériques (Daskalov et al. Nagin et al),
- Des transformations linéaires et non-linéaires : (Pan et Tompkins, Gritzali), la transformée de Hilbert (Benitez et al), la dérivée première (Arzeno et al),
- Des analyses statistiques (Watrous, Silipo), ^[2]
- Des analyses temps-fréquence (Li , Senhadji ,Afonso , Kadambe)
- Des méthodes évolutionnaires (Poli)
- Des approches neuro- floues (Engin),
- Des modèles de Markov cachées (Coast)
- Des modèles de morphologie mathématique (Taouli , Chu , Trahanias)

Christov fait une étude comparative entre les descripteurs morphologiques et les descripteurs temps-fréquence du signal ECG pour la reconnaissance des battements ECG.

Cette recherche est toujours active et plusieurs nouvelles méthodes de détection ont été proposées. Récemment, D'autres méthodes plus récentes basées sur la transformée en ondelettes ont été proposées et testées avec efficacité pour la détection du QRS

La section suivante présente l'algorithme de détection des complexe QRS proposé. Il se base sur décomposition du signal ECG en ondelette

II.5. Méthodes de traitement du signal ECG

Le complexe QRS est l'onde la plus dominante de l'ECG. Il est lié au fonctionnement ventriculaire. La largeur et la forme des complexes QRS fournissent beaucoup d'information sur l'état du cœur .Par conséquent la détection fiable du complexe QRS demeure un domaine de recherche important. Dans le milieu clinique cette détection, cette détection est difficile. Ceci est dû principalement à la morphologie du complexe QRS qui change de manière significative d'un état sein à un état malade.

Les chercheurs ont développés plusieurs méthodes de détection. Chaque méthode possède ses avantages et ses inconvénients en termes de performance et complexité. Mais avec le développement des outils informatiques (Hard et Soft) le poids de la complexité a diminué par rapport à la performance.^[9]

II.5.1. Différents types d'algorithmes

Les algorithmes les plus récents sont basés sur :

- La dérivée première
- L'amplitude et la dérivée première
- Les dérivées premières et secondes
- Des filtres numériques
- La corrélation

D'autres travaux ont utilisé les ondelettes et les réseaux de neurones. La structure générale d'un détecteur du complexe QRS est composée de quatre blocs (figure2.5)^[7]

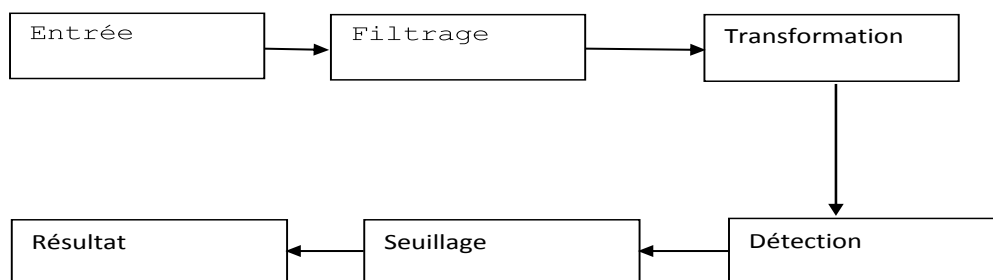


Figure : 2.5 - Schéma bloc d'un détecteur de QRS

II.5.1.1. Algorithme basé sur la dérivée première

Selon l'algorithme proposé par Menard, la dérivée première est calculée en utilisant la formule :

$$Y(n) = -2f(n-2) - f(n-1) + f(n+1) + 2f(n+2)$$

Un seuil μ est ensuite calculé comme étant une fraction du maximum de l'expression

$$\mu = \alpha \max \{f(n)\} \text{ ou } \alpha = 0.7$$

Les points de la dérivée première qui dépassent le seuil sont recherchés, et les premiers points dépassant le seuil sont considérés comme début du complexe QRS. [7]

II.5.1.2. Algorithme basé sur l'amplitude et la dérivée première

On mentionne l'algorithme de Moiret Maroudex. Un seuil en amplitude est calculé comme fraction de la plus grande valeur positive du signal :

$$\mu = \alpha \max \{f(n)\}$$

Où la valeur α dépend des caractéristiques du signal. Dans l'algorithme, une valeur de $\alpha = 0.3$ est suggérée. La dérivée première est calculée par :

$$Y(n) = f(n-1) + f(n+1)$$

On considère alors deux autres seuils l'un positif β_1 et l'autre négatif β_2 , les auteurs recommandent des seuils de valeurs respectives $\beta_1 = 0.5$ et $Y(i), Y(i+1) = -0.3$ pour un signal échantillonné à 250Hz.

Un QRS est repéré si trois points consécutifs de la dérivée $Y(n)$ excèdent le seuil positif β_1 et sont suivis dans les 100ms qui suivent par deux points consécutifs qui excèdent le seuil négatif β_2 . Un QRS est déclaré si les conditions suivantes sont vérifiées. [9]

$$Y(i), Y(i+1), Y(i+2) > \beta_1$$

$$Y(j), Y(j+1) < \beta^2$$

II.5.1.3. Algorithme basé sur la dérivée première et seconde

Nous citons ici l'algorithme de BALDA. Les valeurs absolues de la dérivée première et seconde sont calculées à partir du signal ECG. Puis les deux sont mis à l'échelle et sommés. Le signal analysé est passé par un seuillage, tous les points qui sont supérieurs à un seuil sont considérés des complexe QRS.

II.5.1.4. Algorithme basé sur les filtres numériques

L'algorithme décrit et celui adapté par OKADO. La première étape consiste en un lissage par moyenne glissante. La sortie du filtre à moyenne glissante est ensuite filtrée par un filtre passe bas, puis la différence et mise au carré. la valeur maximale de ce dernier sert à déterminer un seuil. Un QRS est détecté pour une valeur supérieure à ce seuil.

II.5.1.5. Algorithme de Pan Tompkins

Cet algorithme comprend cinq étapes :^[9]

- Filtrage passe bas
- Filtrage passe haut
- Dérivation
- Mise en carré
- Seuillage

II.5.1.6. Algorithmes basés sur la transformée en ondelettes

La première tentative de détection des QRS par la transformée en ondelettes (WT) a été l'œuvre de Li et Zheng. Les auteurs utilisent une ondelette mère spline quadratique à support compact. Leur algorithme repose sur une théorie élaborée par S. Mallat qui établit une relation entre la décomposition en ondelettes et les singularités d'un signal. En effet, lorsque le niveau de détail est assez faible et que l'ondelette mère est la dérivée première d'une fonction régulière, les maxima de détails indiquent les portions de variations brusques du signal. Lorsque cette théorie est appliquée à l'ECG, les positions des ondes R du signal se traduisent par les passages à zéro entre un maximum et un minimum lors de la décomposition.

La décomposition en ondelettes d'un signal ECG réel montre la présence des bruits hautes fréquences pour $j = 1, 2$. Les détails aux niveaux de décomposition $j = 4, 5$ caractérisent les ondes T et P (bruits basses fréquences). L'information du complexe QRS se manifeste

II.5.1.7. Algorithmes basés sur les réseaux de neurones

Un réseau de neurones est une somme pondérée de fonctions non-linéaires paramétrées, appelées "neurones cachés", des variables de la fonction à modéliser. Chaque neurone caché est généralement la tangente hyperbolique d'une somme pondérée des variables du modèle. Xue a développé un algorithme de détection du complexe QRS qui utilise un filtre adaptatif basé sur les réseaux de neurones, généralement utilisé en reconnaissance de forme, pour éliminer la corrélation dans les composantes basses fréquences de l'ECG et du bruit qui l'affecte. Ils ont appliqué un filtre adapté pour la détection du complexe QRS dans le signal issu de ce prétraitement

II.5.1.8. Algorithme de Benitez

Cet algorithme utilise la dérivée et la transformée de Hilbert pour rehausser les QRS de l'ECG. La (figure 2.6) montre les différentes étapes de ce détecteur. Le filtre passe-bande est formé par un filtre à réponse impulsionnelle finie avec une fenêtre de Kaiser-Bessel. La dérivée est ensuite calculée puis les passages à zéro sont rehaussés par la transformée de Hilbert. Après le seuillage, une recherche de QRS concurrents dans une fenêtre est effectuée. Les QRS sont ensuite choisis en fonction de l'amplitude des points dans l'ECG original et en fonction de l'intervalle RR précédent. Le seuil est calculé à partir de l'échantillon d'amplitude maximum et de la valeur efficace du signal qui représentent respectivement l'amplitude des QRS et l'amplitude du bruit. Après le seuillage, une recherche de QRS concurrents dans une fenêtre est effectuée. Les QRS concurrents sont départagés en fonction de l'amplitude des échantillons dans l'ECG original et en fonction de l'intervalle RR précédent.

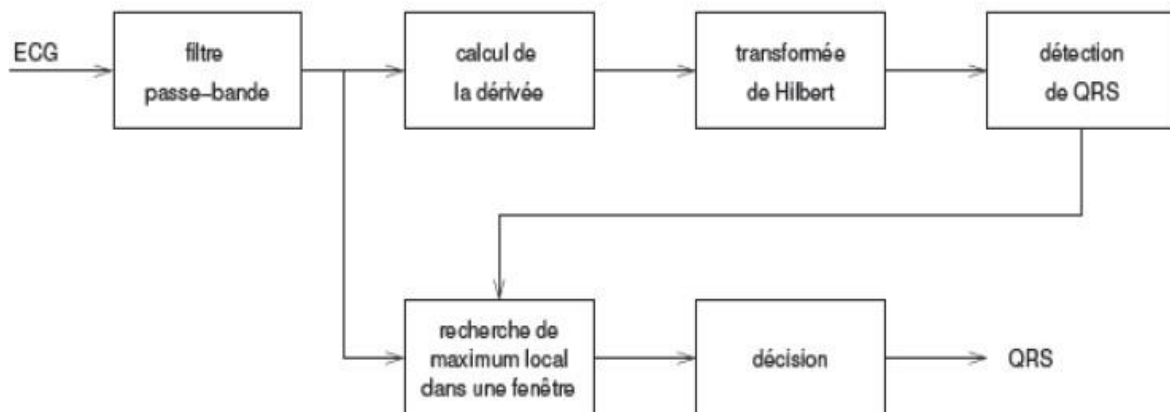


Figure 2.6 : Diagramme des étapes de l'algorithme de Benitez.

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons défini certaines méthodes de traitement du signal ECG.

Nous avons commencé en premier lieu par les différents types de bruit dûs aux mouvements du patient. En deuxième lieu, nous avons cité différentes méthodes de détection des complexes QRS, et nous avons choisi, la méthode de Pan et Tompkins. Pour plus de détail, le chapitre suivant donne les étapes suivies ainsi les résultats obtenus.

Chapitre III :
Détection du
complexe QRS

Introduction

La détection robuste des complexes QRS constitue le préalable à toute analyse du signal ECG. Beaucoup d'études ont été développées ces dernières années afin de trouver un algorithme fiable et fonctionnant en temps réel. Dans ce chapitre, nous allons réaliser un algorithme de détection du complexe QRS. Il comporte deux étapes : dans un premier temps on utilise le filtre à encoche pour éliminer les interférences, la deuxième étape de la détection des complexes QRS consiste donc la réalisation de l'algorithme de Pan et Tompkins, afin d'obtenir une indexation unique.

III.1 La base de données

La base de données MIT-BIH est une base universelle qui contient 48 enregistrements d'une durée d'une demi-heure sur deux voies (DII et V5). Elle a été collectée par des chercheurs afin d'être utilisée comme une référence pour la validation et la comparaison des algorithmes sur le signal ECG. Chaque enregistrement ECG est échantillonné à une fréquence de 360 Hz. L'avantage majeur de cette base est qu'elle contient un grand nombre de pathologies cardiaques, ce qui permet de valider les algorithmes sur un grand nombre de cas de signaux ECG. ^[10]

Les enregistrements correspondent à des sujets qui sont 25 hommes âgés de 32 à 89 ans, et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans. Les signaux sont numérotés de 100 à 124 pour le premier groupe qui comporte une variété de cas pathologiques. Chaque enregistrement a été annoté indépendamment par plusieurs cardiologues (deux au moins) ce qui permet d'avoir des études plus fiables. L'annotation correspond au l'instant d'apparition du pic R du complexe QRS et au type du QRS (N, PVC, etc.).

III.1.1 Fichiers de la base MIT-BIH

Pour chaque enregistrement de la base de données, il existe trois fichiers différents avec les extensions suivantes : dat, hea et atr.

III.1.2 Fichier de données (*.dat)

Il contient les données numérisées du signal ECG. Deux signaux différents correspondant aux deux dérivations sont stockés dans le même fichier, exemple : 100.dat.

III.1.3 Fichier header (*.hea)

C'est un fichier entête ; il contient les paramètres d'interprétation du fichier de données correspondant et qui permettent au programme de l'utiliser (fréquence d'échantillonnage, gain d'amplification, dérivations utilisées, nombre d'échantillons, pathologie, etc.).

III.1.4 Fichier annotation (*.atr)

Il comporte les positions ou les moments d'apparition des pics R du complexe QRS du signal données. Ces emplacements ont été marqués manuellement par plusieurs cardiologues. On trouve un nombre donnant l'ordre du pic R ainsi qu'une marque correspondant au type du QRS (normal ou anormal).

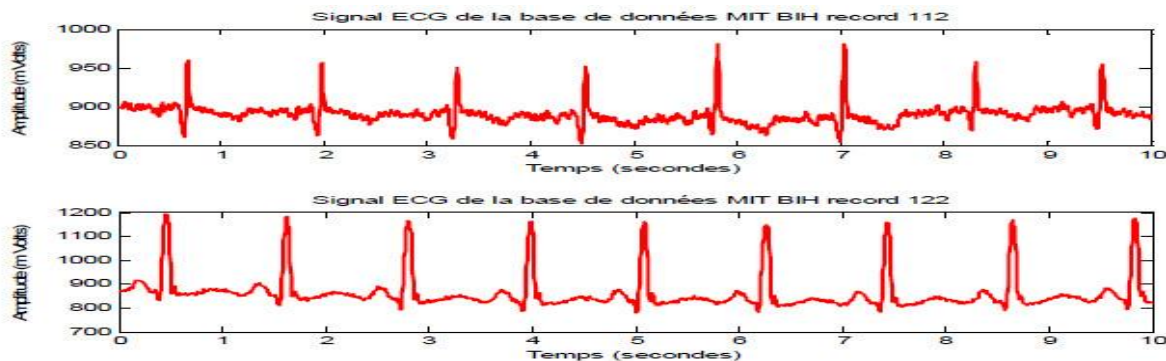


Figure 3.1 : Exemple de deux enregistrements ECG de la base de données MIT BIH.

III.2 Eliminations de bruit :

III.2.1 Filtre à Encoche :

Un filtre à encoche est un filtre qui est utilisé pour éliminer une fréquence bien précise dans un signal. Par exemple, il peut être désiré d'éliminer des interférences à 60 Hz ou 50 Hz en provenance du réseau d'alimentation électrique. Les filtres à encoche (notch filters) peuvent prendre plusieurs formes. La manière la plus courante de construire ces filtres est de considérer la fonction de transfert :

$$H = \frac{1 + a_1 z^{-1} + z^{-2}}{1 + (1 - \varepsilon) a_1 z^{-1} + (1 - \varepsilon)^2 z^{-2}}$$

Avec $a_1 = 2 \cdot \cos(\omega_0)$ et $\omega_0 = 2\pi \cdot f_0$. [11]

On connaît la fréquence de l'interférence dans le signal ECG, issu des signaux sinusoïdaux servant à l'alimentation : 50Hz en France et 60Hz aux USA. Ainsi, on se propose d'implanter

un filtre dit à « encoche » qui éliminerait presque seulement cette composante fréquentielle. On fixe f_0 (fréquence à éliminer) à 60Hz ^[11]

En faisant varier ξ , appelé **facteur de sélectivité**, de 0 à 0,9 par pas de 0,1, on obtient les gabarits du filtre suivants :

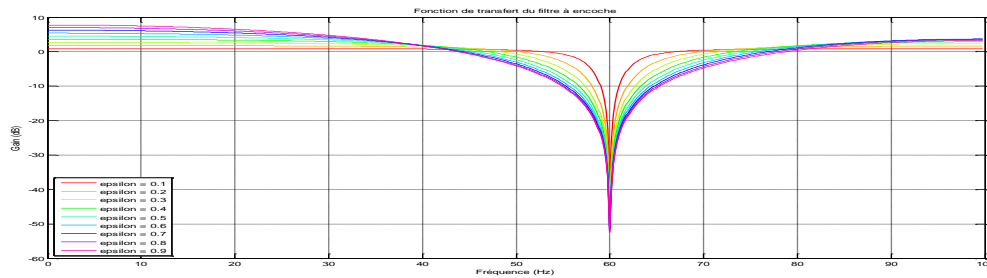


Figure 3.2 : gabarits du filtre à encoche

On remarque que plus ξ est petit, plus la bande rejetée Δf est petite. Cette observation est en accord avec la théorie, qui établit la relation suivante à -3dB : ^[11]

$$2 * \Delta f = \frac{\sqrt{2\xi}}{\pi}$$

On applique alors le filtre implanté précédemment au signal bruité (SNR = 20dB). Au niveau temporel, on obtient le tracé suivant :

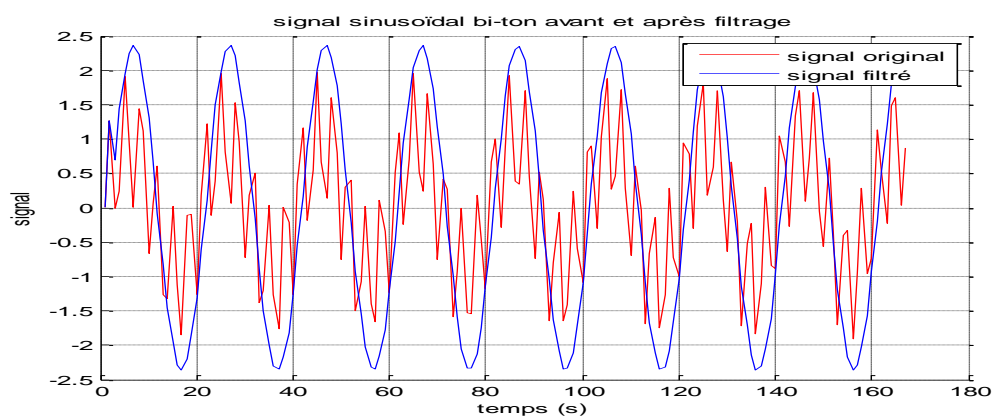


Figure 3.3 : signal sinusoïdal avant et après passage dans filtre à encoche

Le passage dans le filtre à encoche a fait son effet : la composante sinusoïdale du signal bruité a complètement disparue, il ne reste que le bruit blanc gaussien dans le signal.

Là aussi, l'effet du filtre est avéré : alors que la fréquence 60Hz (0,3 en normalisée) est présente dans le signal bruité avant le filtrage, elle a complètement disparue sous l'effet du filtre.

III.2.2 Elimination des interférences d'alimentation

Appliquons ce que l'on vient de mettre en place à un vrai signal ECG. Sa fréquence d'échantillonnage est 250Hz. On remarque la présence des complexes QRS, caractéristiques de l'ECG, mais la présence des interférences dues aux alimentations sont visibles. Effectuons tout d'abord une analyse spectrale de ce signal. On obtient le périodogramme suivant :

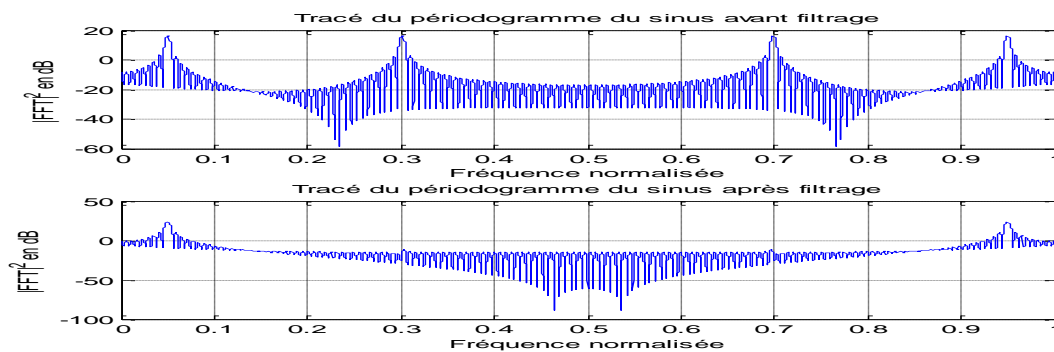


Figure 3.4 : DSP d'ECG avec périodogramme

III.2.3 Filtrage du signal ECG :

On sait que le domaine de fréquence de l'ECG est $[0, 30\text{Hz}]$. On le voit bien sur les tracés ci-dessus, les fréquences normalisées comprises entre 0 et 0,12 ($250 \times 0,12 = 30\text{Hz}$) sont en grande densité par rapport aux autres harmoniques du signal. Ainsi les pics que l'on observe ^[11]

Pour une fréquence normalisée de 0,24 (60Hz) ne peuvent correspondre qu'à la fréquence d'oscillation de l'alimentation, l'influence de l'EMG étant négligeable pour une telle fréquence. On en déduit ainsi que la fréquence d'oscillation de l'alimentation est de 60Hz, celle rencontrée aux USA. ^[11]

On applique le filtre à encoche à l'ECG, avec f_0 , fréquence qui va être rejetée par le filtre égale à 60Hz :

On vérifie là que la fréquence d'oscillation de notre ECG était bien 60Hz : en effet, cette fréquence a été filtrée et les interférences dans l'ECG ont disparu !

Voyons ce qui se passe si l'on prend $f_0 = 50\text{Hz}$

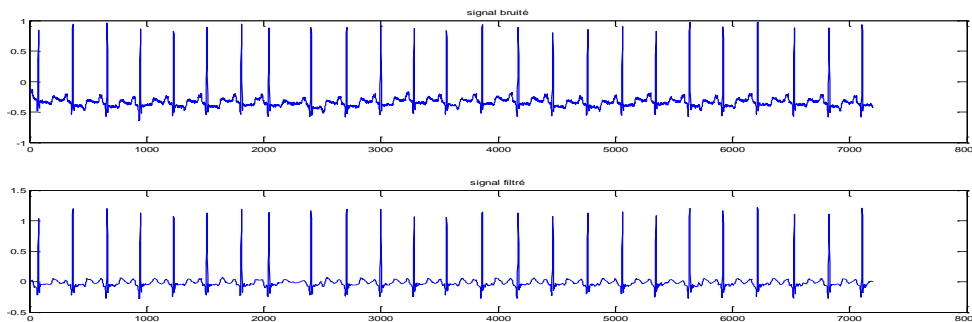


Figure 3.5 : Résultats de l'opération du filtrage des bruits 50Hz appliqué sur le signal du patient '217'

III.3 Détection du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins

J.Tompkins et J.Pan ont proposé une méthode permettant la détection en temps réel du complexe QRS par la construction d'un filtre passe-bande à partir d'un filtre passe-bas et d'un filtre passe haut. Par la suite nous appliquons au signal obtenu la série d'opérations suivantes : filtre dérivateur, filtre quadrature, filtre à moyenne glissante et seuillage (figure 3.6)

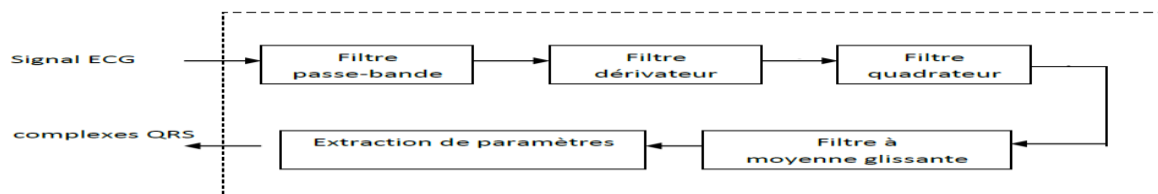


Figure 3.6 : Schéma bloc de détecteur du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins.

III.3.1. Le filtre passe bande

D'après les données physiologiques, les ondes R ont une énergie maximale dans la bande 5-15 Hz [Thakor, 1984]. Il est donc naturel de commencer par un filtrage du signal dans cette bande. Le filtre utilisé est un filtre numérique récursif de bande passante 5-15 Hz ^[12]

III.3.2. Le filtre dérivateur

Le complexe QRS étant bref (entre 0.02 et 0.2 seconde), et de forte amplitude, la dérivée du signal à ce niveau présente des valeurs maximales élevées. On continue donc le traitement du signal par l'application d'un filtre dérivateur numérique

La fonction de transfert en Z du filtre est : $H(z)=1/((8T)(-z^{-2}-2z^{-1}+2z^1+z^2))$ [12]

III.3.3. Le filtre quadrature

L'objectif de l'élévation en carré est d'accentuer le contraste (faire ressortir la différence) entre l'onde R et le reste du signal mis en évidence par la dérivation. Cette opération est réalisée par l'intermédiaire de l'équation suivante : $Y(nT)=[x(nT)]^2$ [12]

III.3.4. Filtre à moyenne glissante

Ce filtrage permet d'accentuer les extrema locaux du signal, et de transformer chaque complexe QRS en une seule onde mieux placée pour la détection par un seuillage. La taille de la fenêtre doit être adaptée à la largeur moyenne d'un complexe QRS. Si elle est trop grande, le maximum est décalé en temps par rapport à la position du R (influence de l'onde T) si, au contraire, elle est trop petite, on obtient plusieurs pics pour une même onde R. ceci est obtenu par la relation suivante : $Y(nT)=(1/N)[x(nT-(N-1)T)+x(nT-(N-2)T)+\dots+x(nT)]$ [12]

III.4. Les résultats

Voici l'allure du signal obtenue après chaque sortie de filtre :

La première application de cet algorithme sur le patient 2017

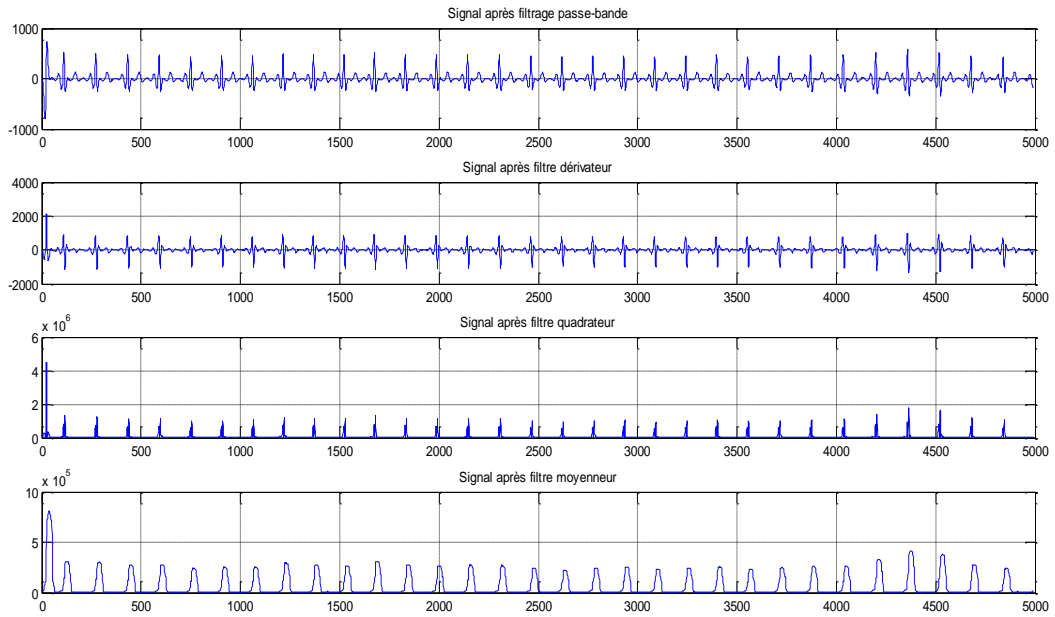


Figure 3.7 : a-filtrage passe-bande, b-filtre dérivateur, c-filtre quadrature d- filtre moyennneur pour le patient 217

-La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 217

La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 217 est la suivante :

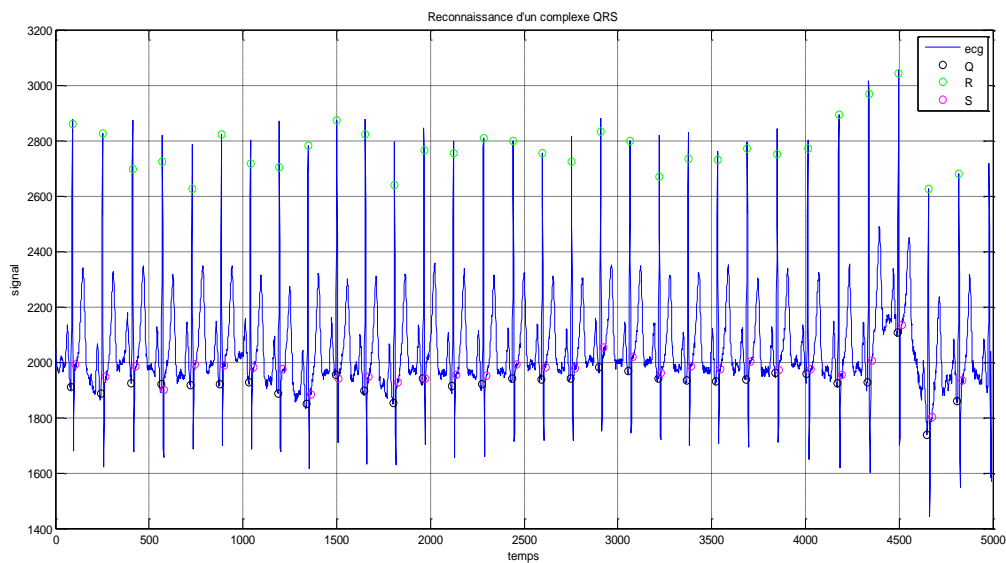


Figure 3.8 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 217

Sujet normal 219

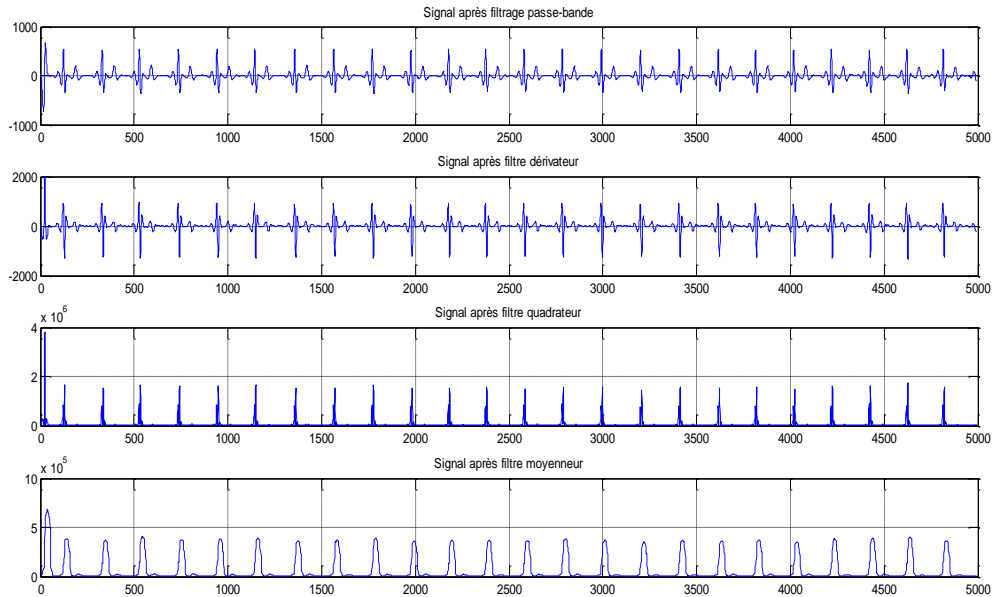


Figure 3.9 : a-filtrage passe-bande, b-filtre dérivateur, c-filtre quadrature d- filtre moyenneur pour le patient 219

-La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 219

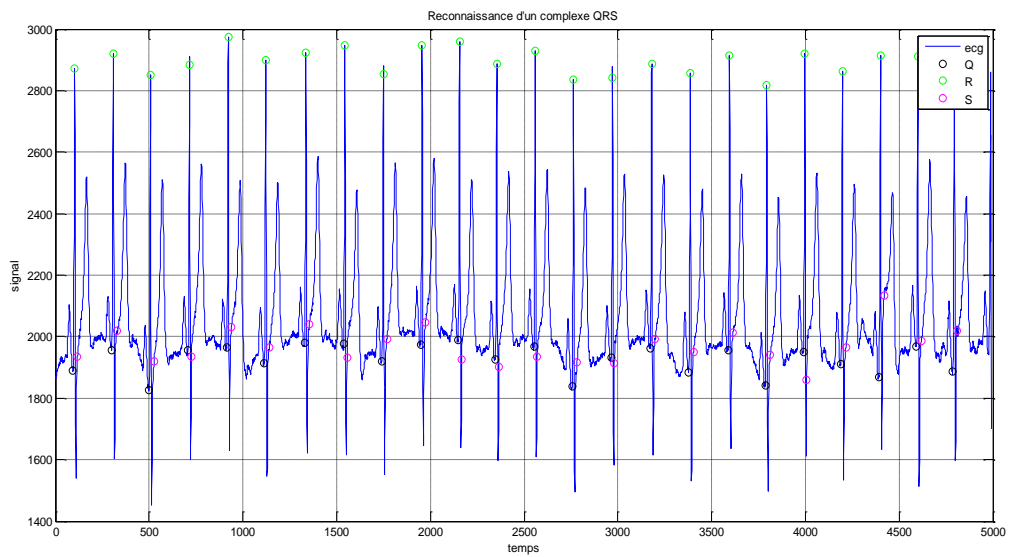


Figure 3.10 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 219

Sujet pathologique 221

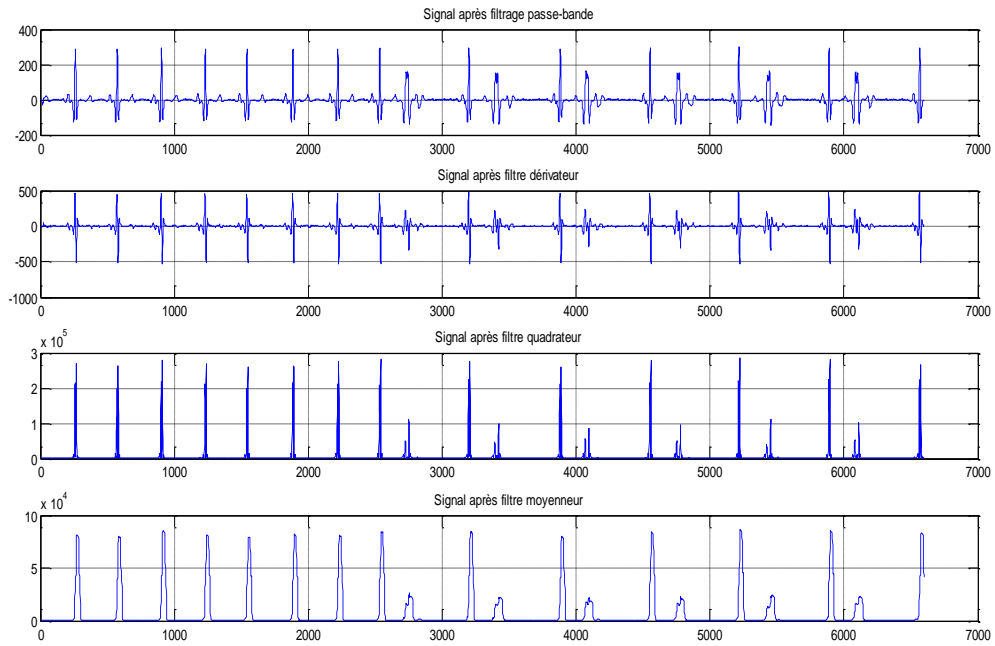


Figure 3.11 : a-filtrage passe-bande, b-filtre dérivateur, c-filtre quadrature d- filtre moyenneur pour le patient 221

-La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 221

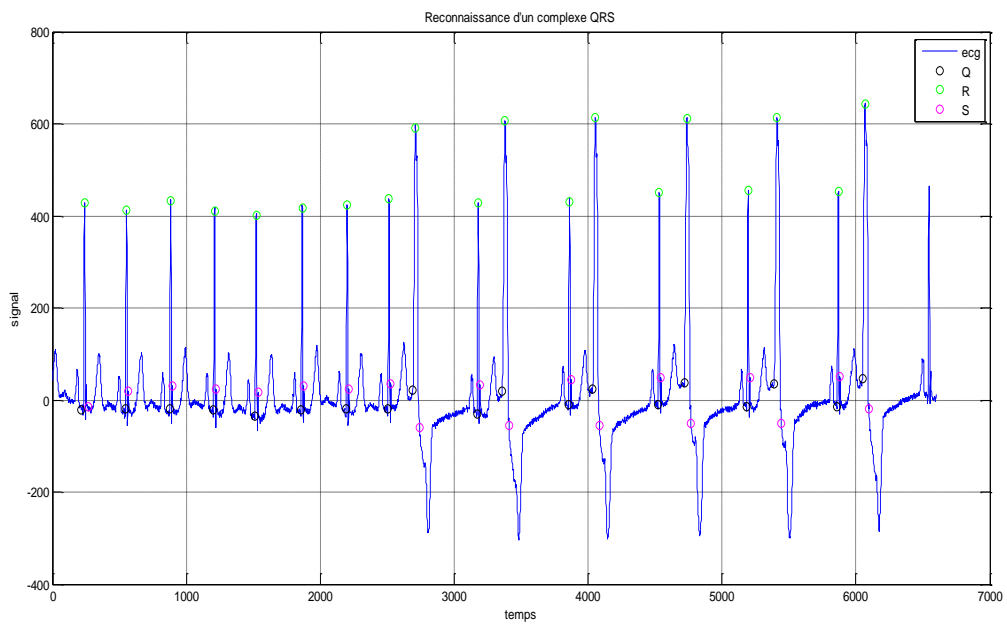


Figure 3.12 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 221

Sujet pathologique 222

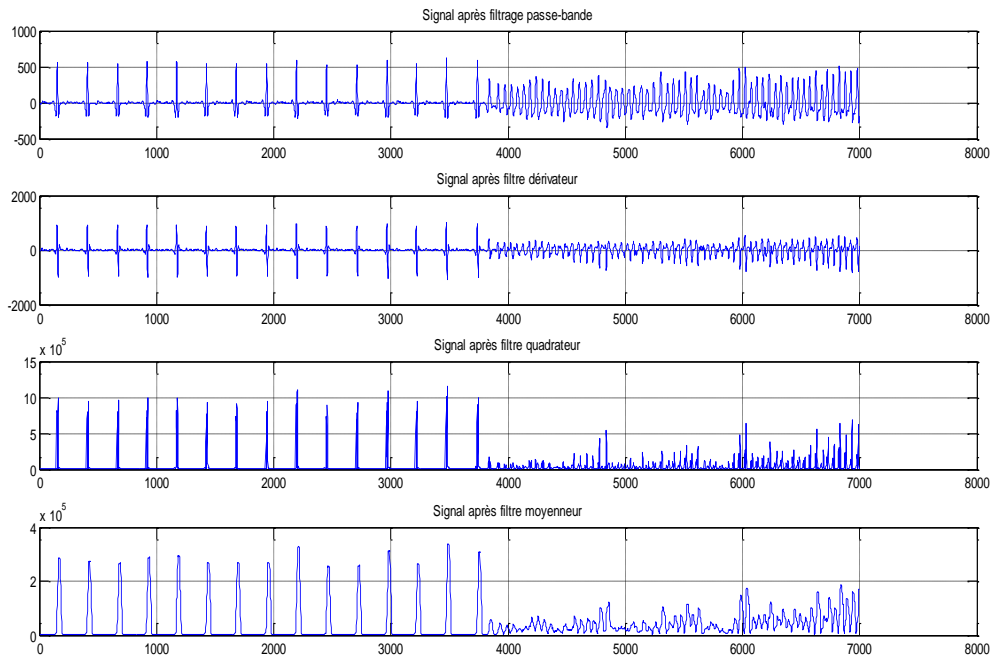


Figure 3.13 : a-filtrage passe-bande, b-filtre dérivateur, c-filtre quadrature d- filtre moyeneur pour le patient 222

-La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 222

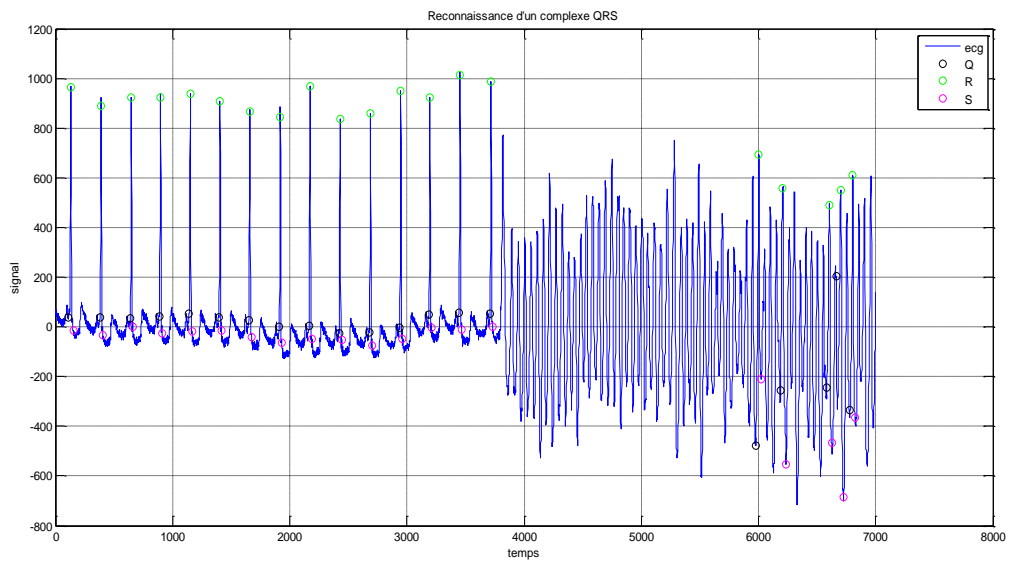


Figure 3.14 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 222

Sujet pathologique 223

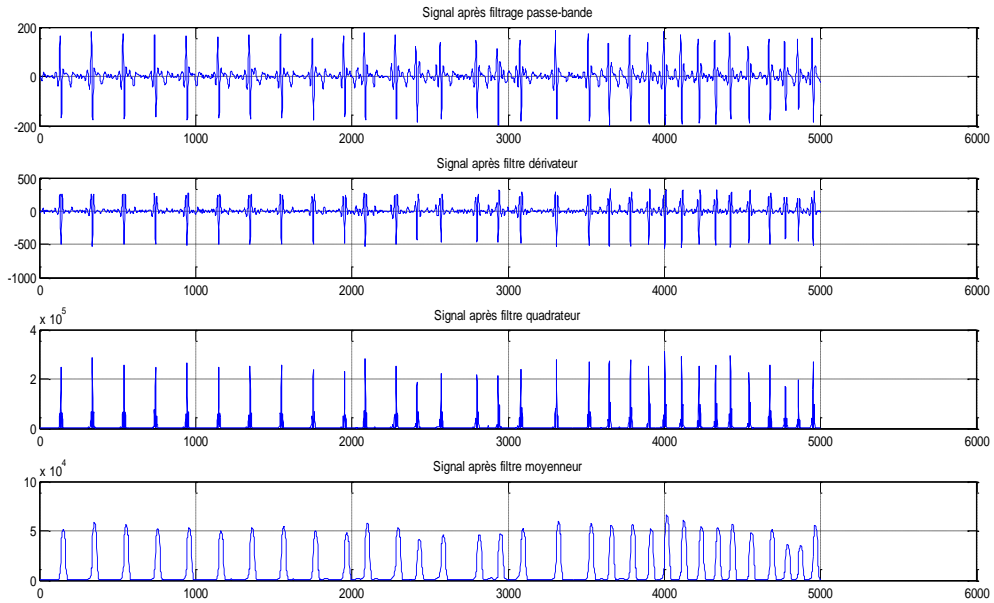


Figure 3.15 : a-filtrage passe-bande, b-filtre dérivateur, c-filtre quadrature d- filtre moyennneur pour le patient 223

-La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 223

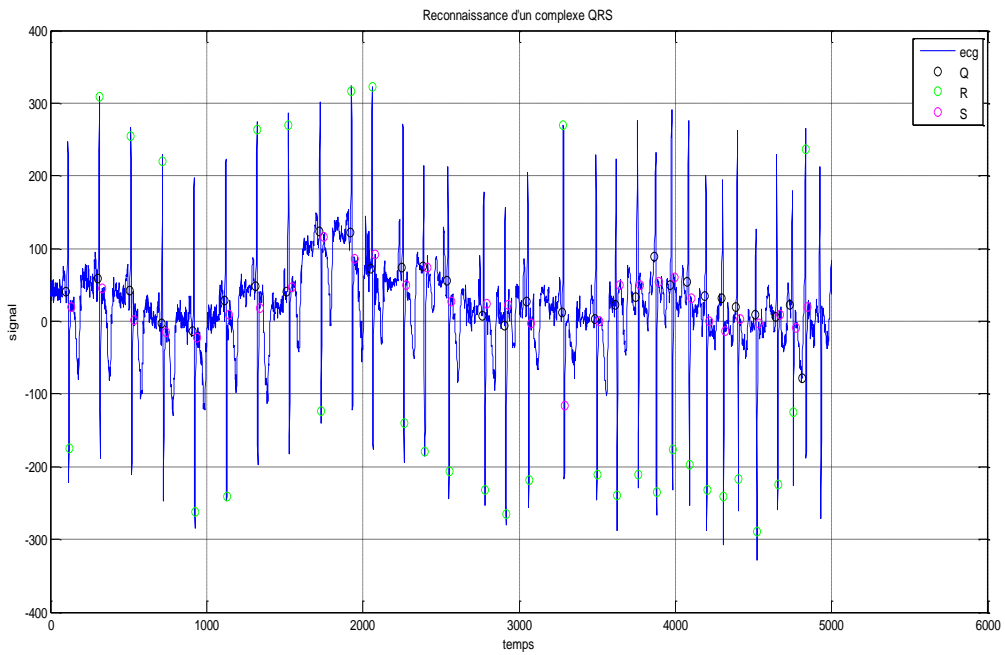


Figure 3.16 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 223

Sujet pathologique 230

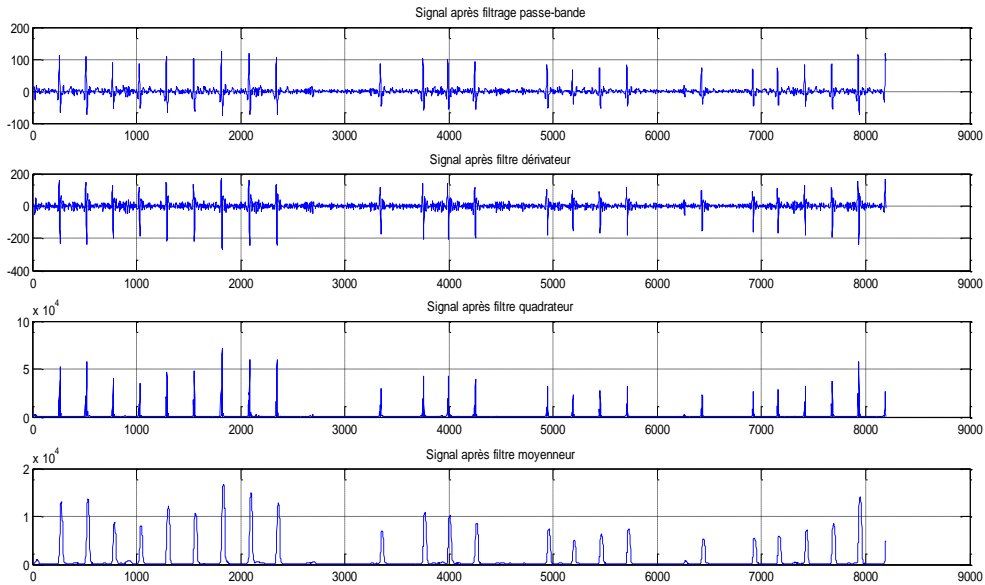


Figure 3.17 : a-filtrage passe-bande, b-filtre dérivateur, c-filtre quadrature d- filtre moyennneur pour le patient 230

-La reconnaissance du complexe QRS pour le patient 230

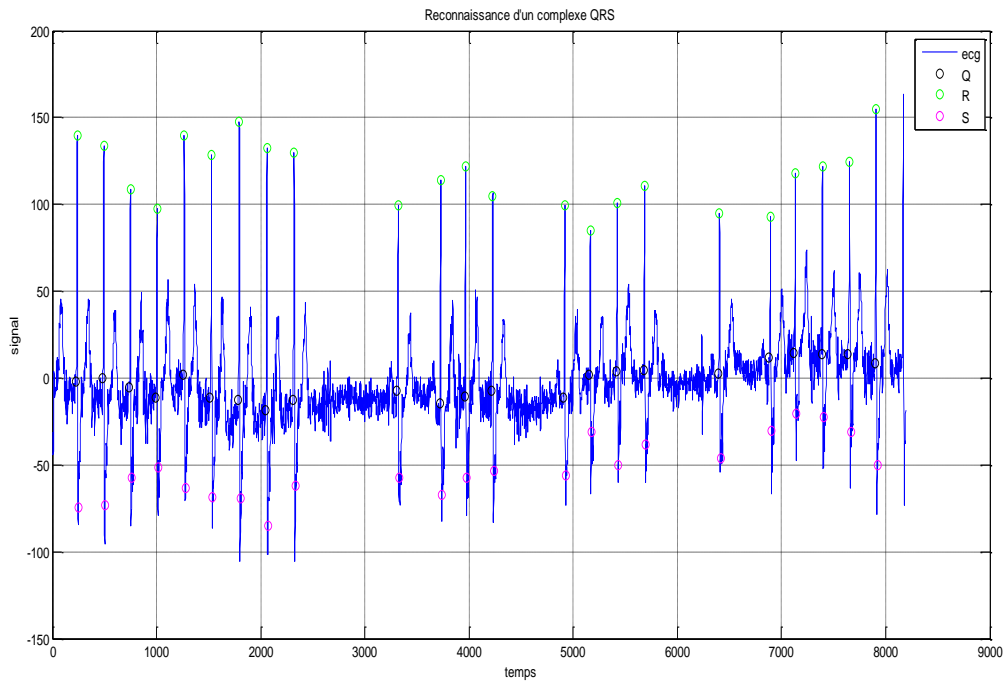


Figure 3.18 : reconnaissance du complexe QRS pour le patient 230

III.5. Discussion

D'après ces résultats nous pouvons déduire que le patient 230 est état de Bradycardie, et le patient 222 est état de flutter ventriculaire ainsi le patient 221 est état de bigeminisme ventriculaire

Nous pouvons déterminer la durée T du complexe QRS. Nous pouvons aussi calculer la fréquence cardiaque, Fc, qui est égale au nombre du pic en 60 secondes. Elle est aussi trouvée en divisant 60 sur la distance entre deux pics successifs.

III.6. Résultats d'évaluation de l'algorithme de détection du complexe QRS

Afin d'évaluer les performances de cette méthode de détection des complexes QRS, on définit les paramètres suivants :

a) Les vrais positifs (TP)

La valeur vrai positive ou true positive(TP), indique que l'algorithme détecte les vraies positions des complexes QRS.

b) Les faux positifs (FP)

La valeur fausse positive ou false positive(FP), indique que l'algorithme donne des fausses positions des complexes QRS.

c) Les faux négatifs (FN)

La valeur fausse négative ou false négative (FN), indique que l'algorithme ne détecte pas les positions des complexes QRS.

A partir de ces définitions, on peut définir la sensibilité (Se) et la spécificité (Sp) par les relations suivantes :

$$Se = 1 - \frac{FN}{TP+FN} = \frac{TP}{TP+FN}$$

$$Sp = 1 - \frac{FP}{FP+TP} = \frac{TP}{FP+TP}$$

Enregistrement	Nombre de bat	Bat détecté (TP)	Bat. non détecté (FN)	Faux positif (FP)	+P(%)	Erreur(%)
217	2311	2306	5	0	99,78	0,22
219	2068	2066	2	0	99,90	0,10
220	2461	2455	4	1	99,76	0,20
221	2650	2589	16	1	99,39	0,65
222	2643	2632	11	4	99,58	0,57
223	2140	2125	15	0	98,30	0,70
228	2465	2422	43	3	98,26	1,78
230	2010	1989	21	0	98,66	1,04
231	1815	1808	7	12	99,61	1,05
Total	17913	20392	124	21	99,24	0,70

Tableau 3.19: Résultats d'évaluation de l'algorithme de détection du complexe QRS

III.7. Interprétation

Ces résultats montrent que le nombre de complexes QRS détecté avec la méthode de Pan et Tompkins est plus grand

En comparant le nombre de complexe détecté par la méthode avec celui existant réellement dans chaque signal, cette méthode nous donne un taux de détection élevé, égale à 99% dans plusieurs cas (détection de tous les complexes existants).

De ces résultats, nous pouvons conclure que cette méthode est meilleure et plus performante. On notera que, Cet algorithme présente un taux de détection des complexes QRS de 99.3%. Cependant le point faible de l'algorithme est le faible taux de détection au niveau de quelques enregistrements exemple 222 de la base de données MIT-BIH.

Dans l'enregistrement 222 (figure 3.14), la morphologie des ondes P est comparable à celle des complexes QRS, ce qui constitue une cause d'erreur et augmentera le taux des faux positifs (FP).

Conclusion

Les tests effectués ont montré, d'une part, que le filtre à encoche permet d'éliminer les bruits d'artefacts dûs aux mouvements du patient lors de l'acquisition ambulatoire. D'autre part méthode de Pan et Tompkins permet la détection et la caractérisation des complexes QRS pour but, de détecter d'éventuelles pathologies. L'évaluation des performance de cette

méthode nous permis de conclure que l'approche de Pan et Tompkins étant plus efficace car permettant un taux de détection plus élevé.

Conclusion générale

Dans ce travail nous avons étudié le signal électrocardiographique (ECG) dans le but de le transmettre à distance et de le traiter afin de détecter d'éventuelles pathologies.

Après a l'explication du fonctionnement du coeur et la signification de chaque onde et chaque intervalle dans le signal ECG correspondant, nous avons détaillé la méthode pour la détection du complexe QRS (Pan et Tompkins)

Le signal traité. Ce traitement a été passé par deux étapes, la première a pour but d'éliminer les artefacts dûs aux mouvements du patient durant l'acquisition et la deuxième consiste à détecter le complexe QRS pour en déduire d'éventuelles pathologies.

- [1] : Claude Guerot et Yves grosogeat « L'électrocardiogramme : savoir l'interpréter »
- [2] : BENALI Radhwane « Analyse du signal ECG en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques » thèse de doctorat université de Tlemcen avril 2013
- [3] : Mohamed Lamine TALBI « ANALYSE ET TRAITEMENT DU SIGNAL ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE (ECG) » Thèse doctorat université de constantine 2011
- [4] : Alice Cabasson « Estimation et analyse des intervalles cardiaques » thèse de doctorat 2008
- [5] : Belgacem Amar « Classification des signaux EGC avec un système-multi-agent neuronale. » Magister en informatique université de Tlemcen 2012
- [6] : Rémi Dubois « Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie » thèse de doctorat université de paris 27 janvier 2004
- [7] : Bensafia Kahina « Transmission sansfils, par voie GSM, et traitement du signal ECG » thèse de magister
- [8] : Benmalek Messaoud « CONTRIBUTION A L'ANALYSE DE L'ELECTROCARDIOGRAMME (ECG) EN UTILISANT LES CONCEPTS DES OPERATEURS D'ORDRE FRACTIONNAIRE » thèse de doctorat université de constantine 21 novembre 2011
- [9] : Pan, J., Tompkins, W.J.: 'A real-time QRS detection algorithm' IEEE Trans. Biomed. Eng, 1985, 32, (3), pp.230-236.
- [10] : LAID Zakaria et DARAOUI Ayyoub « FILTRAGE ADAPTATIF DU SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME » thèse de master université du Tlemcen 2014
- [11] : Cosialls Thomas / Berrada Salim « Rapport du projet de Traitement du Signal » Année 2011/2012
- [12] : M. HADJ SLIMANE Zine-Eddine « ANALYSE ET SYNTHÈSE DE METHODES DE DETECTION DU COMPLEXE QRS DU SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME » thèse de doctorat université de Tlemcen février 2006

RESUME

Le signal électrocardiogramme (ECG) est très largement utilisé comme l'un des outils les plus importants dans la pratique clinique afin d'évaluer l'état cardiaque des patients. Il représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps.

La classification des battements du signal ECG en différents cas pathologiques est une tâche de reconnaissance très complexe.

Dans ce mémoire, nous proposons une méthode pour la reconnaissance automatique des battements cardiaques en utilisant le filtrage.

Un algorithme dédié à la détection du complexe QRS basé sur le filtrage du signal ECG avec des plusieurs étapes.

Les résultats expérimentaux obtenus en testant l'approche proposée sur les enregistrements ECG de la base de données MIT-BIH démontrent l'efficacité d'une telle approche par rapport à d'autres méthodes existantes

Mots Clés

ECG, caractérisation, détection, QRS, Classification, arythmie.

ABSTRACT

The electrocardiogram (ECG) signal is widely used as one of the most important tools in clinical practice to assess the cardiac condition of patients. It represents the variations of the electrical activity of the heart as a function of time.

The classification of the beats of the ECG signal in different pathological cases is a task of recognition very complex.

In this paper, we propose a method for the automatic recognition of heartbeats using filtering.

An algorithm dedicated to the detection of the QRS complex based on the filtering of the ECG signal with several steps.

The experimental results obtained by testing the proposed approach on ECG records from the MIT-BIH database demonstrate the effectiveness of such an approach compared to other existing methods.

Keywords

ECG, Feature extraction, QRS, Classification, Cardiac arrhythmia.