

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique  
Université 8 Mai 1945 Guelma  
Faculté des Sciences et de Technologie  
Département d'électronique et télécommunication



**Domaine : Sciences et Technologie**

**Filière : électronique**

**Spécialité : instrumentation**

**Projet de fin d'études**

**Pour l'obtention du diplôme de Master Académique**

---

**Détection du complexe QRS dans le signal  
électrocardiographique (ECG)**

---

Présenté par :

**CHAABNA ABD ELHANI**

**ZOUAIMIA KHALIL**

Sous la direction de : **Dr. BOUKAACHE ABD ELNOUR**

**Octobre 2020**

---

# Dédicace

*JE DÉDIE CE MODESTE TRAVAIL :*

*À MA TRÈS CHÈRE MÈRE, QUI ME DONNE TOUJOURS L'ESPOIR  
DE VIVRE ET QUI N'A JAMAIS CESSÉE DE PRIER POUR MOI.*

*À MON TRÈS CHER PÈRE, POUR SES ENCOURAGEMENTS, SON  
SOUTIEN, ET SON SACRIFICE AFIN QUE RIEN N'ENTRAVÈ LE  
DÉROULEMENT DE MES ÉTUDES.*

*À MES FRÈRES ET SŒURS FOUZI, MONSIF, FADHILA, SABRINA,  
SOMIA.*

*À TOUTE MA FAMILLE.*

*À TOUS MES AMIS SURTOUT ANTAR ET OUSSAMA.*

*MERCI DE M'AVOIR SOUTENU ET AIMÉ DURANT TOUTES CES  
ANNÉES ET D'ÊTRE SI FIER DE MOI.*

***KHALIL***

---

# Dédicace

*JE DÉDIE CE MODESTE TRAVAIL :*

*À MA TRÈS CHÈRE MÈRE, QUI ME DONNE TOUJOURS L'ESPOIR  
DE VIVRE ET QUI N'A JAMAIS CESSÉE DE PRIER POUR MOI.*

*À MON TRÈS CHER PÈRE, POUR SES ENCOURAGEMENTS, SON  
SOUTIEN, ET SON SACRIFICE AFIN QUE RIEN N'ENTRAVÈ LE  
DÉROULEMENT DE MES ÉTUDES.*

*À MES FRÈRES ET SŒURS HADJER, MOSTAFA, MON PETIT  
ANGE BARAE.*

*À TOUTE MA FAMILLE.*

*À TOUS MES AMIS SURTOUT OUSSAMA ET AMEUR .*

*MERCI DE M'AVOIR SOUTENU ET AIMÉ DURANT TOUTES CES  
ANNÉES ET D'ÊTRE SI FIER DE MOI.*

*HANI*

---

# REMERCIEMENT

*Nous remercions Dieu tout puissant de nous avoir donné la force et la patience pour mener ce travail à terme.*

*Nous exprimons notre profonde gratitude à monsieur Dr. BOUKAACHE ABDELNOUR pour avoir assumé la responsabilité de nous encadrer, nous orienter et de nous conseiller tout au long de la réalisation de ce travail ainsi pour la confiance qu'ils nous ont accordé.*

*Nous remercions vivement les membres du jury pour l'honneur qu'ils nous ont fait en acceptant d'être rapporteurs de notre mémoire.*

*A ceux qui nous ont apporté, de près ou de loin, orientation, soutien et aide dans la réalisation et la concrétisation de ce travail.*

*Nos vifs remerciements à tous nos enseignants du primaire à l'université.*

---

## Résumé

La survenue d'arythmie est souvent liée à la fréquence cardiaque, il est un élément de base dans le diagnostic de l'arythmie, ce qui illustre l'importance de la détection du complexe QRS. L'algorithme de détection est le composant le plus critique dans la conception d'un détecteur du complexe QRS, dans ce travail nous avons présenté une implémentation et simulation d'un algorithme de détection de PAN et TOMPKINS en utilisant le logiciel MATLAB.

Les signaux électrocardiographiques (ECG) peuvent être corrompus par divers types de bruits. Selon les études, les algorithmes basés sur le filtrage numérique offrent les performances les plus élevées pour l'ECG corrompu par le bruit de basse fréquence et spécialement le bruit électromyogramme. Un filtre passe-bande prétraite le signal pour réduire les interférences, en augmentant ainsi la sensibilité de détection, ensuite une méthode de décision avec un seuillage adaptatif est utilisée. Dans l'algorithme, nous utilisons une technique à deux seuils pour distinguer les candidats d'onde R, il adapte périodiquement chaque seuil et intervalle RR limite automatiquement pour s'adapter aux changements de l'ECG tels que la morphologie QRS et la fréquence cardiaque.

En effet, le résultat d'exécution de l'algorithme nous a donné le nombre de battements régulier et irrégulier dans le signal ECG injectée à l'entrée, il présente des résultats satisfaisants comparables à celles de la méthode originale.

**Mots clés :** Arythmie ; Complexe QRS ; Signaux électrocardiographiques ; Intervalle RR ; Fréquence cardiaque ; Algorithme de PAN et TOMPKINS ; Filtrage numérique ; Seuillage ; Logiciel MATLAB.

---

## Abstract

The occurrence of arrhythmia is often related to heart rate, it is a basic element in the diagnosis of arrhythmia, which illustrates the importance the QRS complex detection. The detection algorithm is the most critical component in the design of a QRS complex detector. In this work, we presented an implementation and simulation of a detection algorithm of PAN and TOMPKINS using the MATLAB software.

Various types of noise can corrupt electrocardiographic signals (ECGs). According to the literature, digital filtering-based algorithms offer the highest performances for ECG corrupted by low-frequency noise and especially electromyogram noise. A band-pass filter pre-processes the signal to reduce interference, thus increasing detection sensitivity, and then a decision method with adaptive thresholding is used. In the algorithm, we use a two-threshold technique to distinguish R wave candidates. It periodically adapts each threshold and RR interval limit automatically to adapt to ECG changes such as QRS morphology and heart rate.

Indeed, the numerical result of the algorithm gives us the number of regular and irregular beats in the input ECG signal, it presents satisfactory results comparable to those of the original method.

**Key-words:** Arrhythmia; QRS complex; Electrocardiographic signals; RR interval; Cardiac rate; PAN and TOMPKINS algorithm; Digital filtering; Thresholding; MATLAB software.

## ملخص

غالباً ما يرتبط حدوث حالات عدم انتظام ضربات القلب بمعدل النبضات ، وهو عنصر أساسي في تشخيص الحالة المرضية لعدم انتظام النبضات، مما يوضح أهمية الكشف عن مجمع QRS. خوارزمية الكشف هو العنصر الأكثر أهمية في تصميم كاشف مجمع QRS. في هذا العمل عرضنا تنفيذ ومحاكاة خوارزمية الكشف PAN و TOMPKINS باستخدام برنامج MATLAB.

يمكن أن تتلف الكهربية القلبية (ECGs) من خلال أنواع مختلفة من الضوضاء. وفقاً للدراسات، الخوارزميات القائمة على المرشح الرقمي تقدم أعلى أداء للإشارات المشوهة بالضوضاء منخفضة التردد وخاصة ضوضاء العضلات. استعمال مرشح في العمليات المسبقة للإشارة للحد من التداخل، وبالتالي زيادة حساسية الكشف، ثم يتم استخدام طريقة اتخاذ قرار مع العتبة التكيفية. في الخوارزمية، نستخدم تقنية عتبتين للتمييز بين الموجات المرشحة، فإنه يتكيف دورياً مع كل عتبة ومجال RR حدي تلقائياً للتكيف مع التغيرات في تخطيط القلب مثل المورفولوجيا المتغيرة لل QRS ومعدل ضربات القلب.

في الواقع ، فإن نتيجة تنفيذ الخوارزمية أعطتنا عدد النبضات في النسق المنتظم وغير المنتظم في كل تسجيل كهربية قلبية تم حقنه في المدخل، و بذلك فإنه قدم نتائج مرضية مماثلة لتلك التي في الطريقة الأصلية.

**كلمات مفتاحية :** عدم انتظام ضربات القلب ، مجمع QRS ، إشارات الكهربية القلبية (ECG)، مجال RR ، معدل ضربات القلب ، خوارزمية PAN و TOMPKINS ، الترشيح الرقمي ، عتبة ، برنامج MATLAB.

---

---

## Sommaire

RESUME .....	V
SOMMAIRE .....	VIII
LISTE DES FIGURES.....	XI
LISTE DES TABLEAUX .....	XIII
LISTE DES ABREVIATIONS .....	XIV
INTRODUCTION GENERALE .....	1
I. CHAPITRE 01 : GENERALITES SUR L'ECG .....	VIII
I.1 INTRODUCTION : .....	3
I.2 LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE : .....	3
I.3 ANATOMIE DU CŒUR :.....	3
I.4 CIRCULATION SANGUINE :.....	4
I.4.1 <i>Systole et diastole</i> :.....	5
I.5 L'ELECTROPHYSIOLOGIE CARDIAQUE .....	5
I.5.1 <i>Le tissu nodale (ou système de conduction cardiaque)</i> :.....	5
I.5.2 <i>L'activité électrique du cœur</i> :.....	6
I.5.3 <i>Polarisation et dépolarisation du myocarde (tissu musculaire du cœur)</i> :.....	6
I.6 RYTHME SINUSAL.....	7
I.7 LES ARYTHMIES (ANOMALIES DU RYTHME CARDIAQUE) :.....	8
A. La fibrillation auriculaire : .....	8
B. Les extrasystoles.....	9
C. La fibrillation ventriculaire .....	10
I.8 COMMENT DETECTER UNE ARYTHMIE :.....	10
I.9 DERIVATIONS D'ELECTROCARDIOGRAPHIE .....	11
I.9.1 <i>Dérivations bipolaires (ou dérivations standard)</i> :.....	11
I.9.2 <i>Dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF</i> .....	12
I.9.3 <i>Dérivations précordiales</i> .....	13
A. Position des électrodes précordiales .....	14
I.10 LE SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME .....	14
I.11 LES ONDES ENREGISTREES SUR UN ECG NORMAL : .....	15
I.11.1 <i>L'onde P</i> :.....	16
I.11.2 <i>Le complexe QRS</i> : .....	16
I.11.3 <i>L'onde T</i> :.....	17
I.11.4 <i>L'onde U</i> :.....	17



I.12	LES INTERVALLES DE L'ECG.....	17
I.12.1	L'intervalle P-R (ou P-Q) :.....	17
I.12.2	L'intervalle Q-T :.....	17
I.12.3	Le segment S-T :.....	17
I.12.4	L'intervalle P-P :.....	17
I.12.5	L'intervalle R-R :.....	17
I.13	LE RYTHME CARDIAQUE.....	18
I.13.1	L'électrocardiogramme ambulatoire (Holter).....	18
I.14	CONCLUSION :.....	19
II.	CHAPITRE 02 : DETECTION DU COMPLEXE QRS.....	IX
II.1	INTRODUCTION :.....	20
II.2	TYPES DE BRUIT DANS LE SIGNAL ECG :.....	20
II.2.1	Bruit dû au secteur :.....	20
II.2.2	Le bruit électromyogramme (EMG) :.....	21
II.2.3	La dérive de la ligne de base :.....	21
II.2.4	Bruit de canal :.....	21
II.2.5	Bruit de contact de l'électrode :.....	22
II.2.6	Artéfacts de mouvement :.....	22
II.2.7	Bruit électro-chirurgical :.....	22
II.2.8	Autre types de bruit :.....	22
II.3	FILTRAGE DU SIGNAL ECG :.....	22
II.3.1	Différents types de filtre numérique :.....	23
A.	Filtres à réponse impulsionnelle finie (ou filtre RIF):.....	23
a.	Caractéristiques des filtres RIF [26] [25] :.....	23
B.	Filtres à réponse impulsionnelle infinie (ou filtre RII):.....	24
a.	Caractéristiques des filtres RII [25] [26].....	24
II.4	L'EXIGENCE D'INSTRUMENTATION POUR LA DETECTION DU QRS :.....	24
II.5	PERFORMANCE D'UN DETECTEUR DE QRS [27]:.....	25
II.6	METHODES DE DETECTION DU COMPLEXE QRS :.....	25
II.6.1	Méthode de Pan et Tompkins :.....	26
A.	Filtre passe bas :.....	26
B.	Filtre passe haut :.....	27
C.	Filtre dérivative :.....	27
D.	Quadrature :.....	28
E.	Fenêtre d'intégration glissante :.....	28
F.	Seuillage adaptatif :.....	29
a.	Seuillage En amplitude :.....	29
b.	Seuillage en temps (la procédure de recherche) :.....	30
II.6.2	Méthode de Laguna et al. [35] :.....	30
A.	Présentation de la méthode :.....	30

---

II.6.3	Méthode de YING SUN et al : [24] .....	32
A.	Présentation de la méthode : .....	32
II.6.4	Méthode de DF1 (Digital Filters 1) [23]: .....	33
A.	Présentation de la méthode : .....	33
II.7	CONCLUSION : .....	34
III.	CHAPITRE 03 : APPLICATION .....	XII
III.1	INTRODUCTION : .....	35
III.2	UN APERÇU SUR LA BASE DE DONNEES MIT-BIH: .....	35
III.2.1	Sélection des données : .....	35
III.3	ALGORITHME : .....	36
III.3.1	Filtrage passe bande : .....	38
A.	Filtre passe bas : .....	38
B.	Filtre passe haut : .....	40
III.3.2	Filtre dérivative : .....	42
III.3.3	Transformation non linéaire (mise au carrée) : .....	43
III.3.4	Fenêtre d'intégration glissante : .....	44
III.3.5	Les seuils de détection : .....	44
A.	RECHERCHE DE COMPLEXES QRS MANQUÉS.....	45
B.	Elimination de la détection multiple .....	45
III.4	EVALUATION DE LA METHODE : .....	47
III.5	CONCLUSION : .....	51
III.6	CONCLUSION GENERALE .....	52
	BIBLIOGRAPHIE .....	53

---

## Liste des figures

FIGURE I-1 : ANATOMIE DU CŒUR [3] .....	4
FIGURE I-2 SCHEMA DU CIRCUIT SANGUIN [4] .....	4
FIGURE I-3 : SYSTEME DE CONDUCTION ELECTRIQUE DU CŒUR (WWW.INHALOTHERAPIE.FR) .....	6
FIGURE I-4 : LES CINQ PHASES DU POTENTIEL D'ACTION D'UNE CELLULE MYOCARDE [7] .....	7
FIGURE I-5 : EXEMPLE D'UN ECG NORMAL [8] .....	8
FIGURE I-6 : EXEMPLE D'UNE FIBRILLATION AURICULAIRE [8] .....	9
FIGURE I-7: EXEMPLE D'UNE EXTRASYSTOLE [8] .....	9
FIGURE I-8 : EXEMPLE DE FIBRILLATION VENTRICULAIRE [7]. .....	10
FIGURE I-9 : MONTAGE D'EINTHOVEN POUR L'ENREGISTREMENT DES DERIVATIONS BIPOLAIRES DES MEMBRES [8]. .....	12
FIGURE I-10. DERIVATIONS UNIPOLAIRES [15]. .....	13
FIGURE I-11 : EMBLEMES DES ELECTRODES SUR LA POITRINE (PRECORDIALE) CONDUIT [16]. .....	14
FIGURE I-12 : L'ORIGINE DES ONDES P, Q, R, S, T DANS UN SIGNAL ECG [18]. .....	15
FIGURE I-13: LES ONDES ENREGISTREES SUR UN ECG NORMAL [17]. .....	16
FIGURE I-15: BRANCHEMENT DES ELECTRODES D'UN APPAREIL HOLTER [22]. .....	19
FIGURE II-1: BRUIT DU AU SECTEUR [23] .....	20
FIGURE II-2 : BRUIT D'ELECTROMYOGRAMME [23] .....	21
FIGURE II-3: BRUIT DE DERIVE DE LIGNE DE BASE [24] .....	21
FIGURE II-4: LE BRUIT ELECTRO-CHIRURGICAL [25] .....	22
FIGURE II-5: REALISATION D'UN FILTRE A REPONSE IMPULSIONNELLE FINIE (FORME DIRECTE 1) .....	23
FIGURE II-6:REALISATION D'UN FILTRE A REPONSE IMPULSIONNELLE INFINIE.....	24
FIGURE II-7 : SCHEMA BLOC D'UN DETECTEUR DE QRS [8].....	25
FIGURE II-8 : SCHEMA FONCTIONNEL DE L'ALGORITHME DE PAN ET TOMPKINS [8].....	26
FIGURE II-9:REPONSE FREQUENTIELLE DU FILTRE DERIVATIVE [29].....	28
FIGURE II-10: EXEMPLE D'UN SEUILLAGE EN AMPLITUDE ET LE PROBLEME RENCONTRE [35] ...	29
FIGURE II-11 : EXEMPLE D'UN SEUILLAGE EN TEMPS ET LA RESOLUTION DU PROBLEME [35]....	30
FIGURE II-12 : SCHEMA FONCTIONNEL DE L'ALGORITHME DE LAGUNA ET AL .....	30
FIGURE II-13: SCHEMA FONCTIONNEL DE L'ALGORITHME DE YING SUN.....	32
FIGURE II-14:SCHEMA FONCTIONNEL EN BLOC DE LA METHODE DE DF1 .....	33
FIGURE III-1 : DIX SECONDES DE L'ENREGISTREMENT 205 DE LA BASE DE DONNEES MIT-BIH D'ARYTHMIE. ANNOTATIONS DE BATTEMENT ANNOTATIONS DE BATTEMENTS RIGOREUSEMENT REVUES (A : BATTEMENT PREMATURE AURICULAIRE, F : BATTEMENT VENTRICULAIRE DE FUSION, N : BATTEMENT NORMAL, V : BATTEMENT PREMATURE VENTRICULAIRE) ET LES ANNOTATIONS DE RYTHME (« N » : RYTHME SINUSALE NORMAL, « VT » : TACHYCARDIE VENTRICULAIRE) APPARAISSENT AU CENTRE, ENTRE LES DEUX SIGNAUX ECG [40]. .....	36
FIGURE III-2:ORGANIGRAMME DE LA METHODE .....	37
FIGURE III-3: UN RYTHME SINUSAL NORMAL DE L'ENREGISTREMENT E100 (EN PRENANT 2000 ECHANTILLONS) .....	37

---

FIGURE III-4:REPONSE FREQUENTIELLE DU FILTRE PASSE BAS .....	38
FIGURE III-5: REPONSE IMPULSIONNELLE DU FILTRE PASSE BAS .....	39
FIGURE III-6 : SIGNAL ECG A LA SORTIE DU FILTRE PASSE BAS .....	39
FIGURE III-7: REPONSE FREQUENTIELLE DU FILTRE PASSE HAUT .....	40
FIGURE III-8:REPONSE IMPULSIONNELLE DU FILTRE PASSE HAUT .....	41
FIGURE III-9:SIGNAL ECG A LA SORTIE DU FILTRE PASSE HAUT .....	41
FIGURE III-10:REPONSE FREQUENTIELLE DU FILTRE DERIVATIVE.....	42
FIGURE III-11:REPONSE IMPULSIONNELLE DU FILTRE DERIVATIVE .....	42
FIGURE III-12:SIGNAL ECG FILTRE A LA SORTIE DU FILTRE DERIVATIVE .....	43
FIGURE III-13: SIGNAL RESULTANT APRES LA TRANSFORMATION NON LINEAIRE .....	43
FIGURE III-14: SIGNAL ENREGISTRE A LA SORTIE DE LA FENETRE D'INTEGRATION MOBILE.....	44
FIGURE III-15:UN ORGANIGRAMME DEFINIT LES ETAPES DE FONCTIONNEMENT DU SEUILLAGE ADAPTATIF .....	46
FIGURE III-16:EXEMPLE DE DETECTION DES PICS SUR LE RYTHME SINUSAL NORMAL (L'ENREGISTREMENT 100 DE LA BASE MIT BIH).....	47
FIGURE III-17:L'ENREGISTREMENT 232 DE LA BASE MIT BIH .....	47
FIGURE III-18:L'ENREGISTREMENT 117 .....	48
FIGURE III-19: L'ENREGISTREMENT 228 DE LA BASE MIT BIH .....	48
FIGURE III-20:L'ENREGISTREMENT 111 DE LA MIT BIH.....	49
FIGURE III-21:L'ENREGISTREMENT 207 .....	49
FIGURE III-22:UNE SECTION DE L'ENREGISTREMENT 201 DE LA BASE MIT BIH .....	50

---

## Liste des tableaux

<b>TABLEAU 1: LA DUREE ET L'AMPLITUDE DE CHAQUE INTERVALLE.....</b>	<b>18</b>
<b>TABLEAU 2:RESULTAT DE L'EXECUTION L'ALGORRITHME .....</b>	<b>50</b>

---

## Liste des abréviations

ECG : Electrocardiographie.

QRS : L'onde QRS ou complexe QRS correspond en électrocardiographie à l'onde de dépolarisation des ventricules cardiaques.

Intervalle R-R : L'intervalle R-R est le temps entre deux ondes R (entre deux complexes QRS).

EMG : Electromyogramme.

SCV : système cardiovasculaire.

VCI : veine cave inférieure.

VCS : veine cave supérieur.

AV : auriculo-ventriculaire.

SA : sino-auriculaire.

AVR: augmented Vector Right.

AVL: augmented Vector Left.

AVF: augmented Vector Foot.

HRV: Heart Rate Variability (variabilité du rythme cardiaque).

DF1: Digital filters.

TP: True Positive.

FP :False Positive.

## Introduction générale

Les pathologies cardiovasculaires entraînent chaque année le décès de 17,7 million personnes dans le monde entier, ce qui représente 31 % de la mortalité mondiale totale (d'après l'organisation mondiale de la santé en 2015), alors c'est la première cause de mortalité dans le monde.

Il existe aujourd'hui de nombreux moyens pour surveiller et vérifier le bon fonctionnement du système cardiovasculaire, L'électrocardiogramme (ECG) est un élément primordial dans le diagnostic médical des anomalies cardiaques, on s'intéresse dans cette étude à l'analyse et le traitement du signal électrocardiogramme.

L'électrocardiogramme est un enregistrement de l'activité électrique du cœur dans le repos qui nous permet d'obtenir des informations sur le rythme cardiaque et montrer s'il y a un élargissement du cœur dû à l'hypertension (hypertension) ou des preuves d'une crise cardiaque antérieure (infarctus du myocarde).

Le rythme cardiaque est la vitesse du battement cardiaque mesurée par le nombre de contractions (battements) du cœur par minute (BPM), pour un adulte dans le cas normal il passe de 60 à 100 battements au repos. Dans le cas des pathologies cardiaques, le cœur peut avoir un rythme trop rapide, trop lent ou bien un rythme irrégulier au repos qui peut être un facteur de risque sur la santé.

Le signal (ECG) est souvent contaminé par du bruit parfois des interférences externes (bruit de contact d'électrode) ou internes (autres processus physiologiques dans le corps).

L'objectif de cette étude est de filtrer le bruit et calculer le rythme cardiaque afin de préciser l'état du système cardiovasculaire.

Le mémoire sera organisé en trois chapitres :

Le premier chapitre sera basé sur des généralités sur l'ECG. On va commencer par un bref aperçu sur le domaine médical de notre thème (des notions de base de cardiologie) tel que le système cardiovasculaire, anatomie du cœur et son système électrique, et les arythmies cardiaque pour avoir une idée sur l'origine des signaux indiqués sur l'ECG correspondent.

Ensuite, on va évoquer l'électrocardiographie et les caractéristiques du signal électrocardiogramme, ses dérivations et ses différentes ondes qu'ils le forment.

## Introduction générale

---

Dans le deuxième chapitre on va présenter la méthode de traitement du signal ECG et on va expliquer l'algorithme de détection de QRS complexe utilisé dans ce projet (Pan et Tompkins) et ses performances qu'il pourra atteindre.

Le troisième et le dernier chapitre concerne l'application de l'algorithme de Pan et Tompkins pour traiter le signal ECG et calculer le nombre de battement de cœur, puis l'interprétation des résultats obtenus. Finalement on va clôturer par une conclusion générale.



---

# **I. Chapitre 01 : Généralités sur l'ECG**

## **I.1 Introduction :**

Un électrocardiogramme enregistre les signaux électriques dans le cœur. 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.

Dans ce chapitre on va faire un bref aperçu sur le domaine médical de notre thème, on va commencer avec des notions de bases sur la cardiologie puis on va présenter quelques caractéristiques du signal électrocardiogramme et ses dérivations.

## **I.2 Le système cardiovasculaire :**

Le système cardio-vasculaire (SCV) est modélisé avec ses différents compartiments: pompe cardiaque, petite et grande circulation, circuit artériel et circuit veineux. La fonction principale du système cardio-vasculaire (SCV), est de fournir l'oxygène et les nutriments aux différents tissus de l'organisme, il est assurée par une double circulation sanguine, systémique (du cœur vers les tissus par les artères et retour par les veines) et pulmonaire (du cœur vers le poumon et retour), chacun de ces deux compartiments étant mis en mouvement par la pompe cardiaque correspondante (ventricule gauche ou droit) [1].

## **I.3 Anatomie du cœur :**

Le cœur est un organe musculaire situé dans la cage thoracique qui assure le transport du sang riche en dioxygène et en nutriments à travers tous le corps humain et les déchets métaboliques doivent être enlevés. Un battement cardiaque correspond à la contraction rythmée des quatre chambres cardiaques .le cœur batte environ 60 à 100 fois par minute, il pompe environ 8 000 litres de sang [2].

Un battement se produira grâce à un système de conduction électrique qui stimule les chambres cardiaques, en cas de problème avec ce système le cœur peut battre trop rapidement, trop lentement ou avoir un rythme irrégulier.

Quatre valves cardiaques, situées entre les oreillettes et les ventricules d'une part, et à la sortie des ventricules d'autre part, empêchent, lorsqu'elles sont fermées, le reflux du sang dans le mauvais sens. La fermeture des valves produit le son familier du battement du cœur [2].

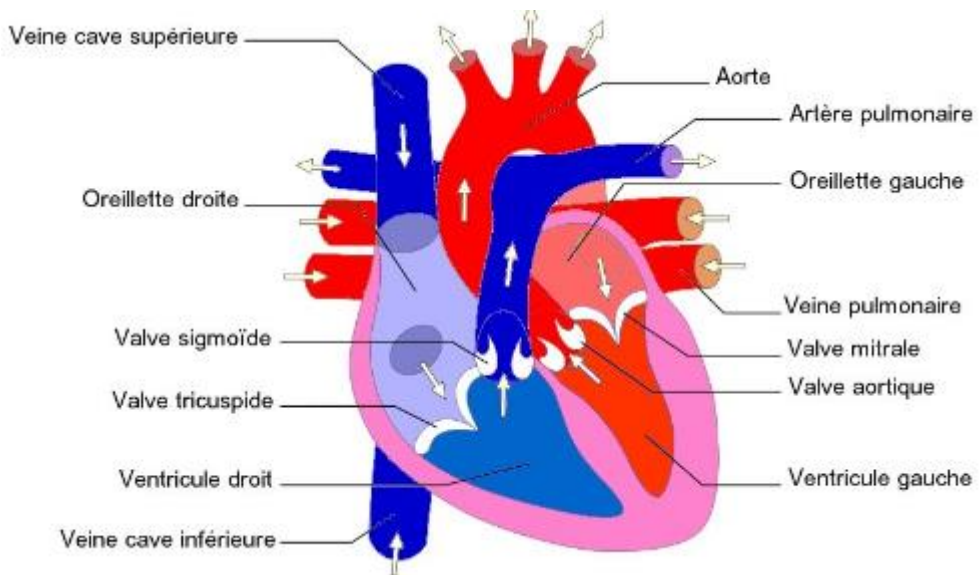


Figure I-1 : anatomie du cœur [3]

## I.4 Circulation sanguine :

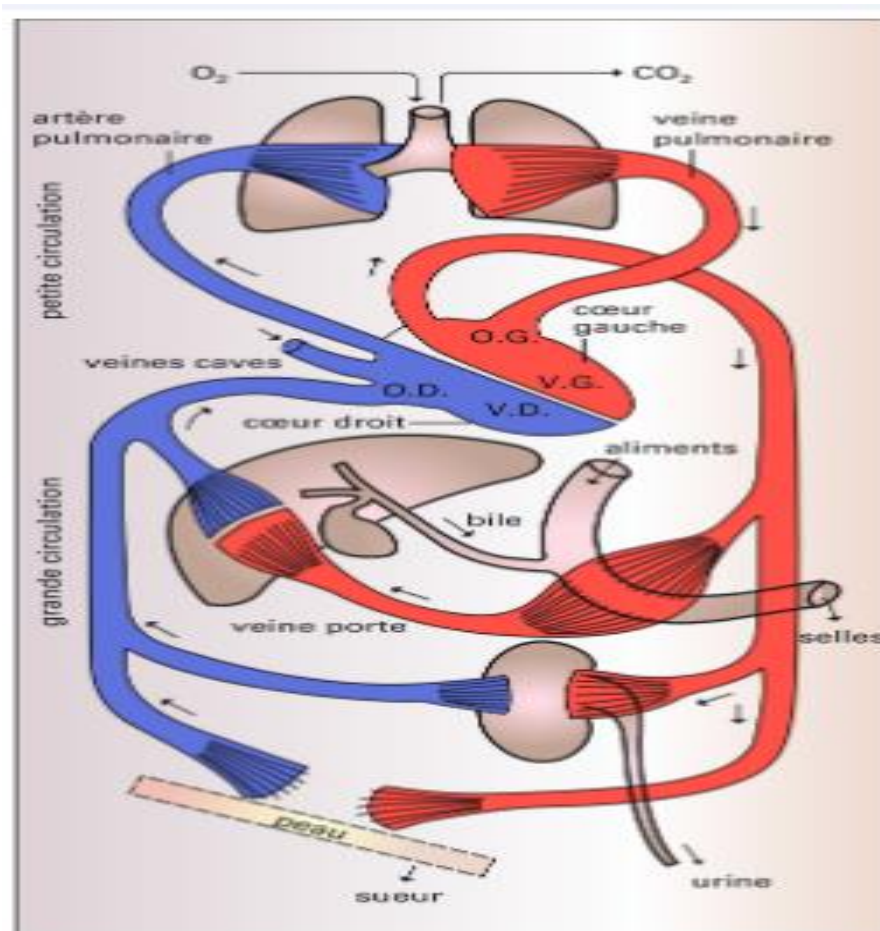


Figure I-2 Schéma du circuit sanguin [4]

Le sang veineux arrive de la périphérie par la veine cave inférieure (VCI) et veine cave supérieure (VCS), pour se jeter dans l'oreillette puis le ventricule droit, de là il emprunte l'orifice pulmonaire puis l'artère pulmonaire pour rejoindre le lit capillaire pulmonaire où se feront les échanges gazeux.

Après oxygénation, le sang rejoint l'oreillette gauche par l'intermédiaire de 4 veines pulmonaires, puis le ventricule gauche, du ventricule gauche il est éjecté par l'intermédiaire de l'orifice aortique dans l'aorte [5].

### **I.4.1 Systole et diastole :**

La systole est la phase de cycle pendant laquelle le myocarde se contracte, la diastole est la phase de cycle inverse dans laquelle le myocarde se relâche.

## **I.5 L'électrophysiologie cardiaque**

Les êtres vivants, végétaux et animaux, sont généralement le site de phénomènes électriques étroitement liés aux activités vitales, dont ils sont un élément indispensable pour le développement des recherches. On met ces phénomènes en évidence à l'aide d'électrodes appliquées en surface ou introduites dans la profondeur des tissus. On peut alors capter des courants ou des différences de potentiel et enregistrer leurs variations en fonction du temps. Ces phénomènes d'électro-génèse biologique tel que le tissu nodale dans le cœur humain, appelés aussi « bioélectriques » ou « électro physiologiques ». Tout cela a donné lieu à de nombreuses applications pratiques, principalement médicales et chirurgicales, telles que l'électrocardiographie, l'électro-encéphalographie, l'électrologie médicale [4].

### **I.5.1 Le tissu nodale (ou système de conduction cardiaque) :**

Le tissu nodale est composé d'un ensemble de cellules conductrices produisant des impulsions électriques servant à effectuer une contraction par un autre ensemble de cellules musculaires qui répondent à ses impulsions [5].

Il est constitué du nœud sino-auriculaire (SA) ou bien nœud de Keith et Flack qui joue le rôle d'un générateur d'impulsion, nœud auriculo-ventriculaire (AV) ou nœud d'Achoff-Tawara, qui est scindée en deux branches sont faisceau de His (branche gauche + branche droite) et réseau de Purkinje qui ont un rôle de distribution des impulsions sur toute la surface du myocarde.

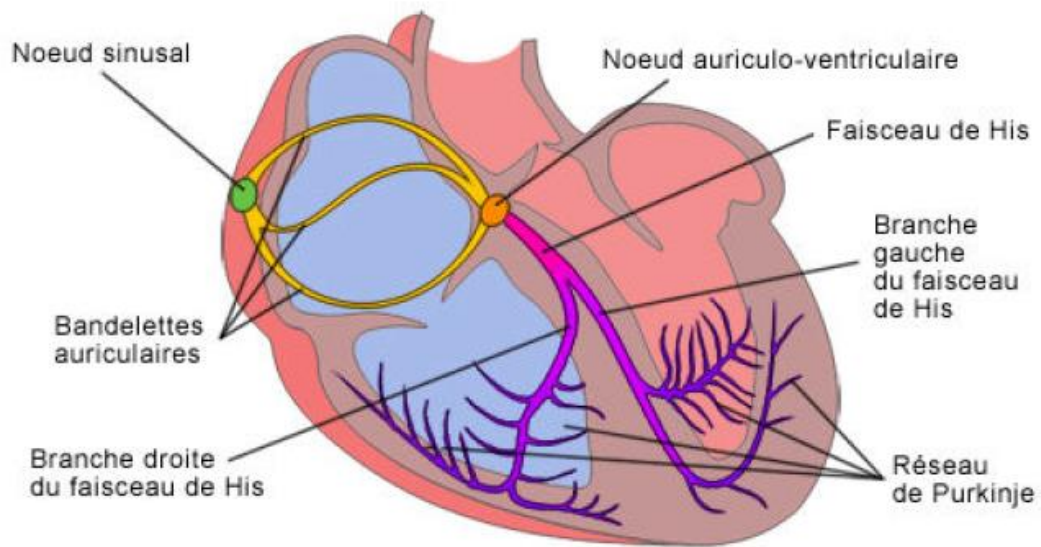


Figure I-3 : système de conduction électrique du cœur (www.inhalotherapie.fr)

### **I.5.2 L'activité électrique du cœur :**

La fonction de pompage du cœur est régulée par des impulsions électriques (similaires à celles d'une bougie de voiture), qui sont générées par le nœud sino-auriculaire (SA) ou bien nœud de Keith et Flack, souvent qualifié de « stimulateur cardiaque naturel de l'organisme ». En se propageant comme des ondes à la surface de l'eau, ces impulsions entraînent la contraction des deux oreillettes, ce qui expulse le sang vers les ventricules.

Les impulsions électriques poursuivent leur course jusqu'au nœud auriculo-ventriculaire (AV) ou bien nœud d'Achoff-Tawara, lequel se sépare en deux branches. Le nœud AV agit comme un fil électrique qui distribue les impulsions électriques dans les deux ventricules simultanément, ce qui permet au cœur de battre efficacement [6]. Sans aucune stimulation neurale, le nœud sino-auriculaire initie de façon rythmique des impulsions 70 à 80 fois par minute.

### **I.5.3 Polarisation et dépolarisation du myocarde (tissu musculaire du cœur) :**

La cellule myocarde au repos possède des charges positives en surface et des charges négatives à l'intérieur (les ions du Sodium  $\text{Na}^+$  sont environ 10 fois plus concentrés à l'extérieur qu'à l'intérieur de la cellule, par contre il existe des ions de Potassium qui sont 30 fois concentrés à

## Chapitre 01 : Généralités sur l'ECG

l'intérieur que l'extérieur, et ainsi que les ions du Calcium  $Ca^{++}$  qui sont plus concentrés à l'extérieur), la différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur est égale à - 90 mv.

Lorsque la cellule est excitée, la différence de potentiel entre la surface et l'intérieur devient +30 mv, cette différence est appelée le potentiel d'action on peut noter 5 phases :

**Phase 0** : La phase de dépolarisation, pendant la phase 0, la membrane devient très perméable au sodium, qui pénètre dans la cellule. Il y a donc un brusque mouvement d'ions responsable des variations de potentiel qui sont enregistrées par l'électrocardiogramme.

**Phase 1** : sortie des ions de potassium  $k^+$  et désactivation des canaux de  $Na^+$ .

**Phase 2** : L'entrée du calcium et une sortie de potassium.

**Phase 3** : le sodium et le calcium ressortent.

**Phase 4** : une pompe sous la dépendance de l'ATPase membranaire rétablit la concentration de potassium intracellulaire [7].

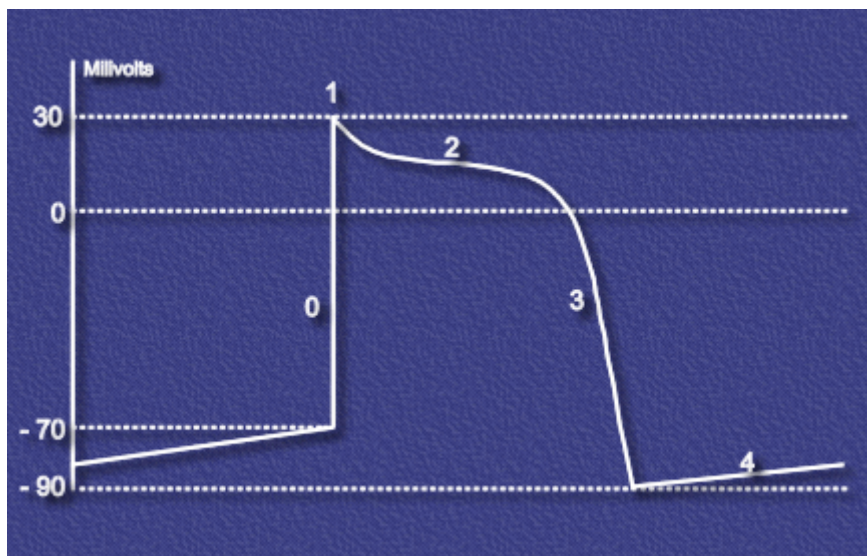


Figure I-4 : les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule myocarde [7]

### I.6 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 [8].

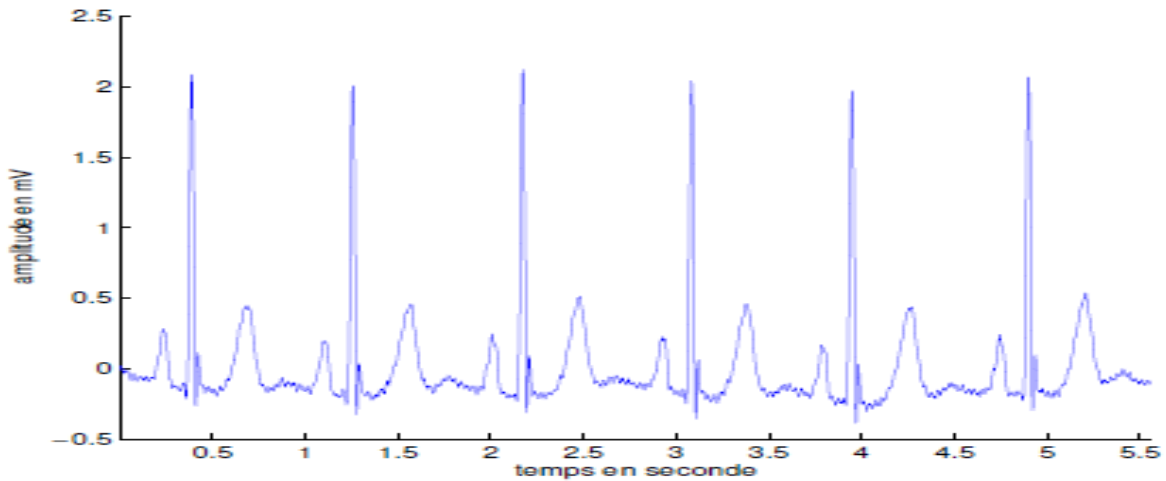


Figure I-5 : Exemple d'un ECG normal [8]

### **I.7 Les arythmies (anomalies du rythme cardiaque) :**

Appelées aussi : battements de cœur irréguliers, troubles de la fréquence cardiaque, l'arythmie est un dysfonctionnement du cœur qui affecte la fréquence cardiaque normale. En présence d'arythmie, le cœur a tendance à battre trop lentement (bradycardie), trop vite (tachycardie) ou de façon irrégulière. Ces anomalies peuvent influencer sur la quantité de sang que le cœur arrive à pomper [9].

D'après [6] on distingue deux types d'arythmies : Les arythmies supra ventriculaires et Les arythmies ventriculaires.

#### **A. La fibrillation auriculaire :**

La fibrillation auriculaire est le trouble du rythme cardiaque le plus fréquent. C'est une fréquence cardiaque irrégulière et souvent rapide qui se produit lorsque les deux cavités supérieures du cœur éprouvent des signaux électriques chaotiques, de sorte que le cœur bat temporairement ou durablement de manière irrégulière, et souvent aussi trop rapide. La fibrillation auriculaire ne représente pas un danger immédiat. En effet, elle peut avoir des conséquences graves, par exemple une attaque cérébrale ou une insuffisance cardiaque [10].

(La fréquence cardiaque en fibrillation auriculaire peut varier de 100 à 175 battements par minute) [11].

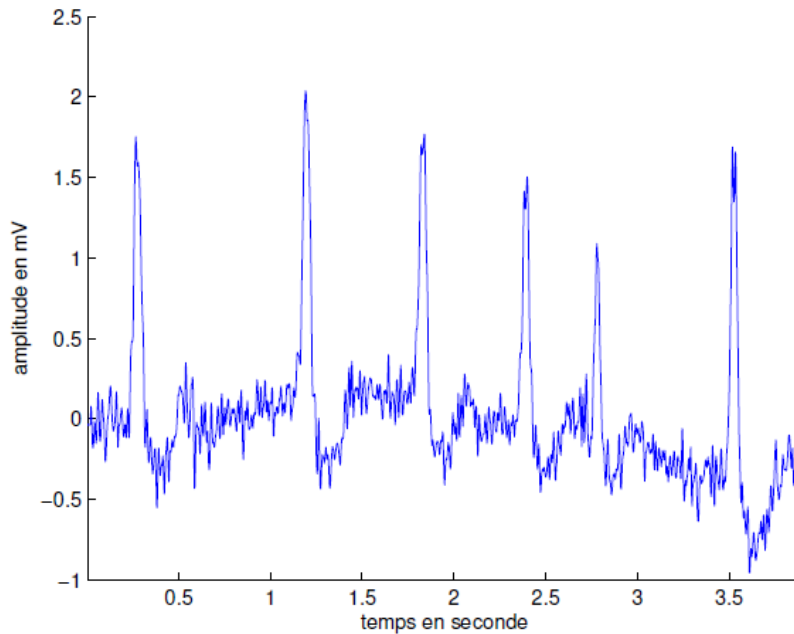


Figure I-6 : Exemple d'une fibrillation auriculaire [8]

### **B. Les extrasystoles**

Les extrasystoles sont des battements de cœur supplémentaires qui se produisent occasionnellement ayant origine des oreillettes, parfois aussi des ventricules. Comme elles sont suivies d'une pause un peu plus longue que la normale, on les ressent parfois comme un «saut» au cœur, suite d'une sensibilisation accrue aux battements cardiaques. Les extrasystoles sont presque toujours anodines et n'ont le plus souvent pas besoin d'être soignées [10].

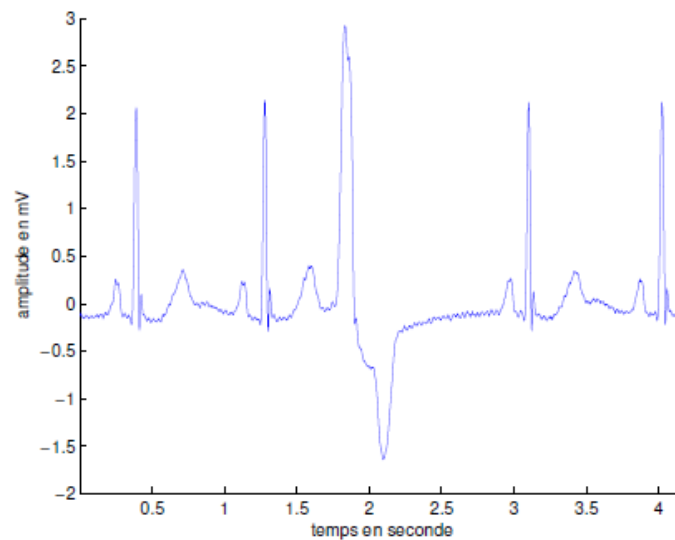


Figure I-7: exemple d'une extrasystole [8]



## C. La fibrillation ventriculaire

La fibrillation ventriculaire est un rythme cardiaque extrêmement rapide qui se produit dans les cavités cardiaques inférieures, habituellement à plus de 300 battements par minute. En plus d'être si rapide, l'activation électrique des ventricules n'affiche pas un motif spécifique et répétitif.

Au lieu de cela, les signaux électriques tourbillonnent autour du cœur d'une manière très chaotique. Les cellules du muscle cardiaque sont activées sans aucune coordination afin qu'il n'y ait aucun battement cardiaque efficace du tout. Le cœur est souvent décrit comme "frémissant" car il ne se contracte pas de manière significative.

En conséquence, le décès se produit habituellement en 3-5 minutes, sauf si la réanimation est commencée (massage cardiaque et défibrillateur ...) [12].

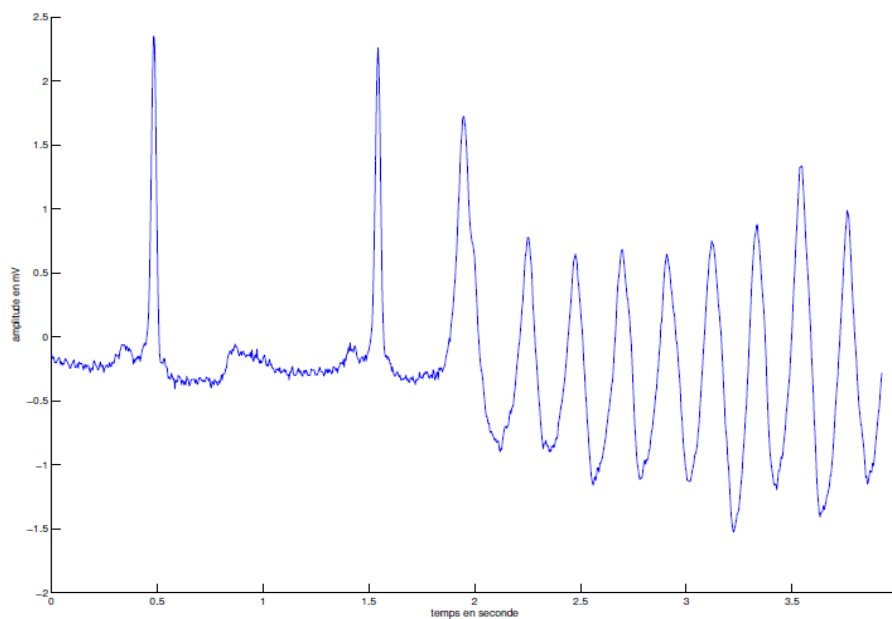


Figure I-8 : Exemple de fibrillation ventriculaire [7].

### I.8 Comment détecter une arythmie :

Il existe trois approches générales à l'analyse de l'arythmie. Une méthode consiste à effectuer la détection QRS et la classification des battements, en étiquetant une arythmie comme un quorum d'une série de battements d'un type particulier. L'approche alternative courante consiste à analyser une section de l'ECG qui s'étend sur plusieurs intervalles de battement, calculer une statistique (telle que la variance ou un rapport de puissance à différentes fréquences) sur laquelle la classification d'arythmie est effectuée. Une troisième option consiste à construire un modèle

de la dynamique attendue pour différents rythmes et comparez le signal observé (ou les caractéristiques dérivées) à ce modèle [13].

### I.9 Dérivations d'électrocardiographie

Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiel en même temps, selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le thorax et les membres. Chaque mesure de ces potentiels correspond à une dérivation de l'ECG.

L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique-cardiaque.

Il est important d'avoir une standardisation de positionnement des électrodes (dérivations) pour que l'évaluation clinique du signal ECG soit faite.

Les dérivations standards forment un système de 12 dérivations complémentaires :

- Trois dérivations bipolaires.
- Trois dérivations unipolaires.
- Six dérivations unipolaires précordiales [14].

#### I.9.1 Dérivations bipolaires (ou dérivations standard) :

Les dérivations bipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Einthoven (Einthoven, 1906) au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui [8].

Ces trois dérivations sont déduites des trois électrodes posées sur les membres. Soit VL le potentiel sur le bras gauche, VR le potentiel sur le bras droit et VF le potentiel sur la jambe gauche, les trois dérivations sont :

{DI (dérivation I) dont la différence de potentiel respecte l'équation  $DI = V L - V R$ ,

{DII (dérivation II) avec  $DII = V F - V R$ ,

{DIII (dérivation III) avec  $DIII = V F - V L$ .

Ces trois dérivations constituent le triangle d'Einthoven et chaque dérivation est une arrête du triangle (voir Figure I-9).

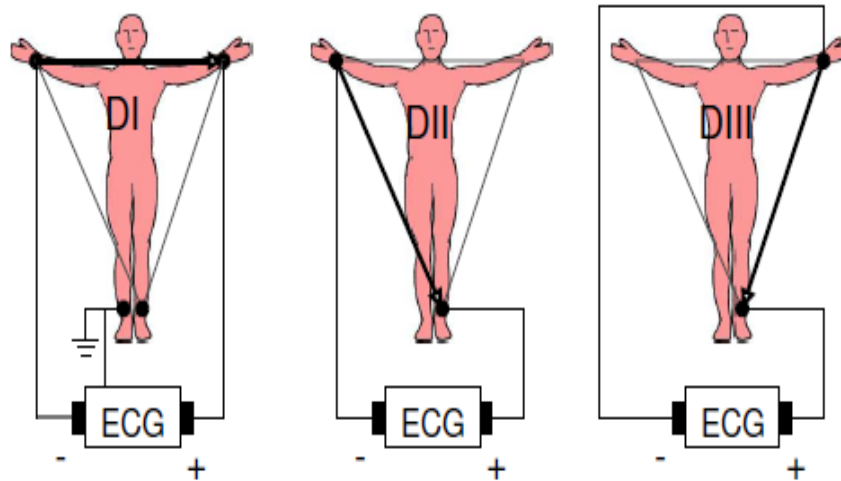


Figure I-9 : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres [8].

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

### I.9.2 Dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF

Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson (Wilson et coll, 1934) en 1934 et améliorées par Goldberger (Goldberger, 1942). Dans son système, les dérivations sont obtenues entre une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven et une borne centrale (électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven). Cela a donné les dérivations unipolaires VL VR et VF. Plus tard, Goldberger a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aVL, aVR et aVF (illustré dans la figure I-10).

La dénomination des électrodes de Goldberg est la suivante :

aVR = bras droit.

aVL = bras gauche.

aVF = jambe gauche.

Le préfix « a » veut dire que le voltage est amplifié pour obtenir un tracé de même amplitude que DI, DII, DIII. L'emplacement des électrodes unipolaires est donné par la figure (I-10) [15].

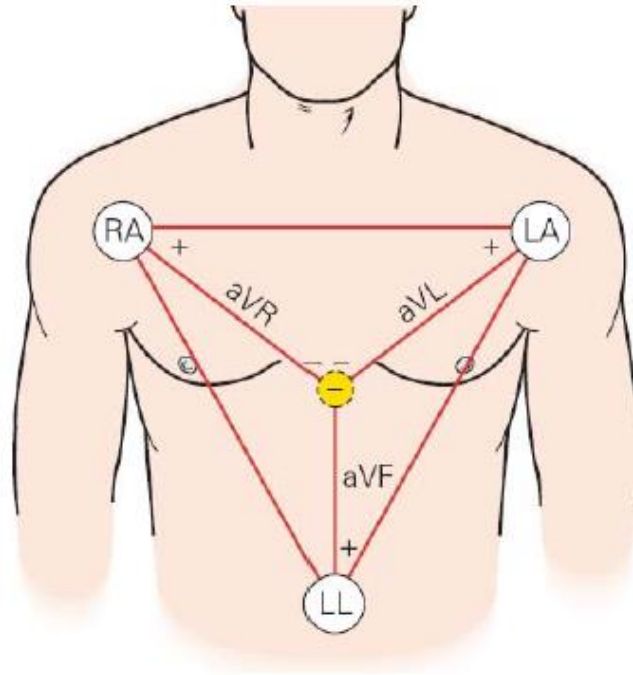


Figure I-10. Dérivations unipolaires [15].

### I.9.3 Dérivations précordiales

Les dérivations du plan horizontal (dérivations de Wilson) constituent les dérivations unipolaires et sont au nombre de six, permettent d'obtenir les dérivations V1 à V6. (Figure I-11).

Ces dérivations ont une partie positive, là où est placée l'électrode exploratrice, et une négative, qui correspond à la région opposée. L'électrode exploratrice est placée sur divers points précordiaux. En plus des dérivations V1 à V6, on peut utiliser dans certaines occasions les dérivations plus droites (V1R à V4R) ou plus gauches (V7 à V9).

Les dérivations précordiales ont deux caractéristiques qui les distinguent fondamentalement des dérivations des membres : elles mesurent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal et sont posées à proximité du cœur [8].

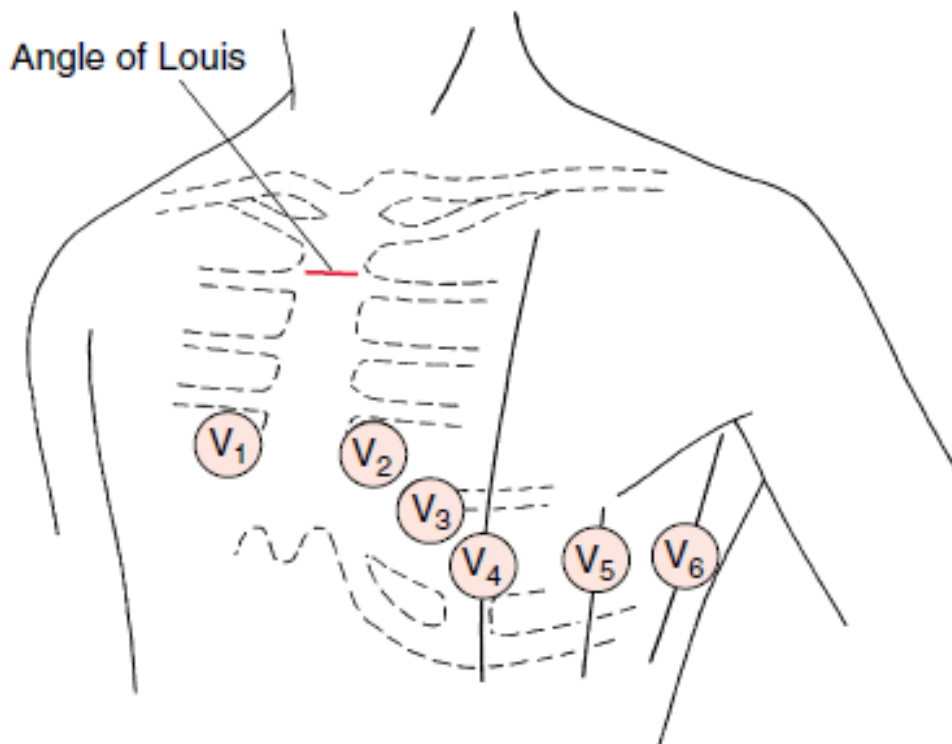


Figure I-11 : Emplacements des électrodes sur la poitrine (précordiale) Conduit [16].

### A. Position des électrodes précordiales

- V1: 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne par asternale).
- V2: 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne par asternale).
- V3: à mi-distance entre V2 et V4
- V4: 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire. Gauche.
- V5: à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure.
- V6: même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne. [17]

### I.10 Le signal Electrocardiogramme

L'électrocardiogramme est une représentation du potentiel électrique du cœur qui commande l'activité musculaire de celui-ci. Les potentiels électriques ou « potentiels d'action » correspondent à la dépolarisation transitoire de la membrane des cellules cardiaques. La

différence de concentration ionique intra et extracellulaire produit une différence de tension origine du potentiel d'action qui va permettre la contraction du cœur.

L'électrocardiogramme est composé de différents types de patterns répétitifs espacés de durées variables. Ces patterns sont souvent appelés des ondes (Figure I-12) [18].

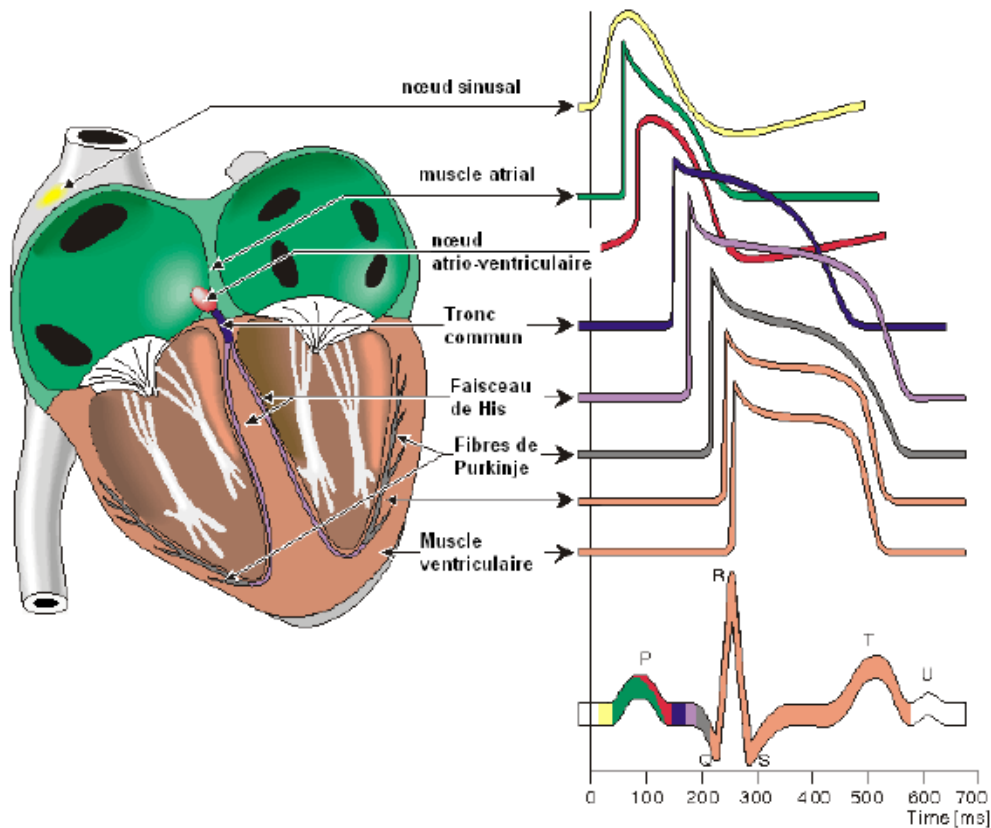


Figure I-12 :L'origine des Ondes P, Q, R, S, T dans un signal ECG [18].

### I.11 Les ondes enregistrées sur un ECG normal :

La Figure (I-13) montre la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.

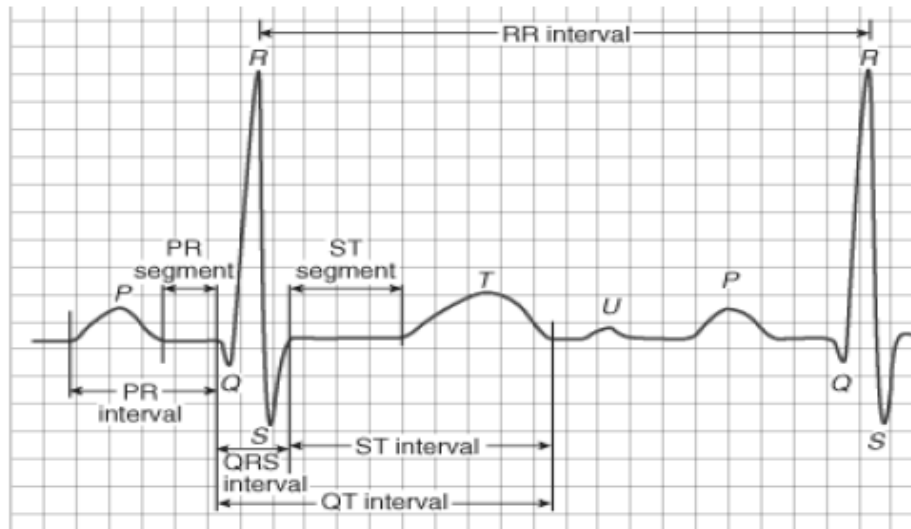


Figure I-13: Les ondes enregistrées sur un ECG normal [17].

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 (I-13).

Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T et U :

### I.11.1 L'onde P :

Représente la dépolarisation auriculaire ou (la systole auriculaire), l'espace PR ou espace PQ habituellement entre 0,12 et 0,20 seconde.

### I.11.2 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.

### **I.11.3 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.

### **I.11.4 L'onde U :**

Est une déflexion positive qui est parfois observée après l'onde T mais elle n'est pas utilisée pour le diagnostic [19].

## **I.12 Les intervalles de l'ECG**

Les intervalles et segments du tracé électrocardiographique sont des paramètres importants, permettant d'évaluer la normalité ou non de l'espace entre deux événements électriques.

### **I.12.1 L'intervalle P-R (ou P-Q) :**

Correspond au délai entre la dépolarisation de l'oreillette et celle du ventricule. C'est le temps de propagation de l'onde de dépolarisation à travers les oreillettes, le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His et le réseau de Purkinje, jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires. Il représente le temps de conduction auriculo-ventriculaire.

### **I.12.2 L'intervalle Q-T :**

Correspond au temps de systole ventriculaire qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

### **I.12.3 Le segment S-T :**

Correspond à la phase de repolarisation ventriculaire, phase durant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées : il n'y a donc pas a priori de propagation électrique, le segment est alors isoélectrique.

### **I.12.4 L'intervalle P-P :**

Représente le cycle cardiaque. Classiquement, il n'est pas mesuré.

### **I.12.5 L'intervalle R-R :**

Sépare les sommets de deux ondes R successives et représente le cycle de repolarisation ventriculaire. Il est associé à la période cardiaque [14].



Tableau 1: la durée et l'amplitude de chaque intervalle

	Onde P	Complexe QRS	Onde T	Intervalle PQ	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde R
Durée (s)	< 0.11	0.08	0.2	0.12-0.2	0.2	0.36	0.07-0.1
Amplitude (mV)	< 0.25	Qa<0, Ra>0, Sa<0	>0	Isoélectrique : 0	Isoélectrique : 0		1.60

### I.13 Le rythme cardiaque

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

- Régulier : L'intervalle R-R est quasi-constant sur tout le tracé, avec des complexes QRS similaires
- Sinusal : L'activité électrique est générée par 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 [17].

#### I.13.1 L'électrocardiogramme ambulatoire (Holter)

Dr. Norman Holter biophysicien américain a inventé un système d'enregistrement ECG continu et portatif connu qui est nommé « l'appareil Holter ». Holter d'aujourd'hui se présente sous la forme d'un petit boîtier, qui est illustré dans la figure (I-14).

## Chapitre 01 : Généralités sur l'ECG

---

L'enregistrement Holter est un examen au cours duquel le signal ECG est enregistré sur une durée de 24 à 48 heures et pendant lequel le patient peut continuer à poursuivre ses activités habituelles (un examen ambulatoire) [20].

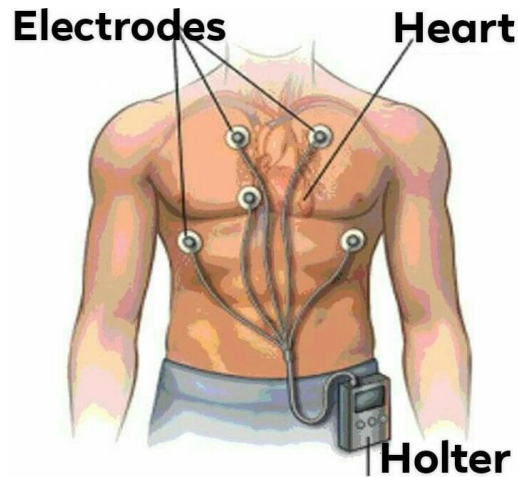


Figure I-14: branchement des électrodes d'un appareil HOLTER [21].

### I.14 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous présentons l'anatomie du system cardiovasculaire ainsi que son activité physiologique et électrique pour comprendre l'origine du signal ECG et pour comprendre aussi son importance dans la détection des anomalies cardiaques ensuite un aperçu sur les arythmies cardiaques. Par la suite nous allons appliquer un algorithme basé sur le filtrage numérique pour détecter les complexes QRS du signal.

---

## **II. Chapitre 02 : Détection du complexe QRS**

### II.1 Introduction :

La détection du complexe QRS dans l'électrocardiogramme est nécessaire pour le fonctionnement de nombreux instruments médicaux. Il donne les informations utiles sur le comportement cardiaque. La détection du complexe QRS est difficile, pas seulement en raison de la variabilité physiologique du complexe QRS, mais aussi à cause des différents types de bruit qui peuvent être présents dans le signal ECG.

Il existe de nombreuses utilisations pour un algorithme de détection de QRS tel que la reconnaissance d'arythmies, la classification d'arythmies...

### II.2 Types de bruit dans le signal ECG :

Différents bruits sont affectés par le signal ECG lors de son acquisition et de sa transmission. Principalement deux types de bruits sont présents dans le signal ECG : Les bruits haute fréquence comprennent le bruit d'électromyogramme, bruit additif blanc gaussien et l'interférence de la ligne d'alimentation ; le bruit basse fréquence comprenant la dérive de ligne de base. Les bruits contaminés dans le signal ECG peuvent entraîner une mauvaise interprétation.

#### II.2.1 Bruit dû au secteur :

Il se compose des parasites à 50/60 Hz de fréquence. Le bruit est causé par le champ électromagnétique (CEM) généré par la source d'alimentation, effet parasite des champs de courant alternatif dû aux boucles dans les câbles, mise à la terre incorrecte du patient ou de l'appareil d'enregistrement d'ECG [22].

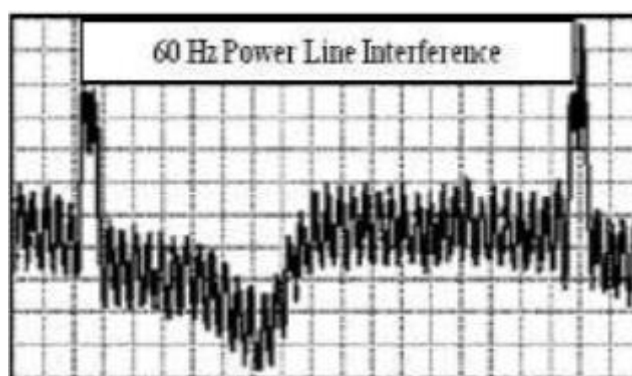


Figure II-1: bruit dû au secteur [22]

### II.2.2 Le bruit électromyogramme (EMG) :

L'électromyogramme est un bruit généré de l'activité électrique du muscle. L'EMG se compose d'une fréquence maximum de 10 Hz .Les sections d'ECG peuvent être perturbées et corrompus par l'EMG du surface qui pose des difficultés sur le traitement et l'analyse des données [22].

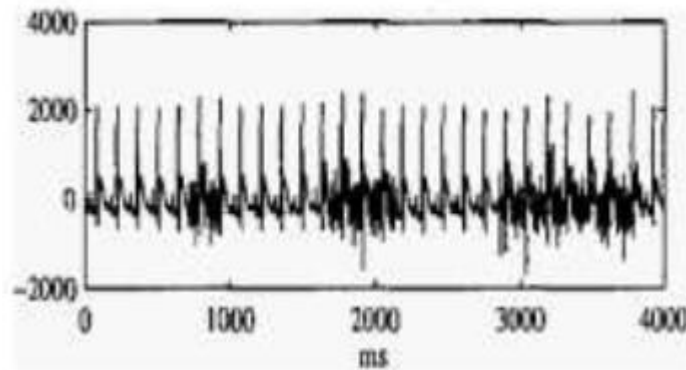


Figure II-2 : bruit d'électromyogramme [22]

### II.2.3 La dérive de la ligne de base :

La dérive de la ligne de base est un composant bruit à basse fréquence (entre 0,2 et 2 Hz) qui est toujours présent dans le signal ECG, ceci est principalement dû à la respiration et le mouvement du corps .La dérive de ligne de base pose des problèmes de détection et d'analyse des pics. [22].

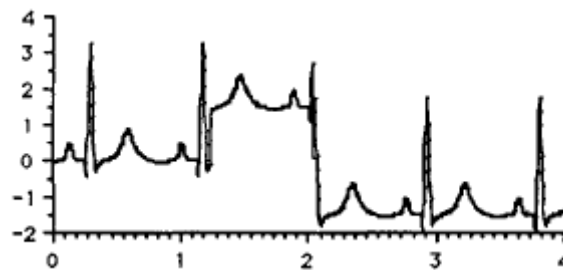


Figure II-3: bruit de dérive de ligne de base [23]

### II.2.4 Bruit de canal :

Le Bruit de canal est introduit lorsque le signal ECG est transmis par des canaux, cela est dû aux mauvaises conditions du canal. C'est principalement comme le bruit blanc gaussien qui contient tous les composants de fréquence. [22]

### II.2.5 Bruit de contact de l'électrode :

Le bruit de contact de l'électrode est causé par la perte de contact entre l'électrode et la peau, qui déconnecte effectivement le système de mesure du sujet. Le bruit est de durée 1s et de fréquence de 60 Hz. [22]

### II.2.6 Artéfacts de mouvement :

Les artéfacts de mouvement sont des changements transitoires de la ligne de base causés par des changements de l'impédance électrode-peau avec le mouvement d'électrode. [22]

### II.2.7 Bruit électro-chirurgical :

Bruit généré par d'autres équipements médicaux présents dans l'environnement de soins du patient à des fréquences comprises entre 100 kHz et 1 MHz, d'une durée d'environ 1 à 10 secondes. [13]

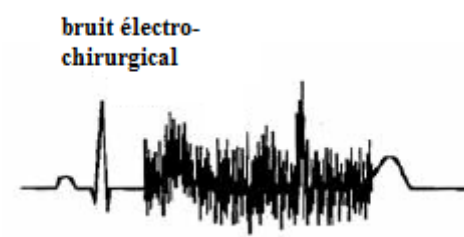


Figure II-4: le bruit électro-chirurgical [24]

### II.2.8 Autre types de bruit :

Il existe d'autres types de bruit tel que :

- Les Artéfacts de traitement du signal (ex : Oscillations de Gibbs).
- Bruit de quantification et le repliement de spectre.

Bien que chacun de ces contaminants puisse être réduit, il est impossible d'éliminer tous les contaminants. Par conséquent, il est important de quantifier la nature du bruit dans un ensemble de données particulier et choisir un algorithme approprié adapté aux contaminants ainsi qu'à l'application envisagée. [13]

## II.3 Filtrage du signal ECG :

Il existe deux méthodes principales pour filtrer un signal ECG, la méthode de filtrage linéaire et la méthode de filtrage non linéaire.

Dans cette étude, on s'intéresse à la méthode du filtrage linéaire qui est basé sur les filtres RIF, RII et la théorie de Fourier de base...etc.

### II.3.1 Différents types de filtre numérique :

On distingue alors deux grandes classes des filtres numériques ;

#### A. Filtres à réponse impulsionnelle finie (ou filtre RIF):

Ce sont des filtres numériques caractérisés par une réponse uniquement basée sur les valeurs du signal d'entrée. Du fait du nombre fini des échantillons de la réponse impulsionnelle, ces filtres sont toujours stables. [25] ;

$$\left\{ \begin{array}{ll} h(n) = 0 & \text{pour } n < 0 \\ h(n) \neq 0 & \text{pour } 0 \leq n < N \end{array} \right\} \quad (2.1)$$

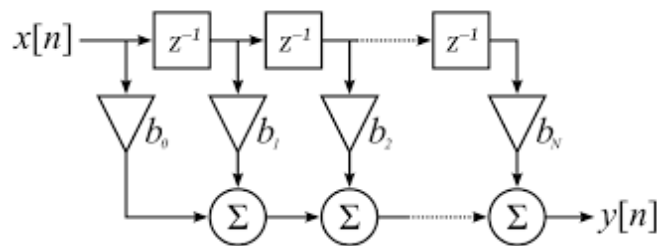


Figure II-5: Réalisation d'un filtre à réponse impulsionnelle finie (forme directe 1)

#### a. Caractéristiques des filtres RIF [26] [25] :

- Les filtres RIF sont toujours stables car il n'y a pas de retour des sorties précédents et l'absence des pôles.
- Une phase linéaire.
- La conception des filtres à phase linéaire peut être garantie.
- Les erreurs de précision finie sont moins graves dans les filtres RIF que dans les filtres RII.
- La relation entre le signal d'entrée et le signal de sortie est donnée par :

$$Y(n) = \sum_{l=0}^{N-1} b_l x(n-l) \quad (2.2)$$

D'Où N est la longueur du filtre.

- La fonction de transfert du filtre s'écrit :

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{i=0}^{N-1} b_i z^{-i} \quad (2.3)$$

**B. Filtrage à réponse impulsionnelle infinie (ou filtre RII):**

Ils sont des filtres ainsi que leur réponse impulsionnelle est de durée théorique infinie.

$$h(n) \neq 0 \quad \text{pour } n=0, 1, 2, \dots, +\infty$$

Ce sont des filtres numériques tels que le signal de sortie dépend, à la fois, du signal d'entrée et des échantillons précédents de ce signal de sortie. Pour cette raison, ils sont aussi nommés filtres récurrents [25].

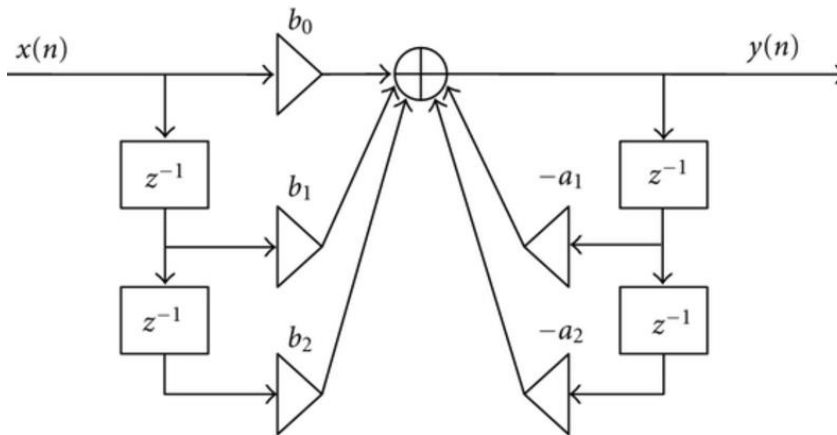


Figure II-6: Réalisation d'un filtre à réponse impulsionnelle infinie.

**a. Caractéristiques des filtres RII [25] [26]**

- Une plus grande sensibilité numérique (quantification des coefficients, bruits de calculs).
- La relation entre le signal d'entrée et le signal de sortie :

$$Y(n) = \sum_{l=0}^{L-1} b_l x(n-l) - \sum_{m=1}^M a_m y(n-m). \quad (2.4)$$

- La fonction de transfert :

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{l=0}^{L-1} b_l z^{-l}}{1 + \sum_{m=1}^M a_m z^{-m}} \quad (2.5)$$

**II.4 L'exigence d'instrumentation pour la détection du QRS :**

L'algorithme de détection est le composant le plus important dans la conception, les spécifications matérielles et logicielles doivent être développées sur la base et à l'appui de l'algorithme de détection. Cependant, il est peu probable qu'un seul algorithme de détection



## Chapitre 02 : Détection du complexe QRS

QRS satisfasse toutes les exigences d'instrumentation et fonctionne de manière satisfaisante dans une variété d'environnements cliniques.

### II.5 Performance d'un détecteur de QRS [27]:

Pour évaluer les performances d'un détecteur de complexe QRS, les mesures de performances des détecteurs couramment utilisées sont appliquées et définies comme suit :

- Vrais positif (TP):** TP (True Positive) est le nombre de battements vrais positifs (correctement détectés).
- Faux positifs (FP) :** FP (False Positive) est le nombre de battements faux positifs (détectés par erreur).
- Faux négatifs(FN) :** FN (False Negative) est le nombre de battements faux négatifs (manqués par erreur).

La sensibilité (Se) indique la fraction des événements détectés :

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} * 100\% \quad (2.6)$$

Et le taux d'erreur de détection (DER):

$$Der = \frac{FP+FN}{TP+FN} * 100\% \quad (2.7)$$

### II.6 Méthodes de Détection du complexe QRS :

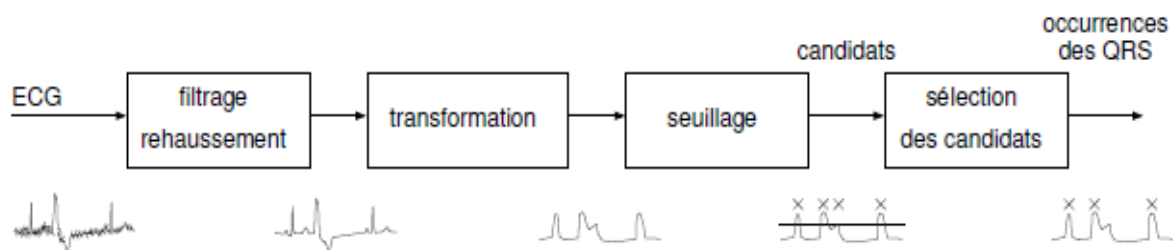


Figure II-7 : schéma bloc d'un détecteur de QRS [8]

## Chapitre 02 : Détection du complexe QRS

Le signal ECG est filtré et converti pour mettre en évidence les informations qui concernent le QRS. Ensuite, la transformation est souillée puis un étage de décision sélectionne les occurrences de QRS parmi les candidats.

Il existe de nombreuses méthodes pour détecter le complexe QRS tel que :

Des transformations linéaires et non linéaires (Pan et Tompkins [28])

Des filtres numériques (Ruha et coll [29])

Des analyses temps-fréquence et ondelettes (Senhadji et Coll [30])

Des analyses statistiques, réseaux de neurones (Watrous et Towell [31])

Les recherches sont toujours actives, de nouvelles méthodes plus développées sont découvertes, dans cette étude on a utilisé l'algorithme de Pan et Tompkins.

### II.6.1 Méthode de Pan et Tompkins :

Pan et Tompkins ont proposé un algorithme de détection de QRS en temps réel basée sur l'analyse de la pente, l'amplitude et la largeur du complexe QRS.

L'algorithme inclut des séries des filtres qui effectuent : passe bas, passe haut, dérivative, quadrature, intégration, seuillage adaptatif et des procédures de recherche [32].

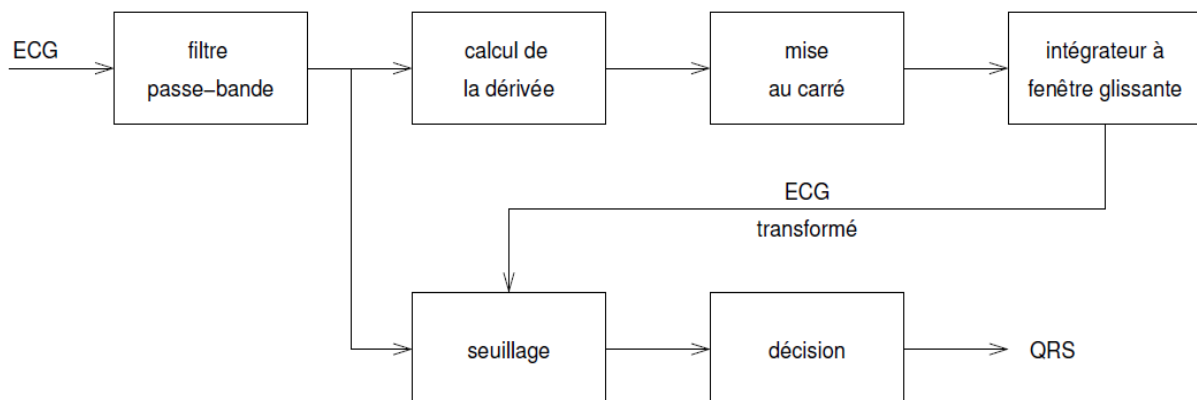


Figure II-8 : schéma fonctionnel de l'algorithme de Pan et Tompkins [8]

#### A. Filtre passe bas :

Le filtre passe bas récursif utilisé dans l'algorithme Pan-Tompkins a des coefficients entiers pour réduire la complexité de calcul, avec la fonction de transfert définie comme suit :

$$H(z) = \frac{1}{32} \frac{(1-z^{-6})}{(1-z^{-1})} \quad (2.8)$$

## Chapitre 02 : Détection du complexe QRS

---

La sortie  $y(n)$  est liés à l'entrée  $x(n)$  d'où :

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + \frac{1}{32} [x(n) - 2x(n-6) + x(n-12)] \quad (2.9)$$

Avec une fréquence d'échantillonnage de 360 Hz, le filtre possède une fréquence de coupure assez faible ( $F_c = 11$  Hz), et introduit un retard de 5 échantillons ou 13.8 ms. Le filtre fournit une atténuation plus grande que 35 dB à 60 Hz [32].

### B. Filtre passe haut :

Le filtre passe haut utiliser dans l'algorithme est implémenté comme un filtre passe tout moins un filtre passe bas. Le composant passe bas à la fonction de transfert :

$$H_{pb}(z) = \frac{(1-z^{-32})}{(1-z^{-1})} \quad (2.10)$$

La relation entrée sortie est :

$$y(n) = y(n-1) + x(n) - x(n-32) \quad (2.11)$$

La fonction de transfert du filtre passe haut :

$$H_{ph}(z) = z^{-16} - \frac{1}{32} H_{pb} \quad (2.12)$$

Et sa relation entrée sortie :

$$P(n) = 32x(n-16) - [y(n-1) + x(n) - x(n-32)] \quad (2.13)$$

Le filtre passe-haut a une fréquence de coupure égale à 5 Hz et introduit un retard de 44.44 ms [32]. Le filtre passe bande est utilisé pour réduire le bruit dans le signal ECG.

### C. Filtre dérivative :

Le filtre dérivatif utilisé par Pan et Tompkins est défini par l'équation :

$$y(n) = \frac{1}{8} [2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)] \quad (2.14)$$

## Chapitre 02 : Détection du complexe QRS

---

La procédure dérivative supprime les composantes basses fréquences des ondes P et T, et fournit un large gain à les composants hautes fréquences provenant des hautes pentes du QRS [32].

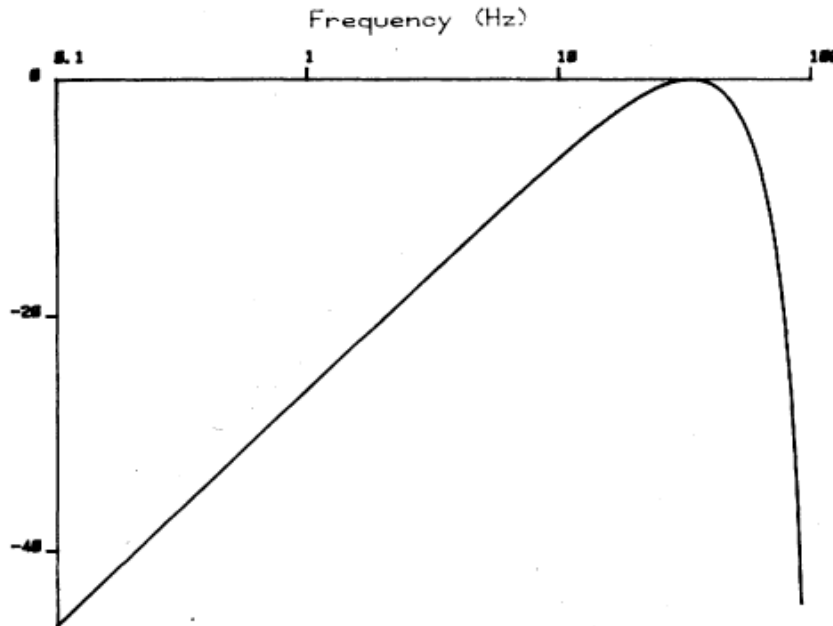


Figure II-9: Réponse fréquentielle du filtre dérivatif [28]

### D. Quadrature :

L'opération de quadrature rend le résultat positif et met l'accent sur les grandes différences résultant du QRS ; la petite différence résultant des ondes P et T est supprimé. Les composantes hautes fréquences dans le signal lié à le complexe QRS sont encore améliorées.

L'équation de cette opération est :

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (2.15)$$

### E. Fenêtre d'intégration glissante :

La sortie du filtre dérivatif exposera plusieurs pics dans la durée d'un seul complexe QRS.

L'algorithme de Pan et Tompkins effectue un lissage de la sortie de l'opération précédente à travers une fenêtre d'intégration glissante défini comme suit :

$$y(n) = \frac{1}{N} [x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \dots + x(n)] \quad (2.16)$$

Le choix de la largeur de la fenêtre est d'être fait en prenant les considérations suivantes :

## Chapitre 02 : Détection du complexe QRS

Si c'est trop large, les ondes T et QRS seront fusionnées, alors qu'une valeur trop faible pourrait produire plusieurs pics pour un seul QRS, une largeur de  $N=30$  était trouvée d'être appropriée pour une fréquence de  $F_e=200$  Hz [32].

La sortie de l'intégrateur à fenêtre glissante peut être utilisée pour détecter des complexes QRS, mesurer les intervalles RR ou déterminer la durée des complexes QRS [8].

### F. Seuillage adaptatif :

La procédure de seuillage dans l'algorithme de Pan-Tompkins s'adapte à des changements dans le signal ECG par le calcul des estimations en cours d'exécution de pics de signal et de bruit. Le signal obtenu de la sortie du filtre intégrateur précédente possède un maximum absolu pour chaque QRS. Cette étape donc sert à négliger les maxima qui peuvent correspondre à un bruit en effectuant un seuillage en amplitude et un seuillage temporel pour éviter le risque d'introduire les ondes T. [33]

#### a. Seuillage En amplitude :

Pour distinguer les maxima correspondantes aux ondes R et T, Pan et Tompkins a utilisé un algorithme qui calcule un seuil qui vaut 30% de l'amplitude moyenne des 5 dernières ondes R détectées. Si ce maximum est d'amplitude supérieure au seuil, il est considéré comme correspondant à un complexe QRS, sinon, l'algorithme continue jusqu'au maximum suivant, mais dans certains cas (changement de position, extrasystoles...), des ondes R possèdent une très faible amplitude par rapport aux ondes adjacentes et qui ne peuvent pas être détectées par le seuil actualisé. [34]

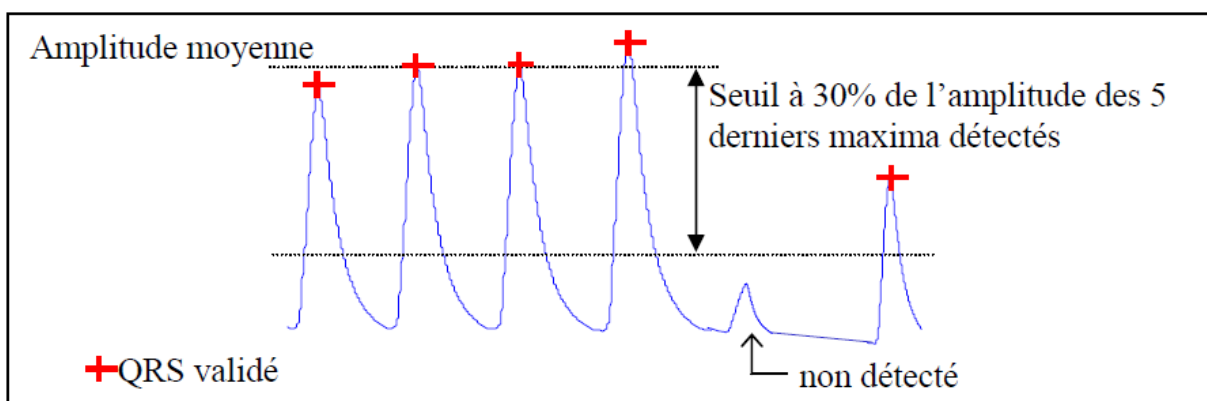


Figure II-10: Exemple d'un seuillage en amplitude et le problème rencontré [34]

### b. Seuillage en temps (la procédure de recherche) :

Pour résoudre ce problème Pan et Tompkins a utilisé l'algorithme suivant : si aucun nouveau QRS n'est détecté dans l'intervalle de 166% de la moyenne des sept derniers intervalles RR validés, l'algorithme recommence la recherche de maximum avec un seuil abaissé à 10% de la moyenne des 5 derniers maxima, au lieu de 30%. [34]

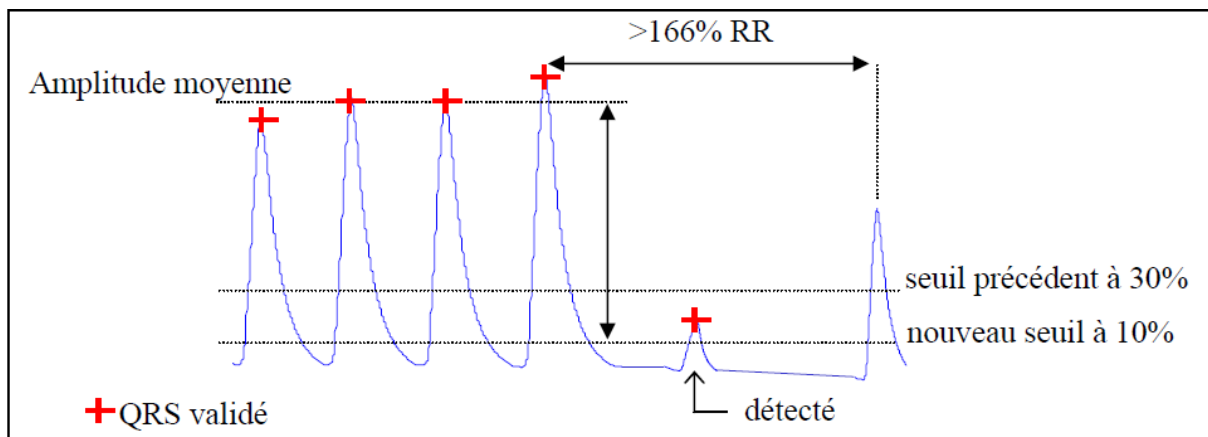


Figure II-11 : Exemple d'un seuillage en temps et la résolution du problème [34]

### II.6.2 Méthode de Laguna et al. [35] :

#### A. Présentation de la méthode :

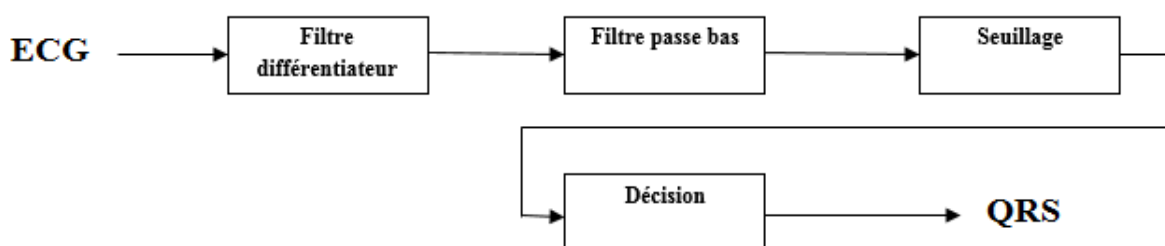


Figure II-12 : schéma fonctionnel de l'algorithme de Laguna et al

La méthode de Laguna et al est basé sur la technique présentée par Pan et Tompkins(1985) avec quelques modifications pour augmenter la vitesse de traitement et faciliter la détection du complexe QRS.

Comme une première étape cet algorithme commence le traitement par un filtre différentiateur avec une fonction de transfert comme suit :

## Chapitre 02 : Détection du complexe QRS

---

$$G_1(z)=1 - z^{-6} \quad (2.17)$$

Avec une réponse en amplitude :

$$|G_1(\omega T)| = 2|\sin(3\omega T)| \quad (2.18)$$

Suivi par une filtre passe bas à coefficient entier (suggérée par Lynn 1970) pour éviter le bruit résiduel, définit par :

$$G_2(z) = \frac{1-z^{-8}}{1-z^{-1}} \quad (2.19)$$

Et avec une réponse fréquentielle de :

$$|G_2(\omega T)| = \left| \frac{\sin(4\omega T)}{\sin(\frac{1}{2\omega T})} \right| \quad (2.20)$$

Une fois le signal est différencié et filtré, Laguna et al implémentent un détecteur de QRS basée sur un seuil adaptatif en amplitude et en temps comme il est décrit dans la méthode de Pan et Tompkins (1985) avec quelques modifications.

Laguna et al observe le signal résultant durant 2 secondes, puis ils définissent un seuil aux n battement comme  $H_n$ , détectent le QRS, le premier pic qui sa valeur absolue est supérieure à  $H_n$  est dite le premier minimum ou maximum  $Pk1$  puis ils fixent un seuil  $H1=0,8Pk1$  (80 pourcent du pic initial).

Le seuil suivant est calculé à partir de cette expression :  $H_{n+1} = 0.8H_n + 0.2 (0.8Pk_n)$

Si aucun QRS est détecté dans l'intervalle 180% R-R moyen actuel, ils implémentent une procédure de recherche (seuillage en temps) avec un seuil abaissé  $H'_n (H'_n=4/5H_n)$  comme il est montré dans Pan et Tompkins (1985).

Le taux d'erreur de cette méthode est le même que celle dans Pan et Tompkins sauf que ses performances sont plus élevées (vitesse de traitement et la facilité d'implémentation).

### II.6.3 Méthode de YING SUN et al : [24]

#### A. Présentation de la méthode :

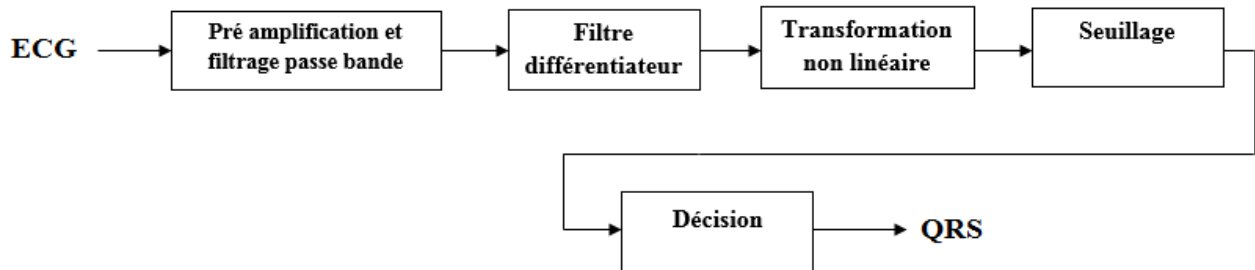


Figure II-13: Schéma fonctionnel de l'algorithme de YING SUN

Comme il est montré dans la figure II-13, l'algorithme contient 3 étapes principaux de traitement : filtrage linéaire (filtre différentiateur), la transformation non linéaire et le seuillage.

Après le filtrage passe bande, l'ECG est dérivé en passant par le filtre différentiateur, la fonction de transfert de ce filtre est comme suit :

$$H(z) = 1 - z^{-1} \quad (2.21)$$

Ensuite, le signal dérivé passe par la phase de transformation non linéaire qui fournit une estimation de l'énergie du signal, cette phase est définie par la relation suivante :

$$Y(n) = \begin{cases} |x(n) * x(n-1) * x(n-2)| & \text{si } x(n), x(n-1), x(n-2) \text{ ont le même signe} \\ 0, & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (2.22)$$

Un seuil adaptatif est utilisé dans la phase de détection, une période réfractaire (typiquement 100 ms) est réglée immédiatement après la détection d'une onde R pour empêcher plusieurs déclenchements sur le même QRS, la valeur du seuil prend la valeur de l'amplitude du pic R détecté, si le temps réfractaire est écoulé sans détecter une onde R la valeur du seuil sera divisée par deux.

Le taux d'erreur de cette méthode est très élevé à cause de la détection des ondes P comme des ondes R.



### II.6.4 Méthode de DF1 (Digital Filters 1) [23]:

#### A. Présentation de la méthode :

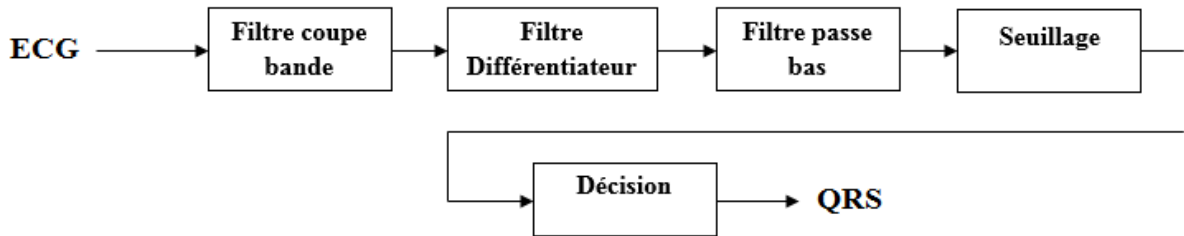


Figure II-14:Schéma fonctionnel en bloc de la méthode de DF1

Cet algorithme est une adaptation de celui développé par Engese et Zeelenberg [27] [23], l'ECG est passé à travers un différenciateur avec filtre coupe-bande 62,5 Hz.

$$Y_0(n) = X(n) - X(n - 4) \quad \text{avec } 4 < n < 8191 \quad (2.23)$$

Les données filtrées et différenciées sont ensuite passées à travers un filtre numérique passe-bas :

$$Y_1(n) = Y_0(n) + 4Y_0(n - 1) + 6Y_0(n - 2) + 4Y_0(n - 3) + Y_0(n - 4) \quad (2.24)$$

Deux seuils sont utilisés de même amplitude mais opposés en polarité. la sortie du filtre passe bas est balayée jusqu'à un point avec une amplitude supérieure au seuil positif soit atteint, ce point est le début d'une région de recherche de 160 ms. Le nombre de franchissements de seuil alternatifs est utilisé pour classer le franchissement initial soit comme une dérive de ligne de base, un QRS ou un bruit :

Si  $Y_1(i) > 21.0$  alors la région de recherche commence de  $i$ .

Si aucun autre franchissement de seuil ne se produit dans la région de recherche de 160 ms, l'occurrence est classée comme dérive de la ligne de base, sinon les trois conditions suivantes sont testées :

$$\text{condition 1: si } Y_1(i + j) < -21.0 \quad 0 < j < 40 \quad (2.25)$$

$$\text{condition 2: si } Y_1(i + j) < -21.0 \quad 0 < j < 40 \quad (2.26)$$

et

$$Y1(1 + k) > 21.0 \quad j < k < 40$$
$$\text{condition 3 : si } Y1(i + j) < -21.0 \quad 0 < j < 40 \quad (2.27)$$

*et*

$$Y1(i + k) > 21.0 \quad j < k < 40$$

*et*

$$Y1(i + 1) < -21.0 \quad k < 1 < 40$$

Si l'une des conditions ci-dessus s'applique, l'occurrence est classée comme candidat QRS, si des franchissements de seuil supplémentaires se produisent, l'occurrence est classée comme bruit.

Cet algorithme est sensible à la dérive de la ligne de base, ce qui explique la diminution des performances lorsqu'ils sont soumis à un bruit composite.

### **II.7 Conclusion :**

Il existe plusieurs types de bruit présents dans le signal ECG peuvent influencer sur la précision de détection.

Les détecteurs du complexe QRS comprennent généralement un ou plus de trois types d'étapes de traitement : filtrage numérique linéaire, transformation non linéaire, seuillage et règles de décision

---

### **III. Chapitre 03 : Application**

### III.1 Introduction :

Ces dernières années, la tendance à l'analyse automatisée des électrocardiogrammes s'est accélérée, de nombreux systèmes ont été mis en œuvre afin de réaliser de telles tâches telles que l'analyse d'électrocardiogramme hors ligne à 12 dérivations, l'analyse de bande Holter et la surveillance du patient en temps réel.

Pan et Tompkins ont proposé un détecteur de battements en temps réel précis en 1985 qui a été utilisé avec succès dans de nombreux appareils commerciaux.

Dans ce chapitre on va présenter les résultats de traitement de signal ECG obtenu de la base de données MIT BIH, et la sortie de chaque étage de l'algorithme que nous avons développé qui est inspiré de la méthode de Pan et Tompkins. Ce signal sera traité par MATLAB.

### III.2 Un aperçu sur la Base de données MIT-BIH:

#### III.2.1 Sélection des données :

En 1975, George B. Moody and Roger G. Mark reconnaissent qu'ils ont besoin d'un ensemble approprié et bien caractérisé à long terme des enregistrements ECG pour leurs propres recherches, ils ont commencé à collecter, numériser et annoter des enregistrements ECG à long terme obtenus par le Laboratoire d'arythmie de L'hôpital Beth Israel de Boston (BIH; maintenant le Beth Israel Deaconess Medical Center).

Toutefois, dès que départ, ils prévu de rendre ces enregistrements disponibles au milieu de la recherche, en stimuler le travail dans ce domaine et d'encourager strictement reproductible et objectivement évaluations comparables de différents algorithmes.

Ils s'attendent à ce que la disponibilité d'une base de données commune favoriserait des améliorations rapides et quantifiables dans la technologie de l'automatisation analyse de l'arythmie.

Pour la base de données MIT-BIH d'Arythmie, les enregistrements ont été numérisés à 360 échantillons par seconde par canal avec une résolution de 11 bits sur une plage de 10 mV, ils ont sélectionné 48 extraits d'une demi-heure de deux canaux, 24 heures, l'enregistrement ECG obtenus de 47 sujets (dossiers 201 et 202 sont du même sujet) étudiés par le laboratoire d'arythmie de BIH entre 1975 et 1979.

De ce nombre, 23 (la « série 100 ») ont été choisis au hasard à partir d'une collection de plus de 4000 bandes Holter, et les 25 autres (la « série 200 ») ont été sélectionnés pour inclure des

exemples rares mais cliniquement arythmies importantes qui ne seraient pas bien représenté dans un petit échantillon aléatoire (voir fig. 1).

Les sujets comprenaient 25 hommes âgés de 32 à 89 ans et 22 femmes âgés de 23 à 89 ans; environ 60 % des sujets étaient hospitalisés .L'ECG conduit varié entre les sujets comme on pouvait s'y attendre dans la pratique clinique, depuis les pansements chirurgicaux et les variations dans anatomie ne permettent pas l'utilisation du même emplacement d'électrodes dans tous les cas [36].

Dans la plupart des enregistrements, un canal est une dérivation modifié II (MLII), obtenu en plaçant les électrodes sur la poitrine comme c'est la pratique standard pour l'enregistrement ambulatoire ECG, et l'autre canal est généralement V1 (parfois V2, V4 ou V5, selon le sujet) [36].

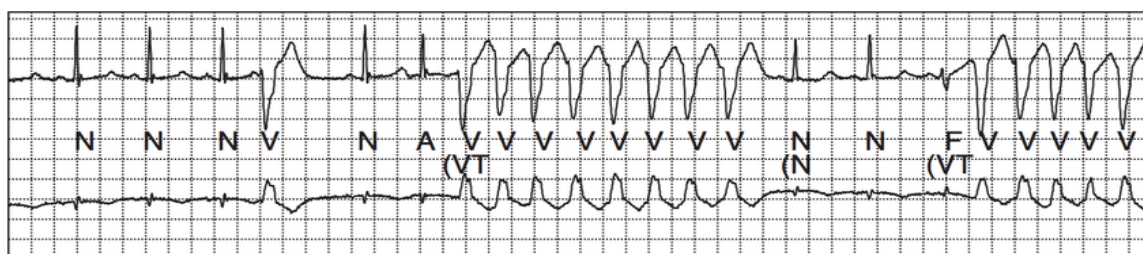


Figure III-1 : Dix secondes de l'enregistrement 205 de la base de données MIT-BIH d'arythmie. Annotations de battement Annotations de battements rigoureusement revues (A : battement prématuré auriculaire, F : battement ventriculaire de fusion, N : battement normal, V : battement prématuré ventriculaire) et les annotations de rythme (« N » : Rythme sinusale normal, « VT » : tachycardie ventriculaire) apparaissent au centre, entre les deux signaux ECG [38].

Il existe également des bases de données aussi importantes que la MIT BIH qui sont disponibles pour le chercheur tel que la base AHA (American Heart Association) pour l'évaluation des détecteurs d'arythmie ventriculaire, et la base de données européenne ST-T .

### III.3 Algorithme :

L'algorithme utilisé dans cette étude est basé sur l'algorithme de Pan et Tompkins avec quelques modifications dans les seuils de détection pour simplifier les calculs.

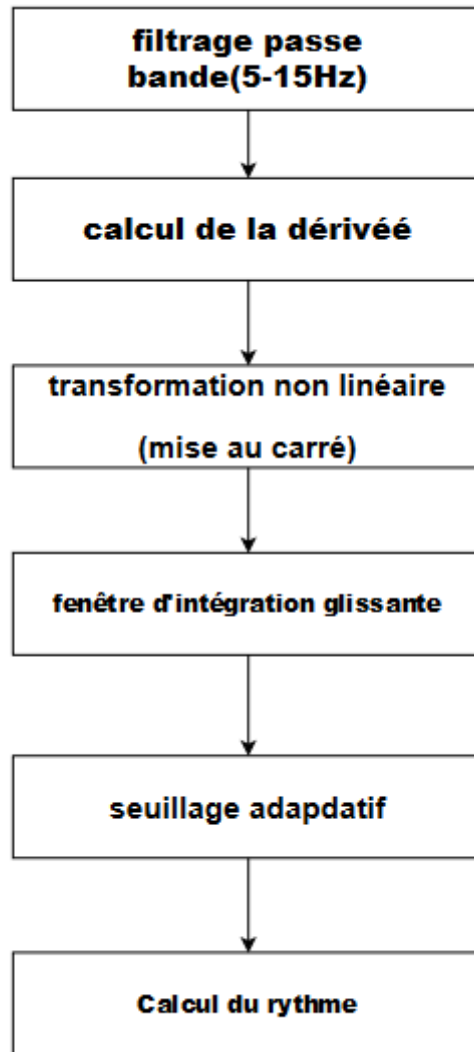


Figure III-2: Organigramme de la méthode

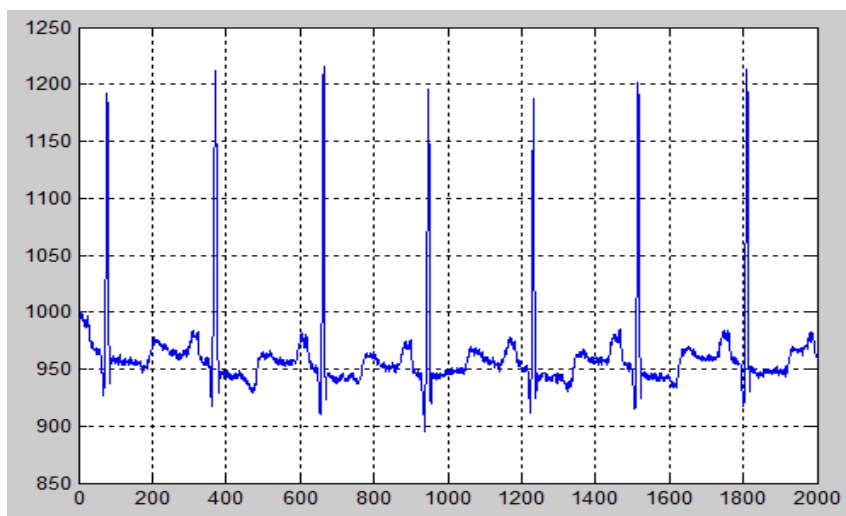


Figure III-3: Un rythme sinusal normal de l'enregistrement e100 (en prenant 2000 échantillons)

### III.3.1 Filtrage passe bande :

Le filtre passe bande utilisé dans cet algorithme est composé de deux filtres ,numériques mises en série avec une bande passante de 3 dB (5-11 Hz), comme le bruit présent dans le signal ECG est de haute fréquence ( sauf que le bruit de la dérive de ligne de base qui compris entre 0,2 et 2 Hz ) , cette bande passante est adaptée à cet objectif.

#### A. Filtre passe bas :

On a implémenté un filtre numérique RII passe bas avec une fréquence de coupure égal à 11 Hz, sa relation entrée sortie :

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n) - 2x(n-6) + x(n-12) \quad (1.1)$$

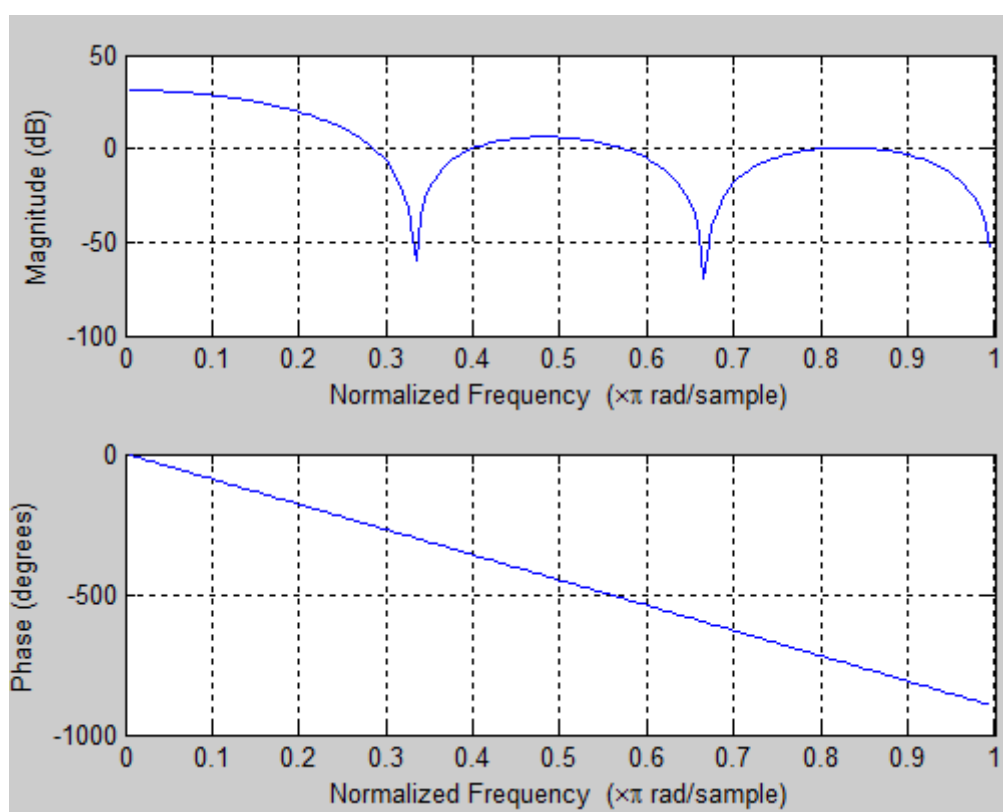


Figure III-4:réponse fréquentielle du filtre passe bas

C'est un filtre est un filtre à phase linéaire.

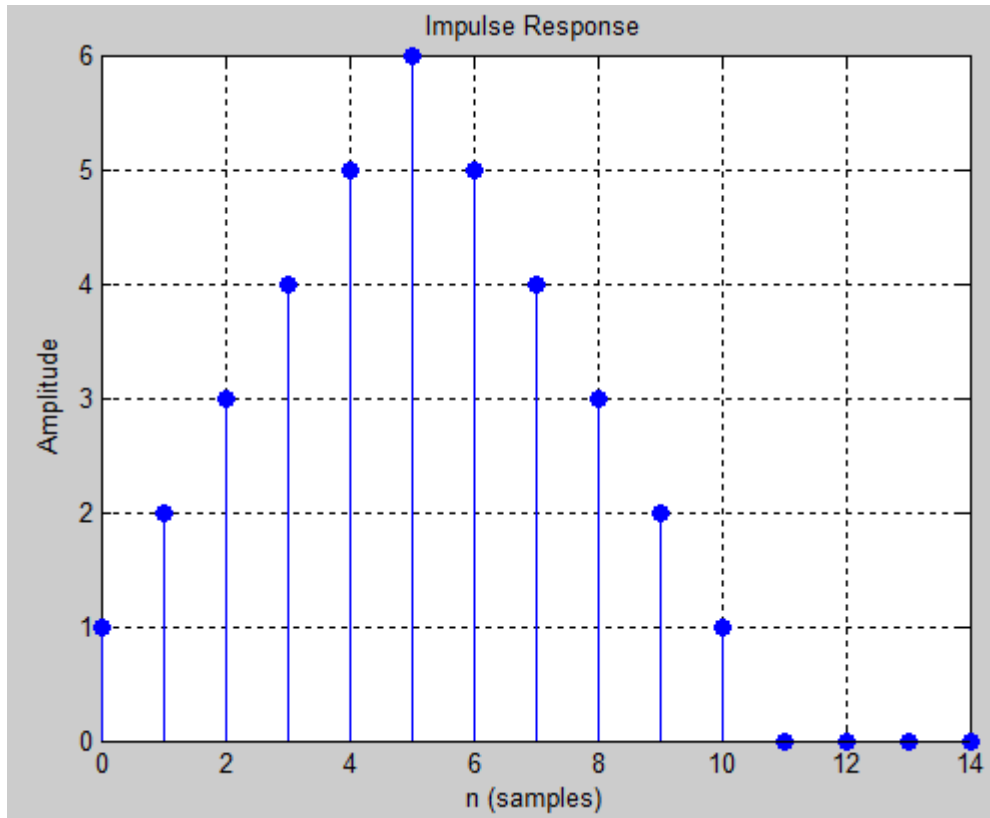


Figure III-5: Réponse impulsionnelle du filtre passe bas

Après le filtrage de notre signal ECG injecté à l'entrée du filtre basse bas, on trouve à la sortie :

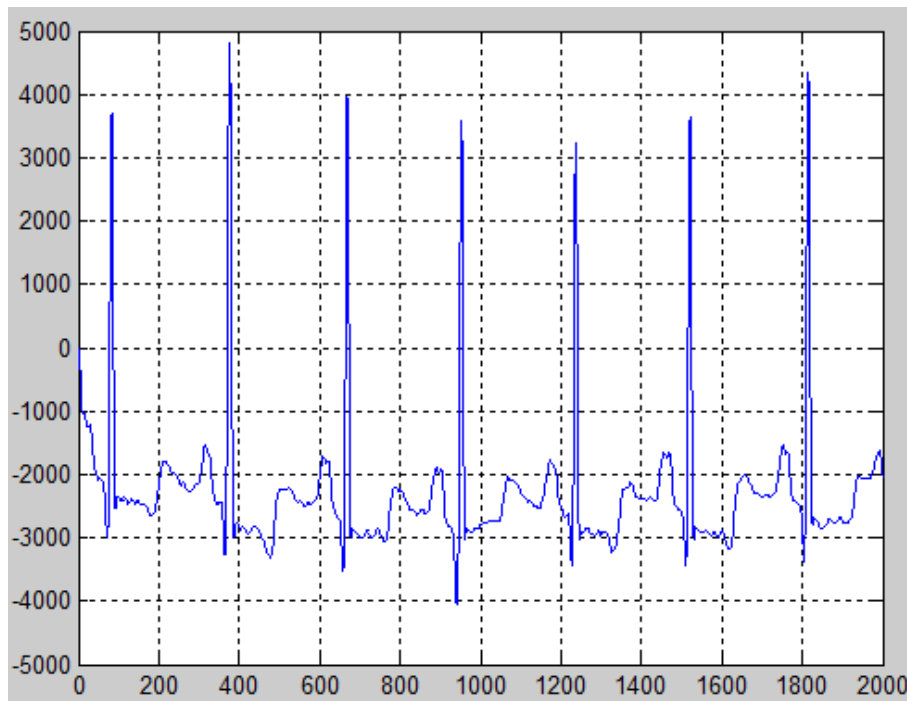


Figure III-6 : Signal ECG à la sortie du filtre passe bas



On remarque une suppression des composantes hautes fréquences une augmentation d'amplitude avec un décalage de tout le signal vers le haut.

### **B. Filtre passe haut :**

La conception de ce filtre est basée sur la soustraction de la sortie d'un filtre passe bas d'un filtre passe tout avec une fréquence de coupure de 5 Hz.

On a remplacé le filtre passe haut RII utilisé dans la méthode de PAN et TOMPKINS par un filtre passe haut RIF à phase linéaire avec une longueur  $n=50$  généré avec MATLAB.

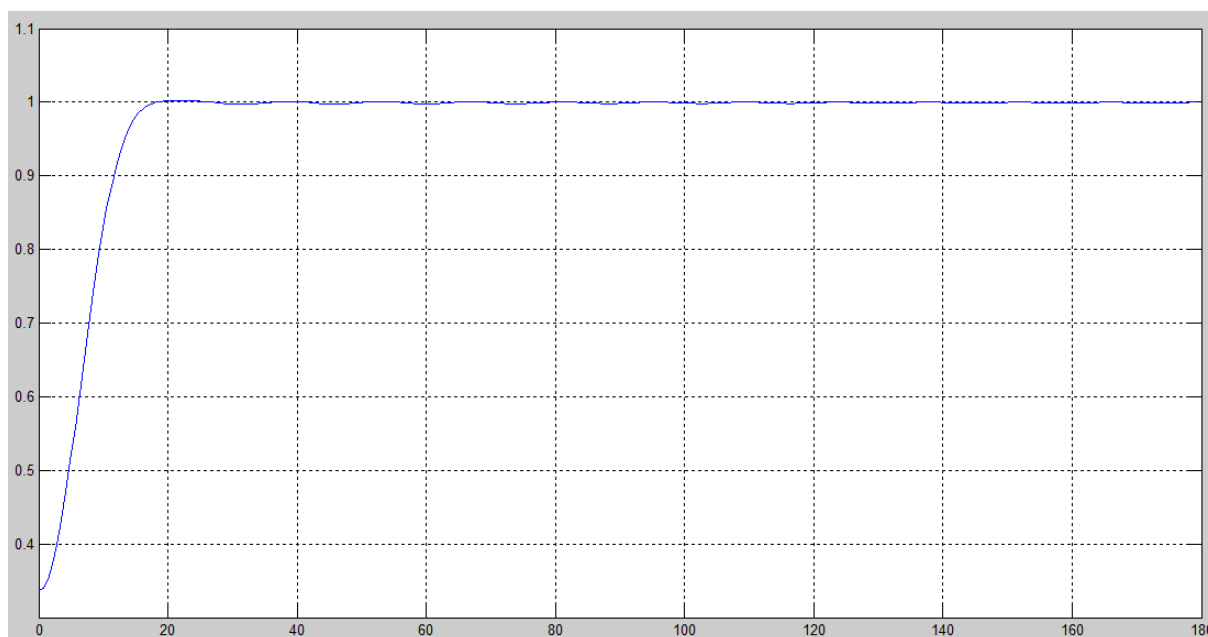


Figure III-7: réponse fréquentielle du filtre passe haut

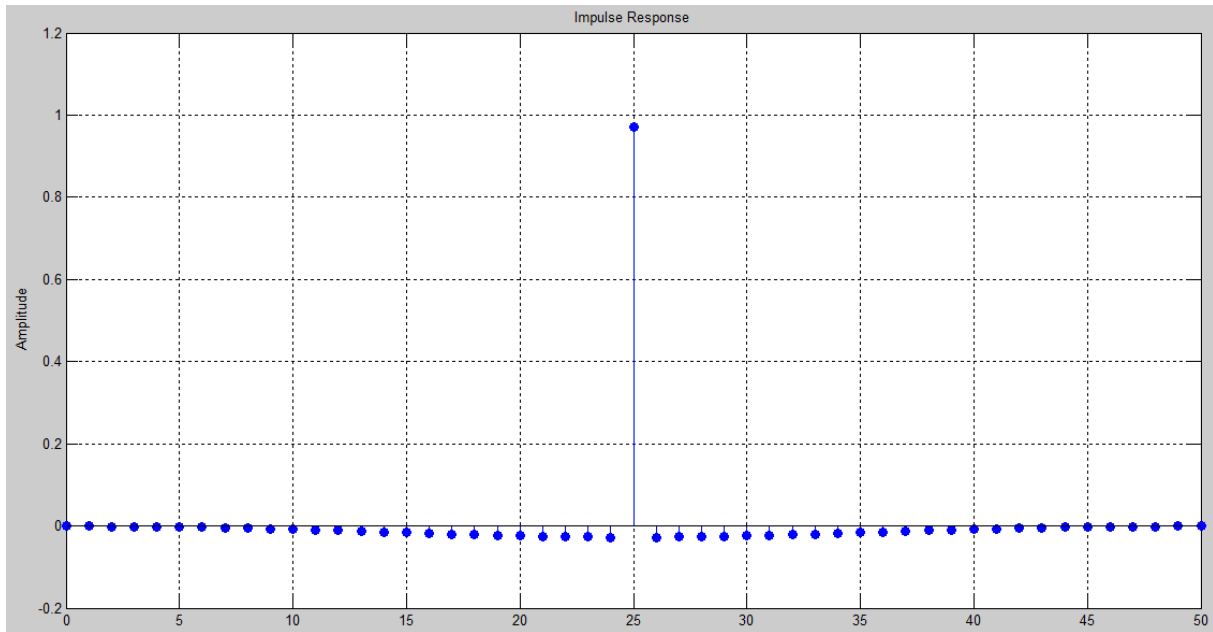


Figure III-8:réponse impulsionnelle du filtre passe haut

À la sortie du filtre passe haut on obtient :

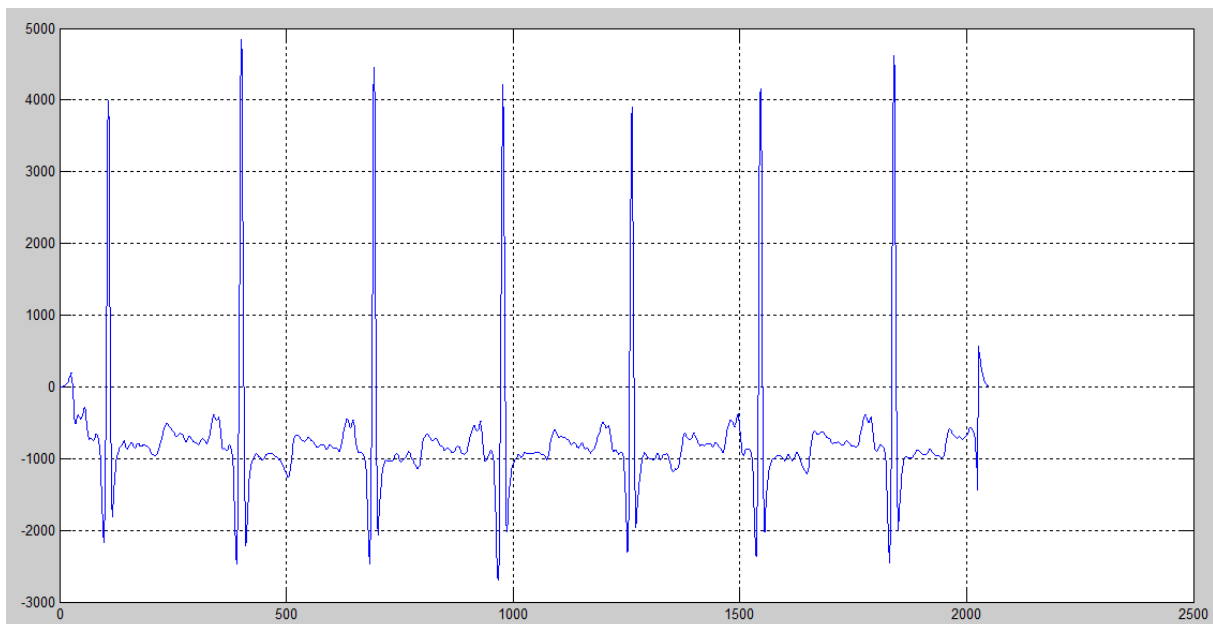


Figure III-9:Signal ECG à la sortie du filtre passe haut

On observe que le signal est décalé vers l'origine, donc il y a une élimination de quelque parasites basses fréquences (qui sont inférieure à 5 Hz telle que la dérive de ligne de base)

## III.3.2 Filtre dérivative :

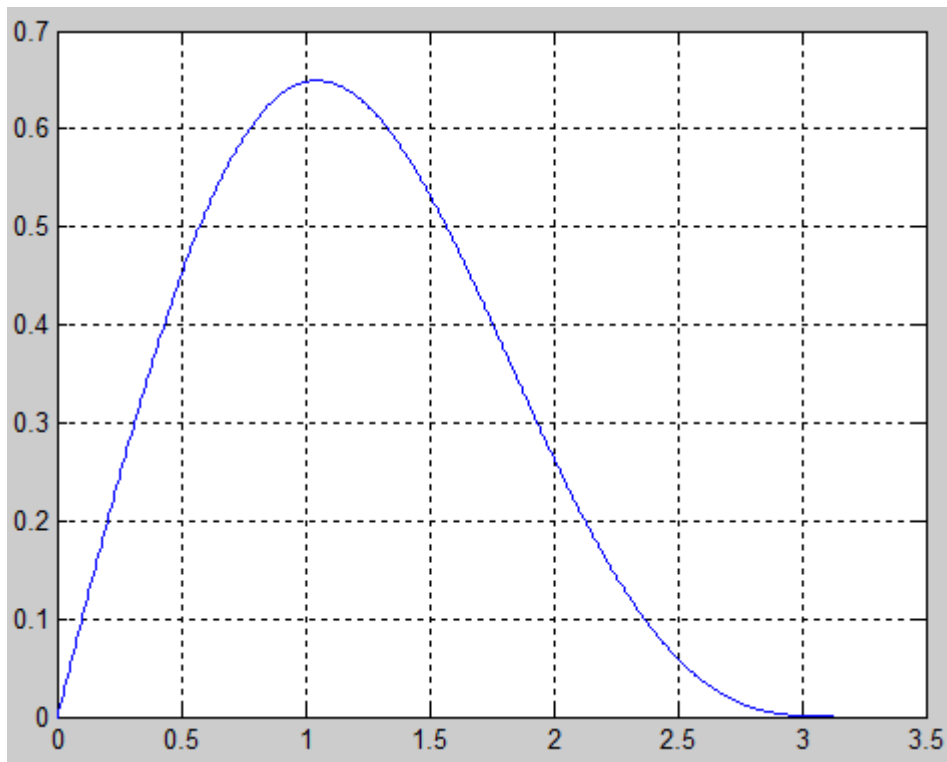


Figure III-10:réponse fréquentielle du filtre dérivative

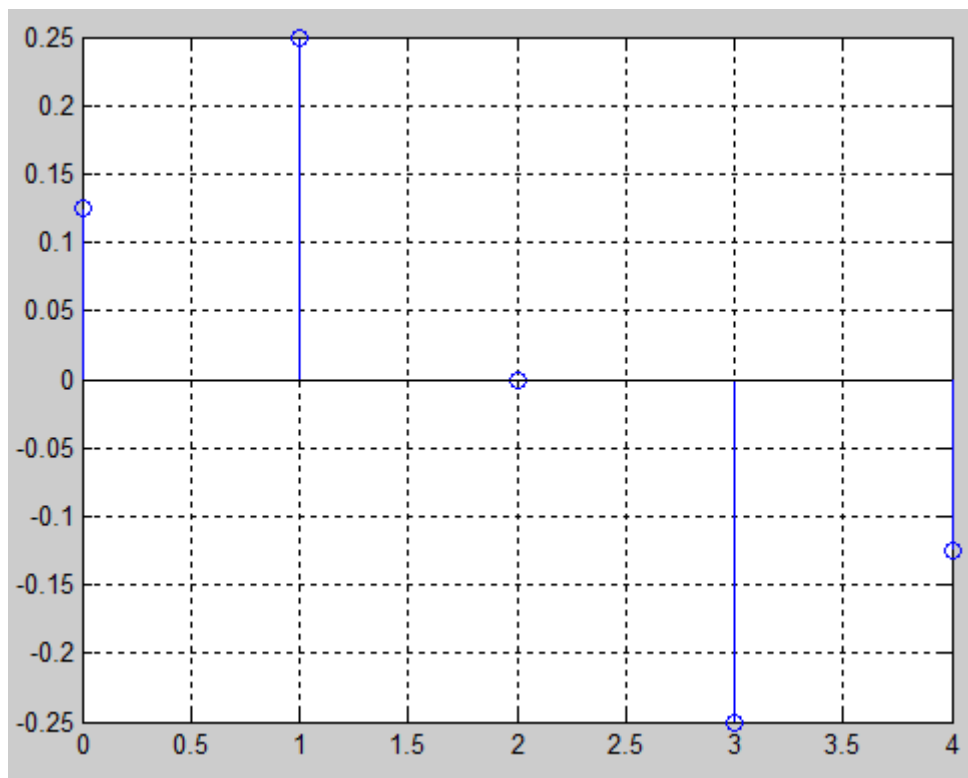


Figure III-11:Réponse impulsionnelle du filtre dérivative

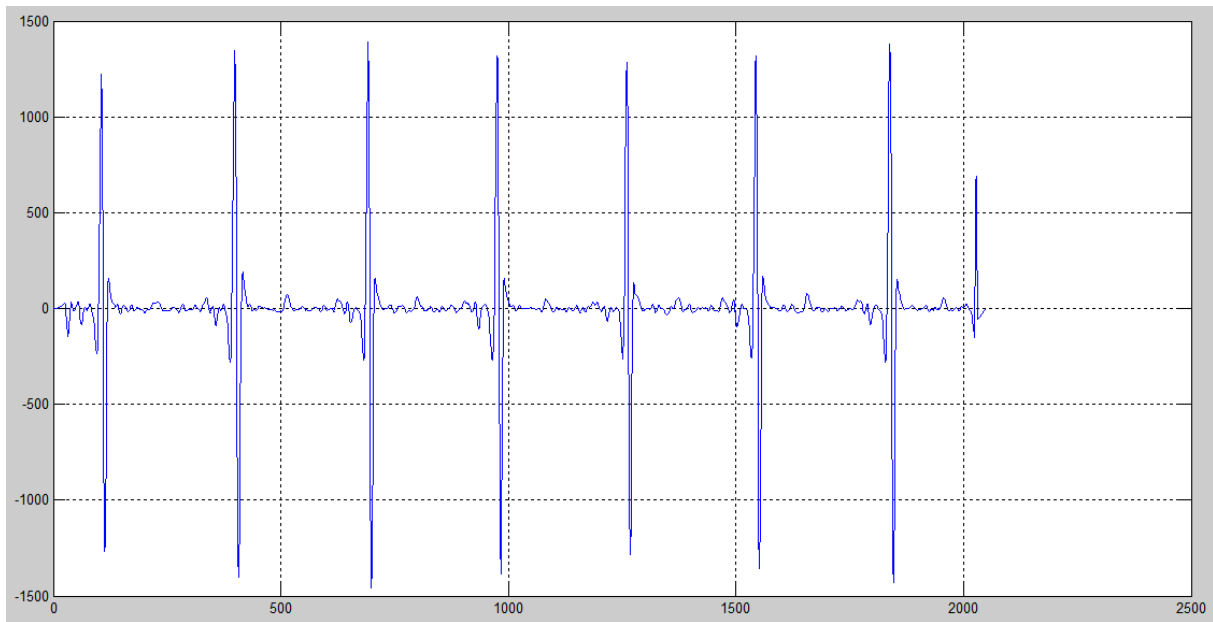


Figure III-12:signal ECG filtré à la sortie du filtre dérivative

### III.3.3 Transformation non linéaire (mise au carrée) :

Après la transformation non linéaire on obtient un signal qui contient deux pics adjacents pour chaque QRS comme il illustré dans la figure suivante :

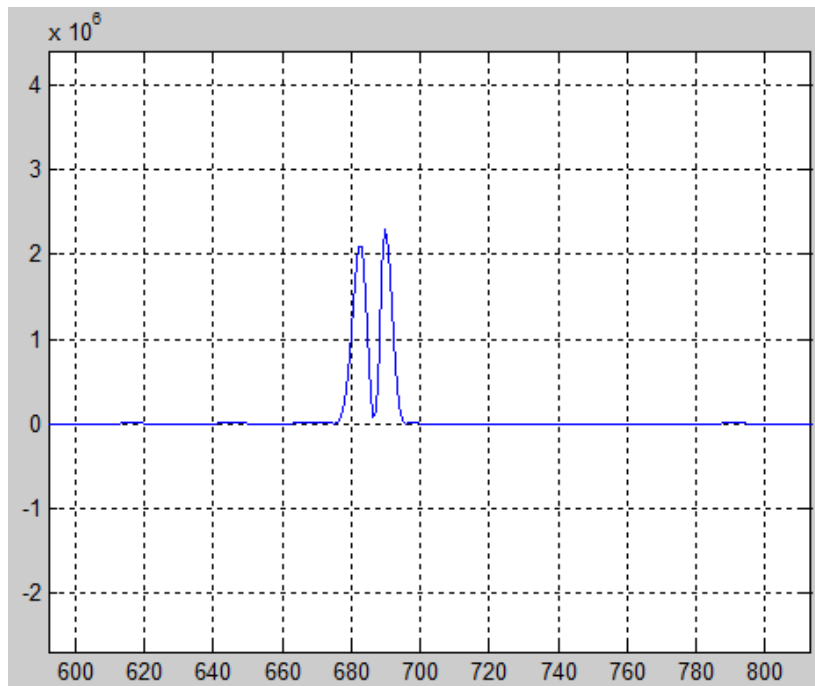


Figure III-13: signal résultant après la transformation non linéaire

Cette opération sert à éliminer la partie négative de notre signal pour faciliter la détection des pics.

### III.3.4 Fenêtre d'intégration glissante :

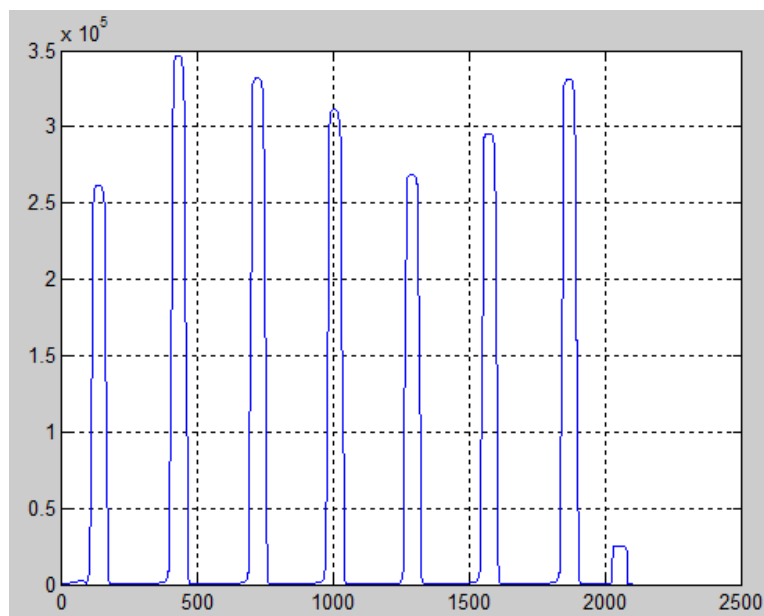


Figure III-14: signal enregistré à la sortie de la fenêtre d'intégration mobile

### III.3.5 Les seuils de détection :

Lors de l'analyse de l'amplitude de la sortie de la fenêtre d'intégration mobile, l'algorithme utilise deux valeurs de seuil ( $SEUIL_{SIG}$  et  $SEUIL_{BRUIT}$ , correctement initialisées pendant une brève phase d'entraînement de 2 secondes) qui s'adaptent continuellement à l'évolution du signal ECG qualité finale. Le premier passage par  $y[n]$  utilise ces seuils pour classer chaque non-zéro échantillon ( $PICACTUEL$ ) en tant que signal ou bruit:

Si  $PICACTUEL > SEUIL_{SIG}$ , cet emplacement est identifié comme un candidat complexe QRS et le niveau du signal ( $SIG_{NIV}$ ) est mis à jour:

$$SIG_{NIV} = 0.125 * PICTACTUEL + 0.875 * SIG_{NIV}$$

Si  $SEUIL_{BRUIT} < PICTACTUEL < SEUIL_{SIG}$ , alors cet emplacement est identifié comme un pic de bruit et le niveau de bruit ( $BRUIT_{NIV}$ ) est mis à jour:

$$BRUIT_{NIV} = 0.125 * PICTACTUEL + 0.875 * BRUIT_{NIV}$$

Basé sur de nouvelles estimations du signal et les niveaux de bruit ( $SIG_{NIV}$  et  $BRUIT_{NIV}$ , respectivement) à ce point de l'ECG, les seuils sont ajustés comme suit:

## Chapitre 03 : Application

---

$$SEUIL_{SIG} = BRUIT_{NIV} + 0.25 * (SIG_{NIV} - BRUIT_{NIV});$$

$$SEUIL_{RETOUR} = 0.5 * SEUIL_{SIG};$$

Ces ajustements abaissent le seuil progressivement dans les segments de signal jugés de moins bonne qualité.

### A. RECHERCHE DE COMPLEXES QRS MANQUÉS

Dans l'étape de seuillage ci-dessus, si  $PICACTUEL < SEUIL_{SIG}$ , le pic est réputé ne pas avoir résulté d'un complexe QRS. Si toutefois, une période excessivement longue s'est écoulée sans au-dessus du pic de seuil, l'algorithme supposera qu'un QRS a été manqué et exécutera une recherche. Cela limite le nombre de faux négatifs. Le temps minimum utilisé pour déclencher une recherche est 1.66 fois la période de temps de l'intervalle R-R (Cette valeur a une origine physiologique) la valeur de temps entre les battements de cœur ne peuvent pas changer plus rapidement que cela. Le complexe QRS manqué est supposé se produisant à l'emplacement du pic le plus élevé dans l'intervalle qui se situe entre  $SEUIL_{SIG}$  et  $SEUIL_{BRUIT}$ . Dans cet algorithme, deux intervalles RR moyens sont stockés, le premier RR l'intervalle est calculé comme une moyenne des huit derniers emplacements QRS afin de s'adapter à modification de la fréquence cardiaque et la moyenne du deuxième intervalle RR est la moyenne des Intervalles RR.

### B. Elimination de la détection multiple

Il est impossible pour un complexe QRS légitime de se produire s'il se trouve dans 200 ms après une détection précédente. Cette contrainte est physiologique due à la période réfractaire pendant laquelle la dépolarisation ventriculaire ne peut pas se produire malgré un stimulus. Lorsque des candidats complexes QRS sont générés, l'algorithme élimine ces événements physiquement impossibles, réduisant ainsi les faux positifs [37].

La figure 15 montre les pics que l'algorithme détecte, les signes rouges indiquent leurs positions, et ces pics sont les candidats du complexe QRS.

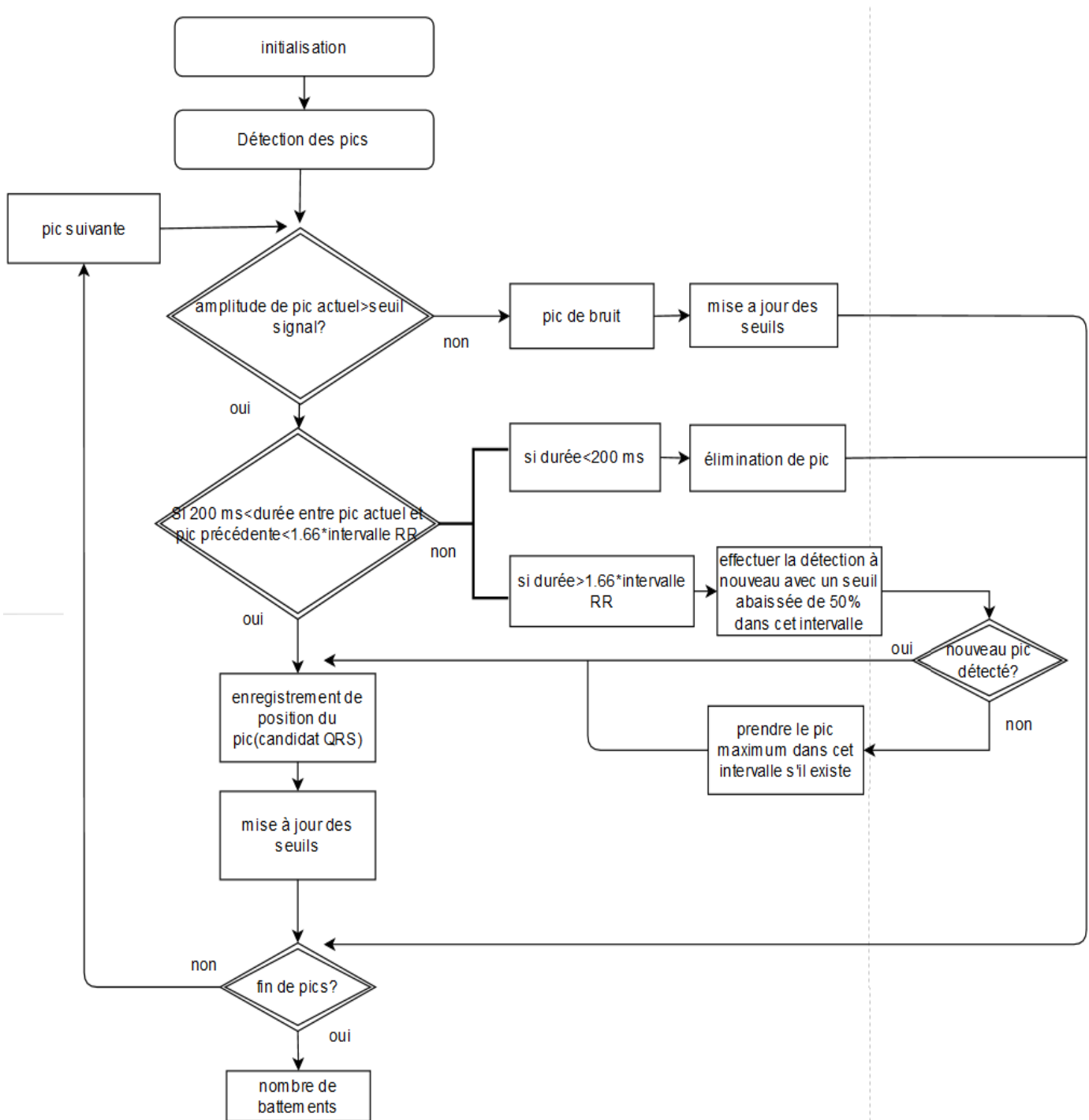


Figure III-15: Un organigramme définit les étapes de fonctionnement du seuillage adaptatif

Un battement qui est détecté dans l'intervalle  $[0.92 - 1.66] * \text{intervalle RR}$  est dite un battement normal (battement dans le rythme normal), autrement elle sera considéré comme un battement anormal (battement dans le rythme irrégulier).

### III.4 Evaluation de la méthode :

Pour évaluer notre méthode, on a affiché quelques enregistrements qui sont difficile à traiter

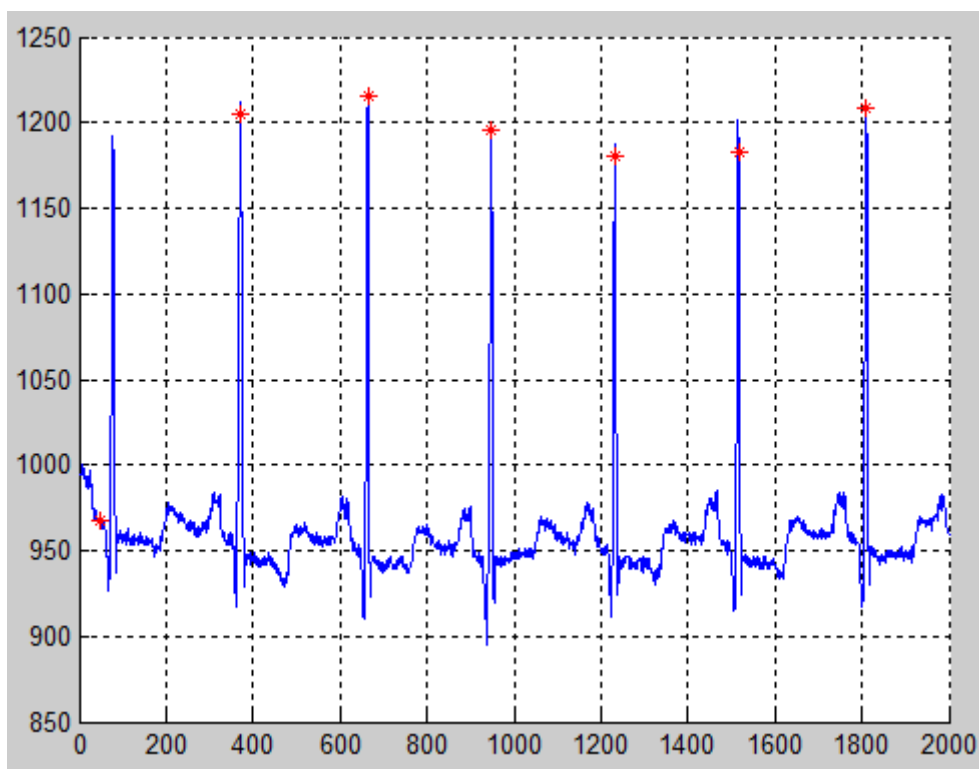


Figure III-16: Exemple de détection des pics sur le rythme sinusal normal (l'enregistrement 100 de la base MIT BIH)

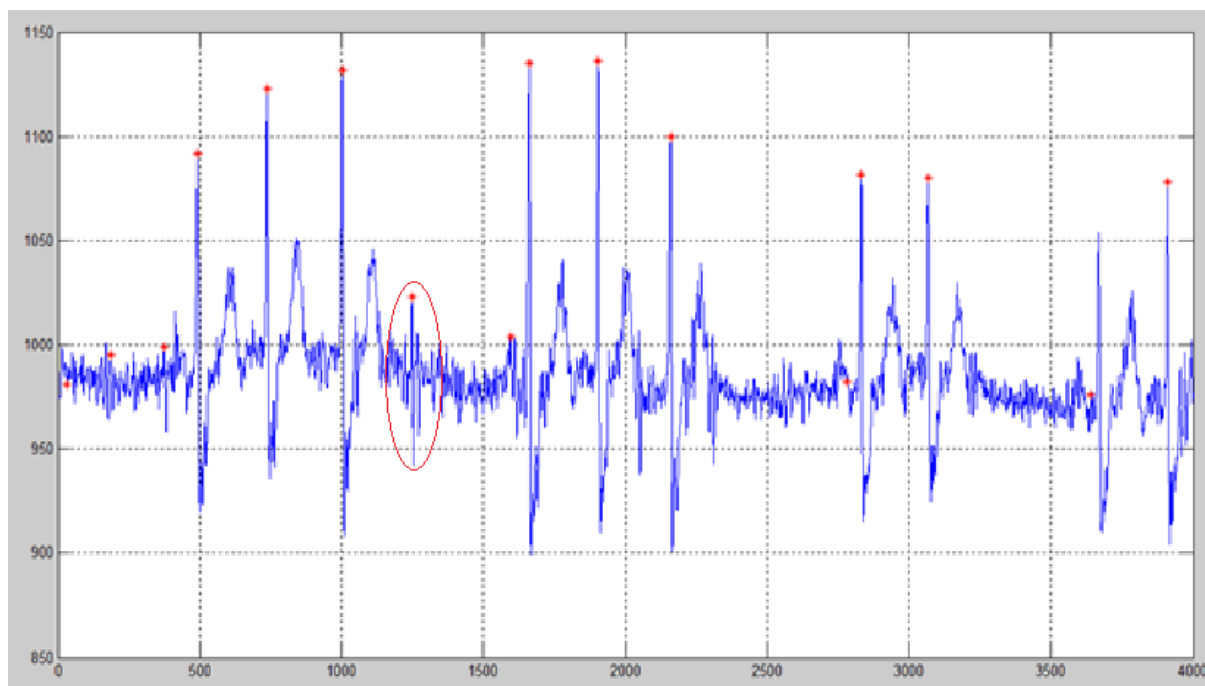


Figure III-17: l'enregistrement 232 de la base MIT BIH



## Chapitre 03 : Application

- Dans le cas du patient 232, on remarque qu'il y a des ondes R qui sont de plus faible amplitude par rapport à l'onde T.

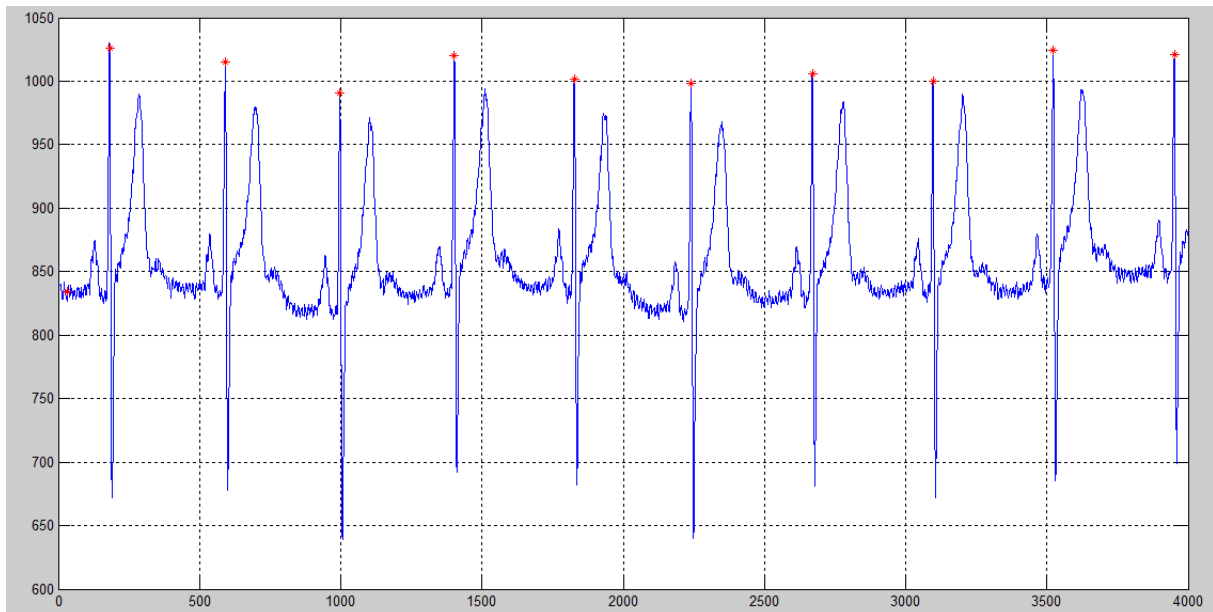


Figure III-18:L'enregistrement 117

- Pour l'enregistrement du patient 117, les ondes T ont une forte amplitude comparable à celles de l'onde R.

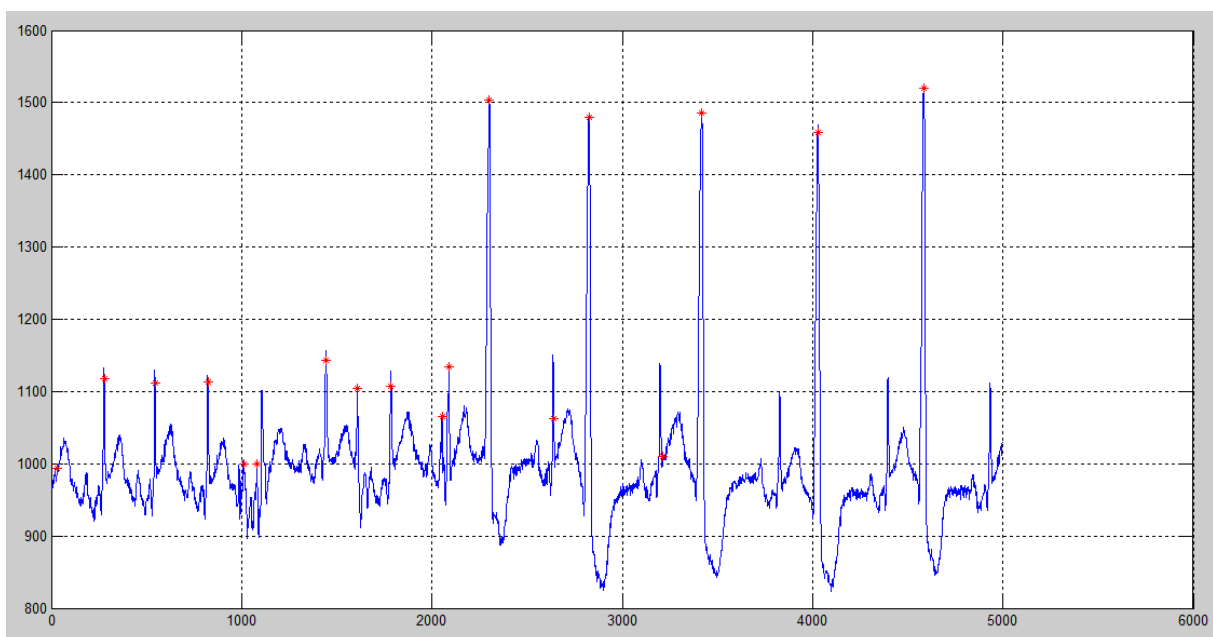


Figure III-19: L'enregistrement 228 de la base MIT BIH

## Chapitre 03 : Application

- Dans le cas du patient 228, on observe une variation aiguë dans l'amplitude des pics R qui peut rendre sa détection plus compliquée (certains pics R peuvent être considérés comme pics de bruit).

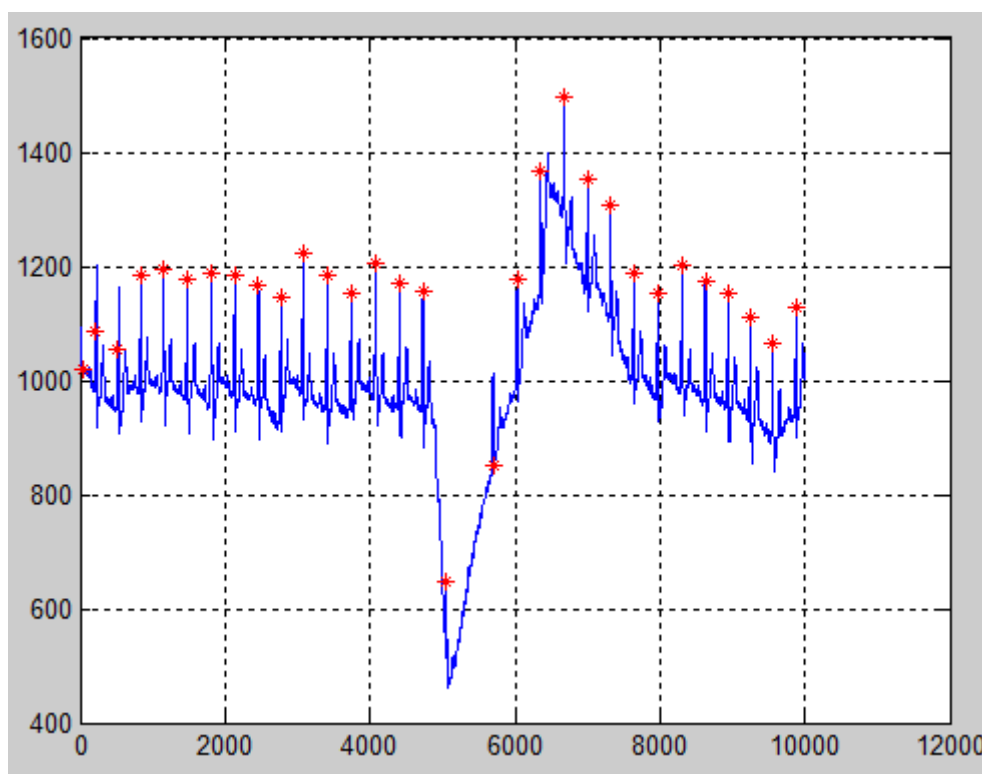


Figure III-20: L'enregistrement 111 de la MIT BIH

- Le bruit présenté dans la figure 20 est dû au mauvais contact de l'électrode.

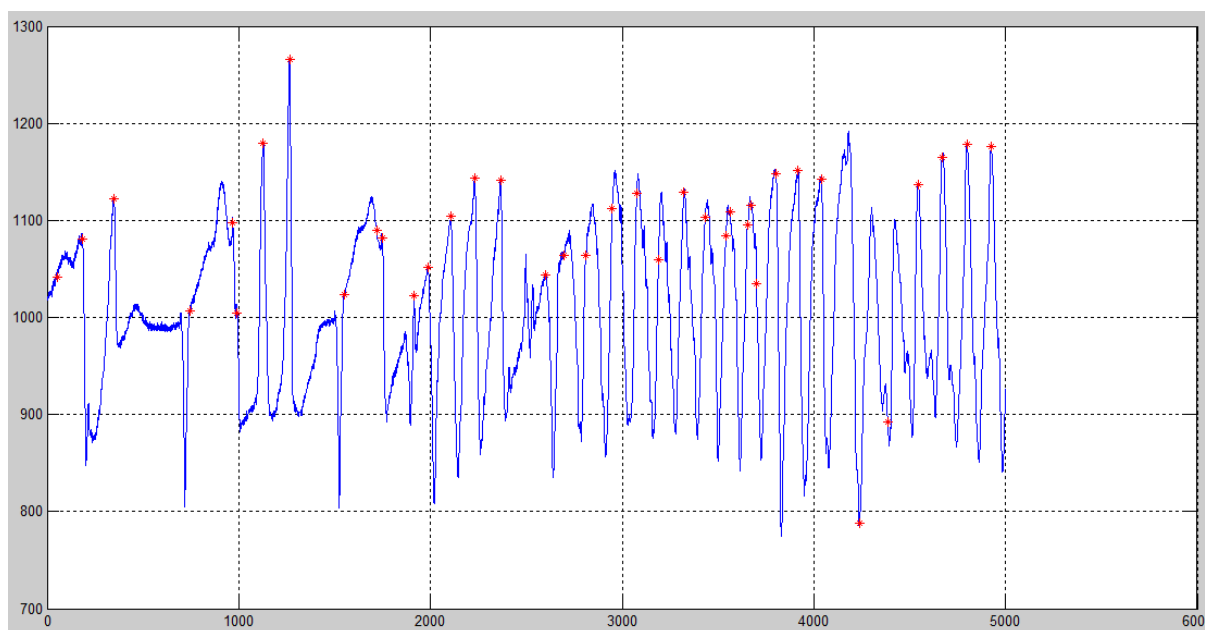


Figure III-21: l'enregistrement 207

## Chapitre 03 : Application

- Dans cette partie de 207, le rythme cardiaque devient très irrégulier, quelques erreurs ont été produites (faux positif et faux négatifs).

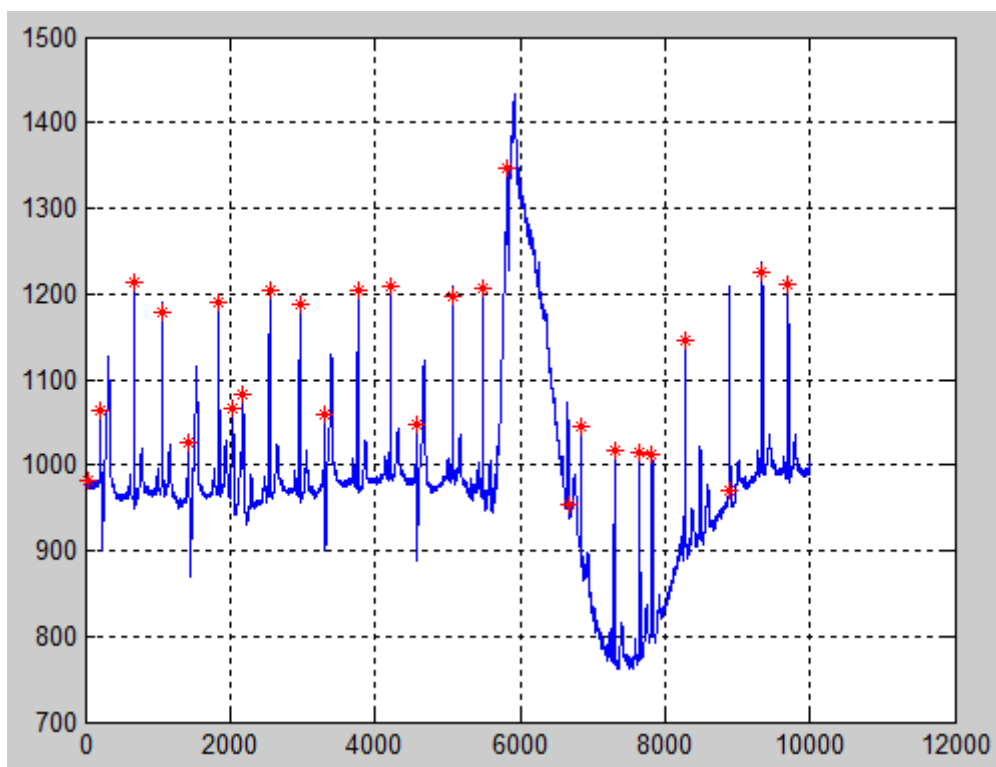


Figure III-22: Une section de l'enregistrement 201 de la base MIT BIH

Tableau 2: résultat de l'exécution l'algorithme

L'enregistrement	Nombre de battement total	Nombre de battements détectés	battements normal (rythme régulier)	battements anormal (rythme irrégulier)
100	2273	2275	2246	29
101	1865	1873	1856	17
102	2187	2197	2197	0
103	2084	2086	2084	2
104	2230	2159	2083	76
107	2137	2138	2134	4

## Chapitre 03 : Application

---

109	2532	2534	2514	20
111	2124	2127	2125	2
112	2539	2544	2542	2
115	1953	1957	1842	115
116	2412	2395	2288	107
117	1535	1540	1540	0
118	2275	2291	2224	67
119	1987	1993	1613	380
201	1963	1922	1471	451
207	1862	1832	1243	589
208	2956	2831	2350	481
209	3004	3009	2861	148
212	2748	2752	2722	30
213	3251	3249	3220	29
214	2262	2259	2020	239
228	2053	2232	1902	330
231	1886	2146	1884	262
232	1780	1841	1803	39

### III.5 Conclusion :

Ce chapitre, a été dédié à la réalisation d'un détecteur du complexe QRS et ainsi le rythme cardiaques. Les résultats obtenus montrent que certains signaux ECG sont simples et d'autres sont bruités et avec un rythme variable ce qui impose des difficultés dans la détection.

---

# Conclusion générale

### III.6 Conclusion générale

Ce mémoire est consacré au traitement du signal ECG afin de détecter le complexe QRS et donc la reconnaissance automatique de rythme cardiaque basée sur le filtrage numérique en utilisant le logiciel MATLAB. La fréquence cardiaque est une information très importante sur l'état de santé. La mesure de fréquence est utilisée dans de nombreuses applications médicales ou sportives telles que les tests de résistance ou la prédiction de situation sanitaire des malades. L'électrocardiogramme (ECG) joue le rôle principal dans le calcul de fréquence cardiaque, il représente l'activité électrique du cœur humain, Il est composé de 5 ondes : P, Q, R, S et T. Dans le but d'atteindre l'objectif principal de notre travail, qui est la classification automatique des battements cardiaques suivant un rythme normale et anormale, on a implémenté un algorithme de détection celui de PAN et TOMPKINS. Il se compose de deux étapes de traitement : la première étape consiste à éliminer le bruit présent dans le signal, et une deuxième étape consiste à détecter les ondes R et enregistrer leurs positions et donner le nombre total de battements ainsi que les nombre de battements dans le rythme normal et anormal à l'aide d'un seuillage adaptatif.

Les deux seuils variables utilisés (en temps et en amplitude) et la transformation non linéaire (mise au carré) assurent la sensibilité et la fiabilité de l'algorithme, qui adapte périodiquement chaque seuil et l'intervalle RR automatiquement. Cette approche adaptative permet une utilisation précise sur les signaux ECG ayant de nombreuses caractéristiques, morphologies QRS différents et changements de fréquence cardiaque.

En outre, pour tester l'efficacité de notre travail, on a testé l'algorithme sur 24 enregistrements de la base de données MIT BIH [36], il présente des résultats très satisfaisantes, comparables à celle de la méthode originales.

Enfin, nous avons eu la chance de rencontrer et d'apprendre plusieurs techniques de traitement du signal. Ce travail nous a permis de nous a familiariser avec l'environnement du logiciel MATLAB et de confronter à plusieurs obstacles pendant sa réalisation, également nous espérons qu'il soit valorisables et va apporter une aide précieuse aux futurs étudiants de l'électronique et génie biomédical.

---

## Bibliographie

- [1] Sorine, J. Bestel, J. Clairambault y, C. Médigue, A. Monti. M., «Le système cardiovasculaire et sa régulation par le système nerveux autonome : modélisation et mesures,» Mai 1999.
- [2] [En ligne]. Available: <https://www.chuv.ch/fr/cardiologie/car-home/patients-et-famille/fonctionnement-du-coeur/>. [Accès le 30 Mai 2020].
- [3] [En ligne]. Available: <https://microbiologiemedicale.fr/diagnostic-laboratoire-endocardites-hemoculture/>. [Accès le 26 Mai 2020].
- [4] [En ligne]. Available: <https://www.universalis.fr>. [Accès le 19 Mai 2020].
- [5] Université Numérique Francophone des Sciences de la Santé et du sport, «campus Cerimes unf3s,» 2008/2009. [En ligne]. Available: <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwin04Gp1M3qAhWM6qQKHYNPBxAQFjABegQIBRAB&url=http%3A%2F%2Fcampus.cerimes.fr%2Fsemiologie-cardiologique%2Fenseignement%2Fcardiologie%2Fsite%2Fhtml%2F2.html&usg=AOvVaw0Gt>. [Accès le 14 juillet 2020].
- [6] Institut de cardiologie de l'université d'Ottawa.CANADA. [En ligne]. Available: <https://www.ottawaheart.ca/fr/examens-%C3%A9lectrophysiologiques-et-ablation-standard-guide-%C3%A0-l'intention-des-patients/le-syst%C3%A8me>. [Accès le 26 Mai 2020 .].
- [7] Professeur Bernard DENIS «site internet d'enseignement de la faculté de Médecine de Grenoble,» la faculté de Médecine de Grenoble, FRANCE, Septembre 2002 (Mise à jour Janvier 2005) . [En ligne]. Available: <http://www-sante.ujf-grenoble.fr/SANTE/corpus/disciplines/cardio/ecg/hp1/leconhp1.htm#>. [Accès le 16 juillet 2020].
- [8] F. Portet, Pilotage d'algorithmes pour la reconnaissance en ligne d'arythmies cardiaques. Intelligence artificielle [cs.AI], Rennes: Université Rennes 1. France, 2005.
- [9] Institut de cardiologie de l'université d'Ottawa.CANADA. [En ligne]. Available: <https://www.ottawaheart.ca/fr/maladie-du-c%C5%93ur/les-arythmies-anomalies-du-rythme-cardiaque>. [Accès le 28 mai 2020].

- 
- [10] Fondation Suisse de cardiologie. [En ligne]. Available: <https://www.swissheart.ch/fr/maladies-cardiaques-avc/maladies/arythmies-cardiaques.html>. [Accès le 28 mai 2020].
- [11] Mayo Clinic Academic Medical Center, «mayoclinic.org,» [En ligne]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/atrial-flutter/symptoms-causes/syc-20352586>. [Accès le 20 juillet 2020].
- [12] Stanford Health Care, CALIFORNIA, USA «Stanfordhealthcare.org,» Stanford health care, [En ligne]. Available: <https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/blood-heart-circulation/ventricular-tachycardia.html>. [Accès le 20 juillet 2020].
- [13] Gari D.Clifford, Francisco Azuaje , Patrick E.Mcsharry, Advanced Methods and tools for ECG Data Analysis, Norwood,England: ARTECH HOUSE, 2006.
- [14] A. Cabasson, Estimation et analyse des intervalles cardiaques. Traitement du signal et de l'image [eess.SP], Nice Sophia Antipolis: Université Nice Sophia Antipolis, France., 2008.
- [15] TALBI Mohamed, Thèse "Analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG)", université de Constantine Algérie, 2011.
- [16] A. L. Goldberger, « `` clinical Electrocardiography: A simplified Approach `` », Journal,» 2006..
- [17] B. RADWANE, « analyse du signal ECG par réseau adaptatif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques », Thèse, Telemcen, Algérie, 2013.
- [18] Mr. Ronald Nocua, Conception et développement d'un system ambulatoire pour la mesure de l'activité du System Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile.
- [19] E, Goldberger « A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potentials and aAm Heart J., technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads,» vol. Vol. 23, n° %1 p.483-92, 1942.
- [20] Roberts W, Silver MA. Norman Jefferis, Ambulatory electrocardiography, 1983.
- [21] [En ligne]. Available: [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538203/?fbclid=IwAR1eqizYoQHMFsZgrXz\\_2l6q6zu8daS-\\_bjDIi6MCU2DjQw\\_wK9IG9XU7UA](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538203/?fbclid=IwAR1eqizYoQHMFsZgrXz_2l6q6zu8daS-_bjDIi6MCU2DjQw_wK9IG9XU7UA). [Accès le 06 Septembre 2020].



- 
- [22] Aswathy Velayudhan, Soniya Peter, «Noise Analysis and Different Denoising Techniques of ECG Signal - A Survey,» *IOSR Journal of Electronics and Communication Engineering (IOSR-JECE)*, vol. International Conference on Emerging Trends in Engineering & Management, pp. p: 40-44, 2016.
- [23] GARY M.FRIESEN, THOMAS C.JANNETT , MANEL AFIFY JADALLAH , STANFORD L.YATES , STEPHEN R.QUINT , H.TROY NAGLE «A Comparison Of The Noise Sensitivity Of Nine QRS Detection Algorithm,» *IEEE transactions on Biomedical Engineering* , vol. 37, pp. 86-98, janvier 1990.
- [24] YING SUN, SETH SUPPAPOLA , THOMAS A.WRUBLEWSKI «Microcontroller-Based Real Time QRS Detection,» *Biomedical Instrumentation and Technologie* , pp. 477-484, 1992.
- [25] V, KPALMA K et HAESE-COAT «Traitement numérique du signal, éd, Elipses Marketing,» Paris,France, 2003.
- [26] John Wiley & Sons Ltd, «The Atrium, Southern Gate, Chichester,» West Sussex, West Sussex , England, 1988.
- [27] «National Center for Biotechnology Information,» [En ligne]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5621148/#B23-sensors-17-01969>. [Accès le 07 Septembre 2020].
- [28] Pan, J. and W.J. Tompkins « A real-time QRS detection algorithm,» n° %11985(3): p. 230-236., 1985.
- [29] Ruha, A., S. Sallinen, et S. Nissila, «A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV,» n° %144(3): p. 159-167, 13) Ruha, A., S. Sallinen, and S. Nissila, A real-time microprocessor QRS detector system with 1997.
- [30] Senhadji, L., et al. «Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns,» n° %114) Senhadji, L., et al., Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1995. 14(2): p. 167-173., 1995.
- [31] Watrous, R and G. Towell., « A patient-adaptive neural network ECG patient monitoring algorithm. in *Computers in Cardiology*,» 1995. 1995. .
- [32] R. M.RANGAYAN, *Biomedical signal analysis - a case study approach*, Calgary.Alberta.CANADA: IEEE Press on Biomedical engineering, 2002.
- [33] B. Messaoud, «CONTRIBUTION A L'ANALYSE DE L'ELECTROCARDIOGRAMME (ECG) EN UTILISANT LES CONCEPTS DES

---

OPERATEURS D'ORDRE FRACTIONNAIRE,» dspace:université Mentouri de Constantine, faculté DES SCIENCES DE L'INGÉNIEUR,DÉPARTEMENT D'ÉLECTRONIQUE, constantine,Algérie, 2011.

- [34] R.Dubois, «Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies cardiaques en électrocardiographie,» Ecole Espci Paristech , Paris,France, 2004.
- [35] P.Laguna, N.V Thakor , P.Caminal , R.Jane , Hyung-Ro yoon «New algorithm for QT intervalanalysis in 24-Holter ECG : performance and applications,» *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 28, pp. 67-73, 1990.
- [36] Moody, G.B. et R.G. Mark « The impact of the MIT-BIH arrhythmia database.,» n° 12001. 20(3): p. 45-50., 2001. 20(3).
- [37] H. Sedghamiz, «Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS,» Mars,2014.
- [38] P.S. Schluter, R.G. Mark, G.B. Moody et al« “Performance measures for arrhythmia detectors,» in *Computers in Cardiology,» IEEE Comput. Soc. Press*, 1981.