

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement supérieur et de la recherche scientifique



UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA BOUMERDES -Umbb-

FACULTE DE TECHNOLOGIE -FT-

Département ingénierie des systèmes électriques

Mémoire de fin d'étude pour l'obtention du diplôme Master

Filière : Génie Biomédicale

Spécialité : Instrumentation biomédicale

Détection automatique d'un Burn-Out à partir d'un ECG

Présenter par : Berreksi Maroua

Membres du jury :

Dr. Akliouat	Hacene	MAA	UMBB	Président
Dr. Ammar	Mohamed	MCA	UMBB	Examineur
Dr. Sedjelmaci	Ibticeme	MCB	UMBB	Encadreuse

Année universitaire : 2021/2022

Remerciements

Au préalable, je remercie Allah qui a illuminé mon chemin et a m'armé le courage pour achever mes études e avoir donné la force et la volonté pour réaliser ce travail.

(الحمد لله)

C'est avec une grande émotion que j'écris ces quelques lignes pour tous ceux qui ont cru en ce projet.

Mes premiers remerciements seront adressés à mon encadreuse l'enseignante Dr. Fticeme Sedjelmaci qui me permis de bénéficier de son encadrement. Les conseils qu'elle m'a prodigués, la patience et la confiance qu'elle m'a témoignée ont été déterminants dans la réalisation de mon travail de recherche.

Je remercie particulièrement les membres du jury de m'avoir fait l'honneur d'accepter l'évaluation de mon travail.

Je remercie tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la finalisation de ce mémoire de fin d'étude.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

A mes chers parents leur réconfortante sollicitude.

A ma sœur qui a été mon réconfort moral.

A mes frères « Sid Ahmed » et « Ibrahim ».

A les petit « Anes » et « Ahs ».

Résumé :

Le Burn-out est caractérisé par un épuisement émotionnel, physique et psychique. Ce phénomène est de plus en plus présent à travers la population. La détection d'un burn-out peut être faite par la variabilité de la fréquence cardiaque en utilisant un électrocardiogramme (ECG). Toutefois, un ensemble de méthode et d'algorithmes sont développés compte tenu de l'importance de ce signal ECG et son exploitation. Notre travail consiste premièrement à extraire les caractéristiques principales du signal à partir d'un algorithme de détection basé sur la méthode de Pan_Tompkins. Ensuite, il y a la phase de calcul des dimensions fractales pour les ondes P et T afin de classer les battements normaux et les battements pathologiques. Les résultats ont été validés sur différents signaux de la base de données « MIT/BIH ».

Mot clé : burn-out, ECG, fibrillation auriculaire, dimension fractale.

ملخص

يتميز الإرهاق بالإرهاق العاطفي والجسدي والنفسي. هذه الظاهرة موجودة بشكل متزايد بين السكان. يمكن الكشف عن (ECG) الإرهاق عن طريق تقلب معدل ضربات القلب باستخدام مخطط كهربية القلب.

ومع ذلك، تم تطوير مجموعة من الأساليب والخوارزميات مع مراعاة أهمية إشارة مخطط كهربية القلب هذه واستغلالها. ثم Pan_Tompkins يتمثل عملنا أولاً في استخراج الخصائص الرئيسية للإشارة من خوارزمية الكشف بناءً على طريقة من أجل تصنيف الضربات الطبيعية والنبضات المرضية. تم ا P و T هناك مرحلة حساب الأبعاد الكسورية لموجات

التحقق من صحة النتائج على إشارات مختلفة من قاعد MIT / BIH.

ة بيانات

الكلمات الأساسية: الاحتراق، تخطيط القلب، الرجفان الأذيني، البعد الكسري.

Abstract :

Burn-out is characterized by emotional, physical and psychological exhaustion. This phenomenon is increasingly present across the population. Burnout can be detected by heart rate variability using an electrocardiogram (ECG).

However, a set of method and algorithm are developed taking into account the importance of this ECG signal and its exploitation. Our work consists firstly in extracting the main characteristics of the signal from a detection algorithm based on the Pan Tompkins method. Then there is the phase of calculating the fractal dimensions for the P and T waves in order to classify the normal beats and the pathological beats. The results were validated on different signals from the "MIT/BIH" database.

Key word: burn-out, ECG, atrial fibrillation, fractal dimension.

Glossaire

ECG : signal électrocardiogramme

N : battement normal

AFIB : battement fibrillation auriculaire

Bpm : battement par minute

atr : fichier d'annotation

DF : dimension fractale

Dim_P : dimension d'onde p

Dim_T : dimension d'onde t

Sup : les valeurs supérieures de la dimension

Inf : les valeurs inférieures de la dimension

MOY_DR : moyenne de dimension de régularisation

AF : base de données MIT/BIH Atrial fibrillation

Y : Nombre d'échantillon

NC : battement non classé

Sp : spécificité

Se : la sensibilité

Tc : le taux de classification

Sommaire

<i>Introduction générale</i>	1
Chapitre I :	
<i>I.1 Introduction</i> :	4
<i>I.2 Electrocardiographie</i> :	4
<i>I.2.1 Histoire de l'électrocardiographie</i> :	4
<i>I.3 Le système cardiovasculaire</i> :	4
<i>I.4. Anatomie de cœur</i> :	7
<i>I.5 Activité électrique de cœur</i> :	7
<i>I.5.1 la dépolarisation</i> :	8
<i>I.5.1.1 Le potentiel de repos</i> :	8
<i>I.5.1.2 Le potentiel d'action</i> :	8
<i>I.5.2 La repolarisation</i> :	8
<i>I.6 Description de la propagation de l'impulsion électrique dans le cœur</i> :	8
<i>I.7 Signal électrocardiogramme</i> :	9
<i>I.8 Les ondes et les intervalles de l'ECG</i> :	10
<i>I.8.1 Onde P</i> :	10
<i>I.8.2 L'onde ou complexe QRS</i> :	11
<i>I.8.3 Onde T</i> :	11
<i>I.8.4 Segment PR</i> :	11
<i>I.8.5 Segment ST</i> :	11
<i>I.8.6 Intervalle PR</i> :	11
<i>I.8.7 intervalle RR</i> :	11
<i>I.8.8 L'onde U</i> :	11
<i>I.9 Les dérivations pour la mesure de l'ECG</i> :	11
<i>I.9.1 Dérivation bipolaire</i> :	12
<i>I.9.2 Les dérivations unipolaires</i>	13
<i>I.9.3 Dérivations précordiales</i> :	13
<i>I.10 Le cycle cardiaque</i> :	14
<i>I.11 la fréquence cardiaque</i> :	15
<i>I.12 Les caractéristiques temporelles de l'ECG</i> :	16
<i>I.13 Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG</i> :	16
<i>I.14 Les sources d'influences</i> :	17

I.14.1 Les interférences avec le réseau électrique :	17
I.14.2 Les interférences électromagnétiques :	17
I.14.3 Les interférences des bruits électromyogramme (EMG) :	17
I.14.4 Influence des artefacts du potentiel de la peau et des mouvements :	18
I.15 Syndrome d'épuisement professionnel ou Burn-out :	19
I.15.1 Qu'est-ce qu'un Burnout ?	19
I.15.2 Burnout, un concept mouvant avec une pluralité de définitions :	19
I.15.2.3 Définition :	22
I.15.3 Burnout, un syndrome à trois dimensions :	24
I.16.3 Les phases de burn-out :	26
I.16.3.1 Phase des signes avant-coureurs :	26
I.16.3.2 Phase de la réduction de l'engagement :	26
I.16.3.3 Phase des réactions émotionnelles :	26
I.16.3.4 Phase de la baisse des capacités cognitives :	26
I.16.3.5 Phases du déclin de la vie émotionnelle et social :	27
I.16.3.6 Phase des réactions psychosomatique :	27
I.16.3.7 Phase de la dépression et du désespoir :	27
I.17 Distinction entre le burn-out et d'autres concepts proches :	27
I.18 Effet de Burn-Out sur le cœur :	28
I.18.1 Définition :	29
I.18.2 la physiopathologie :	29
I.18.3 Diagnostic par ECG :	30
I.19 Conclusion :	31
Chapitre II :	
II.1 Introduction :	33
II.2 Programmes de détection :	33
II.2.1 Algorithme pan & tompkins :	33
II.2.2 Deuxième méthode :	34
II.3 Analyse fractale :	34
II.3.1 Définition :	34
II.3.2 La dimension fractale :	35
II.3.2.1. Méthode de calcul de la dimension fractale :	36
II.5 Traitement du signal ECG :	37

<i>II.6 Conclusion :</i>	37
--------------------------------	----

Chapitre III :

<i>III.1 Introduction :</i>	39
<i>III.2 Présentation de logiciel MATLAB :</i>	39
<i>III.3 Téléchargement des données :</i>	39
<i>III.3.1 Base de de données MIT/BIH :</i>	39
<i>III.3.1.1 Base de données Atrial fibrillation :</i>	40
<i>III.3.1.2 Base de données Noise stress :</i>	40
<i>III.3.2 Fichiers de MIT/BIH sur matlab :</i>	40
<i>III.4 Téléchargement des annotations :</i>	42
<i>III.5 L'affichage de signal ECG :</i>	43
<i>III.6 La dimension de régularisation :</i>	45
<i>III.7 Les pathologies traitées :</i>	45
<i>III.7.1 Les étapes de traitement (algorithme principal) :</i>	45
<i>III.8 Résultats et discussion :</i>	47
<i>III.8.1 Résultats de détection :</i>	47
<i>III.8.2 Résultats des signaux contenant AFIB, N et burn-out :</i>	49
<i>III.8.3 Détection des mauvaises détections :</i>	57
<i>III.9 Le taux de classification :</i>	60
<i>III.9.1 la précision de l'algorithme :</i>	61
<i>III.10 Conclusion :</i>	61
<i>Conclusion générale</i>	63
<i>Référence bibliographie</i>	64
<i>Annexe</i>	65

Table des figures :

Chapitre I :

<i>Figure I.1 : La circulation du sang.</i>	6
<i>Figure I.2: Anatomie de coeur</i>	Error! Bookmark not defined.
<i>Figure I.3 : LES différente phase.d'un battement cardiaque.....</i>	Error! Bookmark not defined.
<i>Figure I.4 : Tracé d'ECG.</i>	10
<i>Figure I.5 : Schéma simplifier d'une chaine d'acquisition d'un ECG</i>	12
<i>Figure I.6 : Dérivation bipolaires d'Einthoven.</i>	12
<i>Figure I.7 : Dérivations unipolaires</i>	13
<i>Figure I.8 : Dérivations précordiales</i>	14
<i>Figure I.9 : Le cycle cardiaque.</i>	15
<i>Figure I.10 : Interférence de ligne électrique de 50-HZ.</i>	17
<i>Figure I.11 : Influence de l'EMG (Bruit musculaire) sur l'ECG</i>	18
<i>Figure I.12 : Bruit dû aux mouvements sur l'ECG.</i>	18
<i>Figure I.13 : Bougie, Le burn-out d'une bougie illustre la métaphore d'Herbert Freudenberger.</i>	21
<i>Figure I.14 : Les étapes de la consommation de la résistance de gens.</i>	23
<i>Figure I.15 :La différence entre cas normale et la fibrillation auriculaire</i>	30
<i>Figure I.16 : ECG de la fibrillation auriculaire.</i>	30

Chapitre II

<i>Figure II.1 : Diagramme des étapes de l'algorithme de pan & tomkins.</i>	34
<i>Figure II.2. Exemple de mesure de la dimension fractale.</i>	35

Chapitre III :

<i>Figure III.1 :1ère étape de téléchargement de fichier.mat sur le site physio net.</i>	41
<i>Figure III.2 :2ème étape de téléchargement de fichier.mat sur le site physio net.</i>	41
<i>Figure III.3 :1ère étape de téléchargement des annotations sur le site physio net</i>	42
<i>Figure III.4 :2ème étape de téléchargement des annotations sur le site physio net.</i>	42
<i>Figure III.5 : Annotations sur matlab.</i>	43
<i>Figure III.6 : Signal original de l'enregistrement (04043).</i>	43
<i>Figure III.7 L'affichage de programme Pan Tomkins sur matlab de l'enregistrement (04043).</i>	44
<i>Figure III8 : Schéma bloc de l'algorithme principale.</i>	46
<i>Figure III.9 : Détection des ondes de programme Pan Tomkins sur matlab de l'enregistrement (04015).</i>	47
<i>Figure III.10 : Détection des ondes sur matlab de deuxième programme l'enregistrement (119e12).</i>	48

<i>Figure III.11: Détection des ondes sur matlab de deuxième programme l'enregistrement (119e00).</i>	48
<i>Figure III.12 : La mauvaise détection de l'enregistrement (05261).</i>	58
<i>Figure III.13 : La bonne détection de l'enregistrement (05261).</i>	58
<i>Figure III.14: La mauvaise détection de l'enregistrement (06995).</i>	59
<i>Figure III.15: La mauvaise détection de l'enregistrement (04936).</i>	59

Liste des tableaux :

Chapitre I :

<i>Tableau I.1 : Les caractéristiques temporelles de l'ECG.....</i>	<i>16</i>
<i>Tableau I.2 : Distinction entre le burn-out et d'autres concepts proches.....</i>	<i>28</i>

Chapitre III :

<i>tableaux III.1 : pourcentage de détection de la base AF.</i>	<i>49</i>
<i>Tableaux III.2 : pourcentage de détection de la base Noise stress.....</i>	<i>50</i>
<i>Tableau III.3 : matrice d'information de l'enregistrement (04126)</i>	<i>Tableau III.4 : matrice d'information de l'enregistrement (04015) 51</i>
<i>Tableau III.5 : matrice d'information de l'enregistrement (119e12).</i>	<i>52</i>
<i>Tableau III.6 : matrice d'information de l'enregistrement (05261)</i>	<i>53</i>
<i>Tableau III.7 : Valeurs moyennes des différentes dimensions de battement normal.</i>	<i>53</i>
<i>Tableau III.8 : les valeur moyenne de différente dimension de battement (N, AFIB, burn-out)</i>	<i>54</i>
<i>Tableau III.9 : matrice d'information de l'enregistrement (04126).</i>	<i>55</i>
<i>Tableau III.10 : matrice d'information de l'enregistrement (07910)</i>	<i>55</i>
<i>Tableau III.11: matrice d'information de l'enregistrement (05261).</i>	<i>56</i>
<i>Tableau III.12 : matrice d'information de l'enregistrement (119e12).</i>	<i>56</i>
<i>Tableau III.13 :comparaison des informations avec les annotations de l'enregistrement (119e12)</i>	<i>57</i>
<i>Tableaux III.14 : comparaison des informations avec les annotations de l'enregistrement (05261).</i>	<i>57</i>
<i>Tableau III.15 : Le taux de classification pour chaque signal et chaque type de battements de la base AF.....</i>	<i>60</i>
<i>Tableau III.16: Le taux de classification pour chaque signal et chaque type de battements de la base noise stress.</i>	<i>60</i>
<i>Tableau III.17 : précision de l'algorithme.</i>	<i>61</i>



Introduction Générale

Introduction générale

Introduction générale

Syndrome d'épuisement professionnel, équivalent en français du terme anglais « **burnout** », se traduit par un épuisement physique, émotionnel et mental qui résulte d'un investissement prolongé dans des situations de travail exigeantes sur le plan émotionnel. D'après les derniers recherche de l'université de Californie de l'année 2020, le burn-out serait associé à une perturbation potentiellement mortelle du rythme cardiaque appelée **fibrillation auriculaire** (ou atriale). Il s'agit d'une forme d'**arythmie** (battements de cœur irréguliers) qui survient quand le signal électrique qui régule les battements de cœur est perturbé. Elle peut alors rester ignorée, être découverte lors d'un électrocardiogramme (ECG) ou être révélée par des complications telles qu'un accident vasculaire cérébral ou une insuffisance cardiaque.

L'électrocardiogramme (ECG), qui est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque, c'est l'examen non-invasif le plus courant, et il possède une grande valeur clinique pour le diagnostic des troubles de la conduction électrique cardiaque en étudiant le rythme cardiaque et la morphologie des différentes ondes constituant le cycle cardiaque. Il contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies cardiaques.

Le traitement du signal contemporain s'intéresse de plus en plus à ces signaux irréguliers et non stationnaires. L'analyse fractale appliquée avec succès dans le domaine biomédical, est une méthode non linéaire qui peut être appliqué à ce genre des signaux.

Le signal ECG soumis à cette analyse pour l'étude de son comportement fractale et ensuite une classification de quelques pathologies. La détection des ondes de signal ECG ont souvent fait l'objet d'étude dans différents cas (pathologiques et normaux) ; la plus grande partie de ces travaux valide leur algorithmes en exploitant des bases de données universelle MIT/BIH, ces taux de détection vont influencer sur la qualité du diagnostic des pathologies.

L'objectif principal de ce mémoire est donc de développer un outil d'aide clinique au corps médicale lui permettant une identification automatique des de deux composantes du signal ECG (onde P et l'onde T) ainsi qu'une classification de burn-out et de la fibrillation auriculaire.

Ce mémoire s'articule en trois chapitres : Le premiers chapitre présente le système cardiovasculaire et le burn-out de plus sa relation avec la pathologie traitée qui est la fibrillation auriculaire.

Introduction générale

Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté les méthodes de calcul pour classification d'arythmies, où nous avons utilisé des méthodes basées sur le calcul des dimensions fractale des onde P et T pour distinguer les battements normaux et les battements pathologiques.

Pour le dernier chapitre, nous avons manipulé les données issues des bases de données MIT/BIH (Atrial fibrillation & Noise stress) sous le logiciel MATLAB et discuté les résultats obtenus pour différents types de signaux ECG.

Nous clôturons le mémoire par une conclusion générale.



***CHAPITRE I : NOTIONS SUR L'ELECTROCARDIOGRAMME
(ECG) ET LE BURN-OUT***

I.1 Introduction :

L'Électrocardiogramme est un signal physiologique délivré par le corps, il représente l'activité électrique du cœur, il est mesurable et utilisé par les médecins comme un moyen de diagnostic du système cardiaque. Dans ce chapitre, nous allons présenter les principales fonctions du système cardiovasculaire, les principes de l'électrocardiogramme, le burn-out et la pathologie fibrillation auriculaire.

I.2 Électrocardiographie :

L'électrocardiographie représente une méthode pour l'exploitation du muscle cardiaque (myocarde), c'est une méthode non invasive et présente un nombre important d'information sur état de ce muscle. Les potentiels sont enregistrés à l'aide de capteurs (électrodes) convenablement placés sur le corps [1].

2.1 Histoire de l'électrocardiographie :

Les premiers travaux liés à l'activité du cœur reviennent au 1842 réalisés par Carlo Matteucci puis John Burden Sanderson et Frederick Paige ont détecté le complexe QRS à l'aide d'un électromètre capillaire, au même temps E. Marey, et Augustus Waller montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. Le premier électrocardiogramme humain est publié par Augustus D Waller en 1887.

En 1895, Willem Einthoven, à l'aide d'un galvanomètre à cordes, met en évidence cinq déviations P, Q, R, S, T, lui permettant de publier le premier classement électrocardiogramme pathologique en 1906, pour lequel il a remporté le prix Nobel en 1924 pour ces travaux d'électrocardiogramme. Les dérivations précordiales sont utilisées dans le diagnostic médical depuis 1932 et les dérivations unipolaires frontales sont utilisées depuis 1942, ce qui a permis à Emanuel Goldberger d'effectuer le premier suivi à 12 canaux.

Une conférence internationale transatlantique en 1938 a déterminé l'emplacement des conducteurs thoraciques V1 à V6.

Aujourd'hui, l'électrocardiogramme est une technique relativement peu coûteuse qui permet de surveiller le système circulatoire cardiaque à l'aide d'un examen indolore et sûr, notamment pour détecter les arythmies et prévenir l'infarctus du myocarde [1].

I.3 Le système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire humain comprend le cœur, les vaisseaux sanguins et le sang. Il existe deux types de vaisseaux sanguins : les artères et les veines.

CHAPITRE I : NOTIONS SUR L'ELECTROCARDIOGRAMME (ECG) ET LE BURN-OUT

Le cœur pompe le sang dans les artères et le sang retourne au cœur par les veines. La circulation sanguine est un circuit fermé : le sang ne quitte jamais les vaisseaux sanguins. Le sang transporte l'oxygène et d'autres substances vitales, le distribuant aux différents organes du corps.

Les vaisseaux sanguins qui transportent le sang riche en nutriments vers toutes les parties du corps sont les artères. Ils se divisent et se ramifient jusqu'à devenir des vaisseaux sanguins ressemblant à des cheveux. Ici, l'oxygène et les nutriments sont distribués à chaque cellule.

Ces capillaires s'épaississent alors et deviennent des veines qui mènent au cœur. La pression artérielle dans les veines est bien inférieure à la pression artérielle dans les artères, mais en fin de compte, les veines transportent le sang vers le cœur.

Le sang s'écoule ensuite de la cavité cardiaque droite dans l'artère pulmonaire vers les poumons par l'action de la pompe. Dans les poumons, le dioxyde de carbone est expulsé par la respiration.

Le sang absorbe à nouveau l'oxygène et quitte les poumons dans la moitié gauche du cœur.

Et la circulation recommence. (Figure I.3).

La circulation sanguine est à sens unique en raison de l'ouverture des quatre (4) valves cardiaques et alternativement fermer comme une vanne :

- Deux (2) d'entre eux sont situés dans l'oreillette et le ventricule (valve mitrale et valve tricuspide).
- Les deux (2) autres sont situés entre le ventricule et l'artère correspondante ; la valves aortiques et pulmonaires [1].

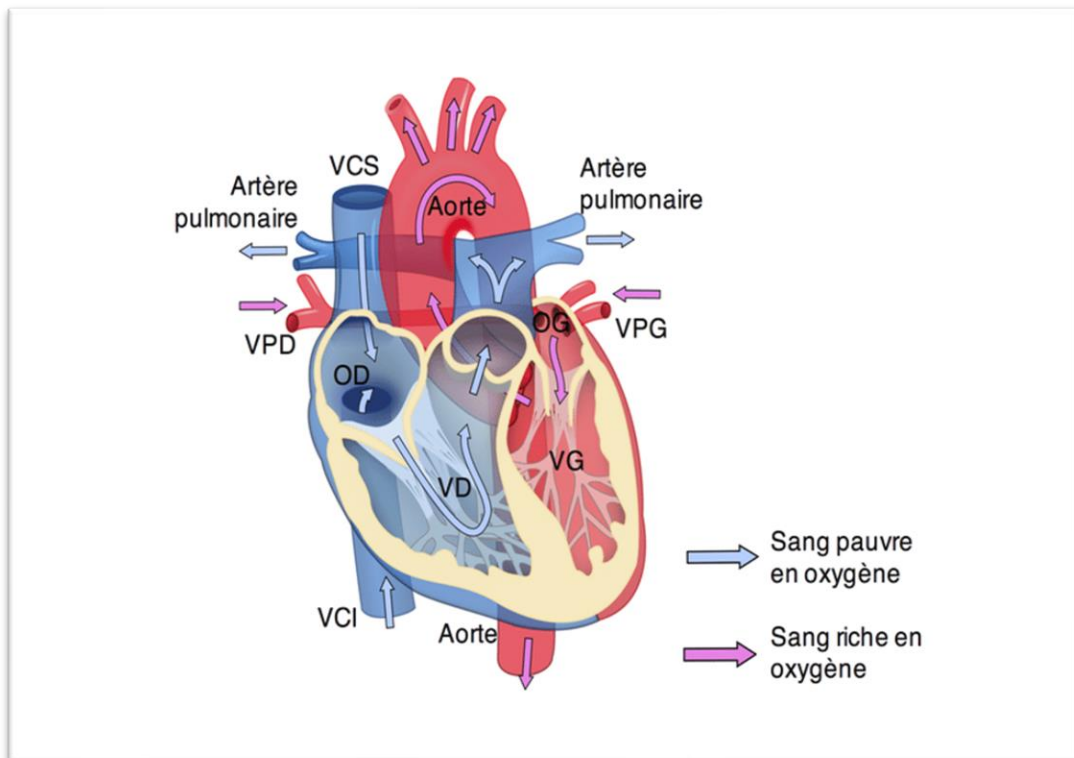
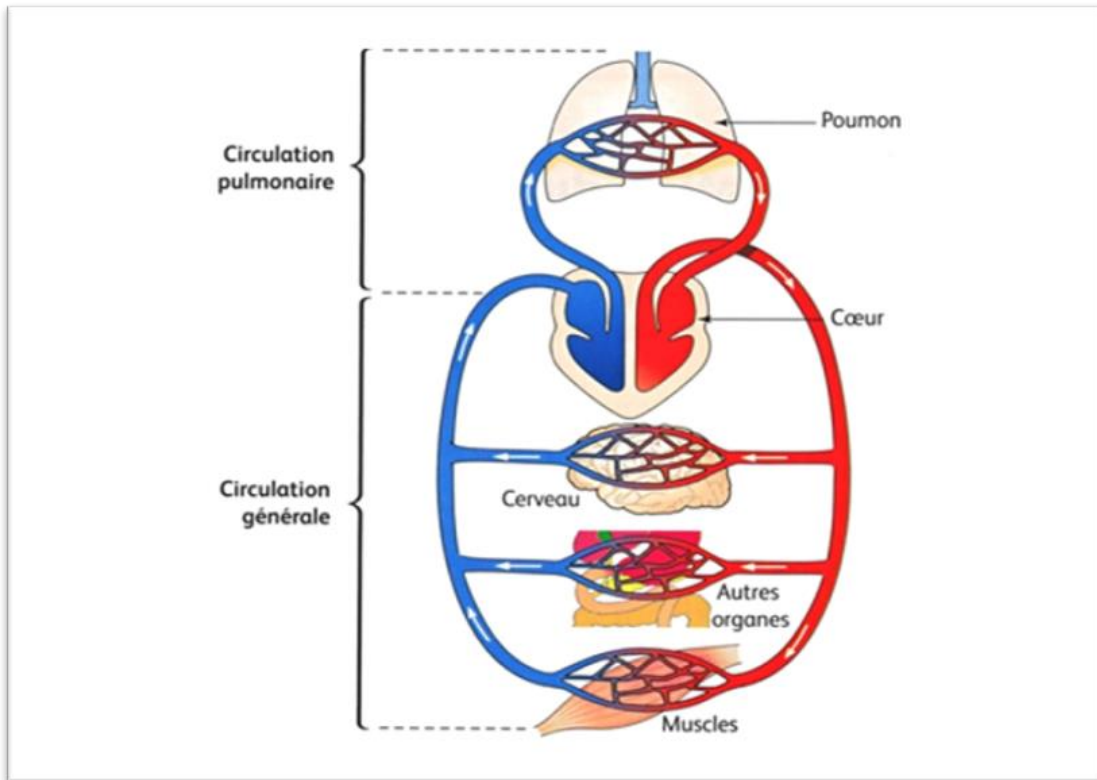


Figure I.1 : la circulation du sang.

I.4. Anatomie de cœur :

Le cœur est un muscle creux, situé au niveau du thorax entre les poumons et reposant sur le diaphragme. Ce muscle est une pompe ayant pour fonction de propulser le sang vers tous les organes de l'organisme. Il pompe environ cinq (5) Litres de sang par minute. Le cœur se compose de trois (3) couches avec de l'intérieur vers l'extérieur : l'endocarde, le myocarde et le péricarde. Le péricarde est un sac à double paroi qui enveloppe le cœur. Le myocarde constitue le muscle cardiaque proprement dit ; c'est un muscle strié c'est-à-dire qu'il possède la même structure que les muscles des membres et la même force de contraction. L'endocarde est une membrane endothéliale qui tapisse la face interne du cœur.

Le cœur est divisé en quatre (4) cavités (Figure I.4) :

- Deux cavités supérieures appelées l'oreillette droite et oreillette gauches, elles sont séparées entre eux par le septum inter-auriculaire.
- Deux cavités inférieures dites ventricule droite et gauche, elles sont séparées par le septum inter-ventriculaire [2].

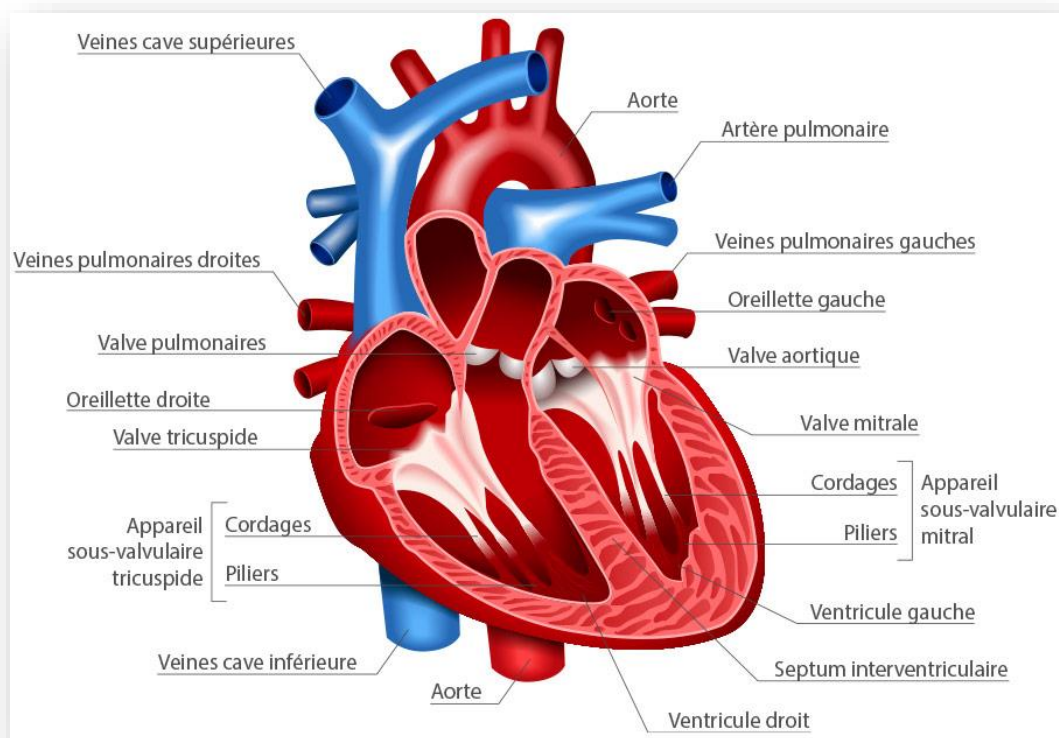


Figure I.2 : anatomie de cœur

I.5 Activité électrique de cœur [1] :

La contraction du muscle cardiaque est accueillante par une impulsion électrique qui se propage au languide des fibres musculaires cardiaques.

Les cellules musculaires durant la contraction passent par deux phases :

I.5.1 la dépolarisation :

Elle est définie par la réversion de la polarité électrique de la muqueuse cellulaire.

I.5.1.1 Le potentiel de repos :

Au répit la partie est dite polarisée rangée d'un embasement résultant de la limitation des ions inorganiques (Ca^{++} , K^+ , Na^+) à l'interne et à l'abord de la partie, envers l'interne de partie mieux contradiction par accompagnement à l'abord là-dedans lequel ce cas on grandeur une spécificité de virtuel égale à (-80 ou -90 mV) appelé potentiel de repos.

I.5.1.2 Le potentiel d'action :

Lors de la tractée d'une excitation électrique, la partie reçoit une palpable spécificité de virtuel, si cette dernière dépasse l'apprentissage d'irritabilité les canaux ioniques s'ouvrent et permettant la randonnée des ions pour l'interne et l'abord de la partie stimulant une révolution de virtuel dit le virtuel d'action (Le potentiel d'action), qui peut éclipser de +20 à +30 mV.

I.5.2 La repolarisation :

C'est le saut d'une cellule à son potentiel électrique de base après une dépolarisation par le coude d'un changement de ses charges électriques.

I.6 Description de la propagation de l'impulsion électrique dans le cœur :

C'est le nœud sinusal qui est l'origine de la stimulation électrique du cœur. Il est situé au niveau de l'oreillette droite. Cette stimulation apparaît comme une onde qui se propage d'une cellule à une autre. Par conséquent, la première région qui subit la contraction est l'oreillette (Figure I.3). Après qu'elle atteint le nœud auriculo-ventriculaire, l'onde excitatrice se transmet vers le faisceau de His avec un certain retard. L'excitation se propage ensuite dans les fibres de Purkinje causant la contraction des ventricules. Après la contraction complète des ventricules, le myocarde revient à son état de repos. Un nouveau cycle cardiaque commence [3].

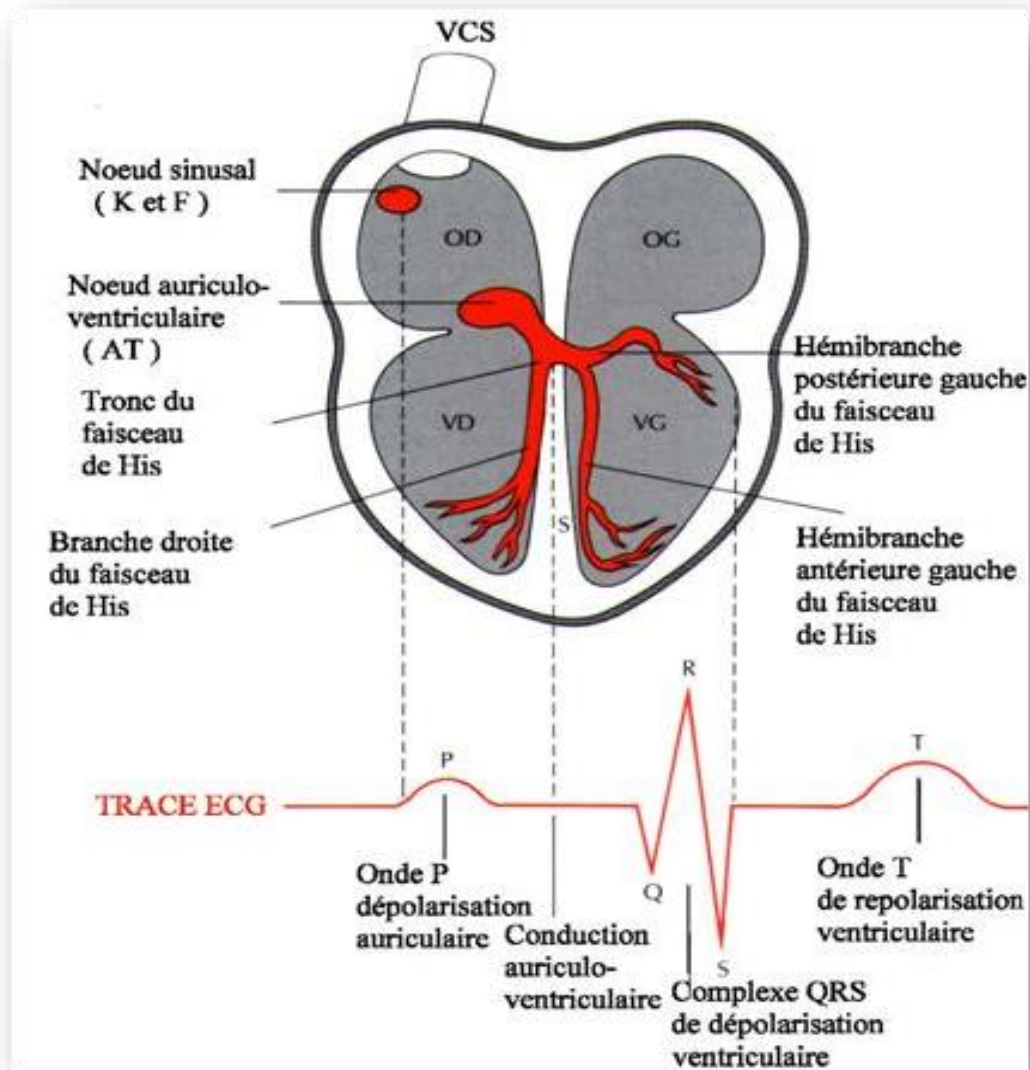


Figure I.3 : les différentes phases d'un battement cardiaque.

I.7 Signal électrocardiogramme :

L'électrocardiogramme est une représentation graphique du virtuel électrique qui commande l'agissements musculaire du cœur, ce virtuel est descente par des électrodes enjeux à l'étape de la peau comme des parages sagement défini. L'ECG se actuelle derrière pour une vallée de déflexion (ondes électrique) séparées par des intervalles, chacune d'eux détective à une phase d'activité du cœur [1]. (Figure I.4)

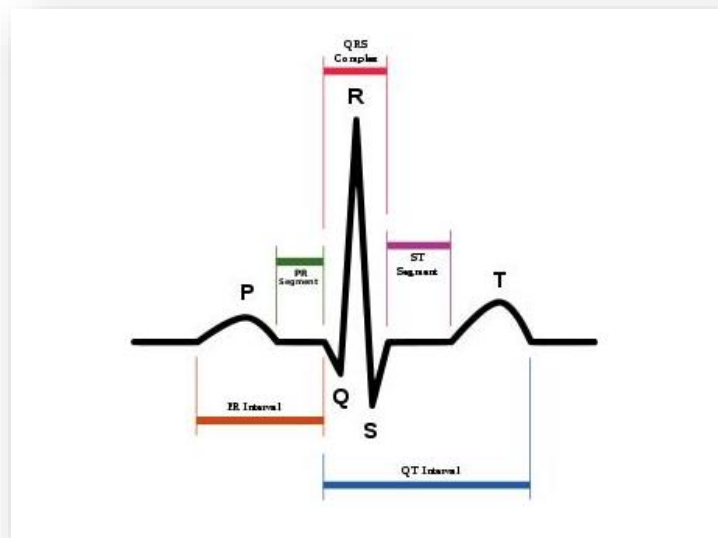


Figure I.4 : Tracé d'ECG.

I.8 Les ondes et les intervalles de l'ECG :

I.8.1 Onde P :

C'est l'onde de la dépolarisation de l'oreillette. Il représente les impulsions électriques qui proviennent des nœuds sinusaux (ou auriculaire) et traversent les oreillettes, les faisant se contracter. La contraction des oreillettes permet au sang de passer des oreillettes à travers les valves tricuspide et mitrale dans les ventricules. L'onde continue son chemin jusqu'au nœud auriculo-ventriculaire. Sa durée varie entre 0,08 et 0,1 second.

I.8.2 L'onde ou complexe QRS :

Correspond à la dépolarisation du ventricule, et donc à la contraction du ventricule.

L'impulsion électrique traverse les deux ventricules à travers le faisceau de His et ses branches, provoquant la contraction des ventricules. La forme du complexe QRS dépend de métastase et dépend de la présence d'une pathologie. Sa durée normale moins de 0,1 second.

I.8.3 Onde T :

Correspond à la repolarisation et à la relaxation du ventricule. Sa durée varie entre 0,2 et 0,25 second.

I.8.4 Segment PR :

C'est la ligne horizontale entre la fin de l'onde P et le début de complexe QRS, qui est généralement isoélectrique.

I.8.5 Segment ST :

Il correspond à la phase précoce de repolarisation ventriculaire, il commence généralement au niveau de la ligne isoélectrique et s'étend de la fin de l'onde S à la fin se termine par une courbure au début de l'onde T.

I.8.6 Intervalle PR :

C'est le temps entre le début du P et le début du QRS, il est le temps qu'il faut à une impulsion électrique pour se déplacer de l'oreillette au ventricule et qui dure de 0,12 à 0,20 second.

I.8.7 intervalle RR :

Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

I.8.8 L'onde U :

Est une petite déflexion parfois observée après l'onde T dans les dérivations précordiales V à V4. Elle est positive dans toutes les dérivations sauf en VR, sa présence traduit une anomalie métabolique.

I.9 Les dérivations pour la mesure de l'ECG :

L'enregistrement de l'activité cardiaque se fait à l'aide des électrodes placées sur le corps humain. Une branche est générée pour chaque position standard de ces électrodes. Ce les signaux électriques obtenus sont ensuite traités pour les rendre plus adaptés à une utilisation par les médecins. La chaîne d'acquisition d'un électrocardiogramme peut être représentée par la figure I.5.

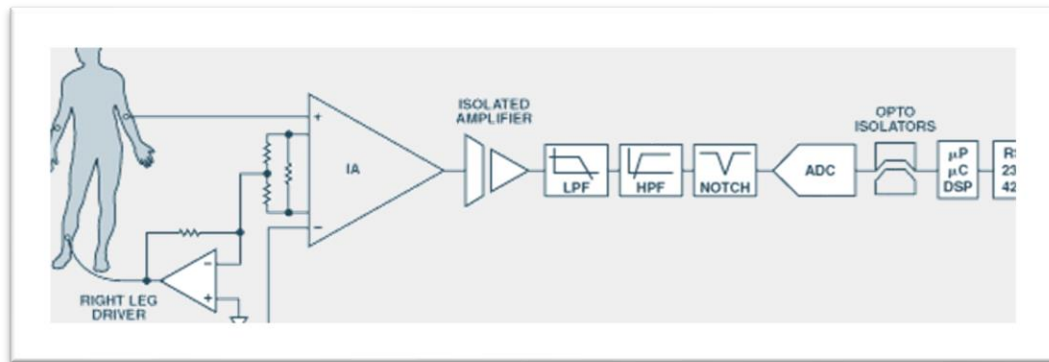


Figure I.5 : schéma simplifier d'une chaîne d'acquisition d'un ECG.

I.9.1 Dérivation bipolaire :

En 1906, Einthoven a pratiqué trois dérivations à fin d'enregistrer l'activité cardiaque (figure I.6). Ces dérivations sont dites bipolaires. Elles explorent l'attitude cardiaque à cause de plan frontal. Trois électrodes sont placées respectivement sur le bras gauche L, le bras droit R et sur la jambe gauche F. Les trois dérivations déduites de ces appels sont les suivantes :

- **DI** (dérivation I) : $DI = V_L - V_R$
- **DII** (dérivation II) : $DII = V_F - V_R$
- **DIII** (dérivation III) : $DIII = V_F - V_L$

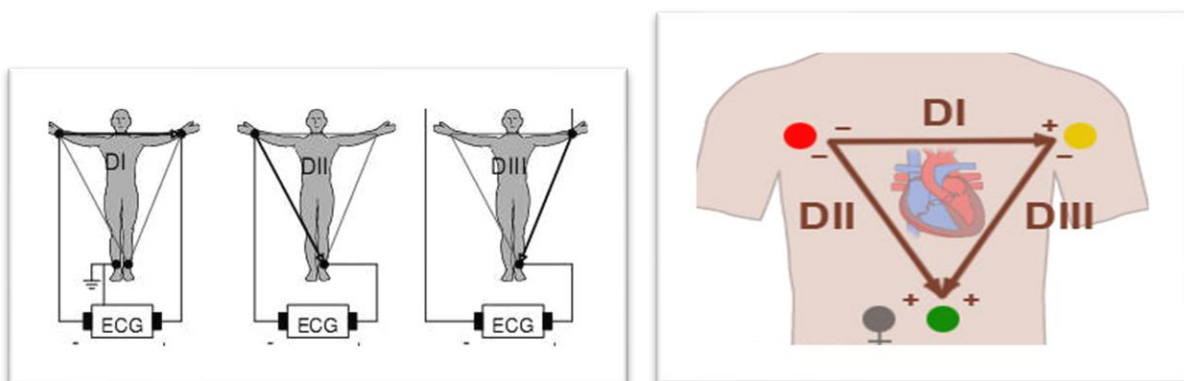


Figure I.6 : Dérivation bipolaire d'EINTHOVEN.

I.9.2 Les dérivations unipolaires :

En 1934, Wilson introduisit une nouvelle sonde appelée "unipolaire" (Figure I.7).

Ces dérivations comprennent la mesure de la différence de potentiel entre les points de référence virtuel et trois points R, L et F. Huit ans plus tard, Goldberg a réussi à améliorer les dérivations de Wilson. Le signal ECG est mesuré entre chacun des trois points (R, L et F) et deux autres points. Cela permet d'avoir des amplitudes plus importantes que celles enregistrées par Wilson.

- AVR : mesure unipolaire sur bras droit (Amplified Voltage Right).
- AVL : mesure unipolaire sur bras gauche (Amplified Voltage Left).
- AVF : mesure unipolaire sur jambe gauche (Amplified Voltage Foot).

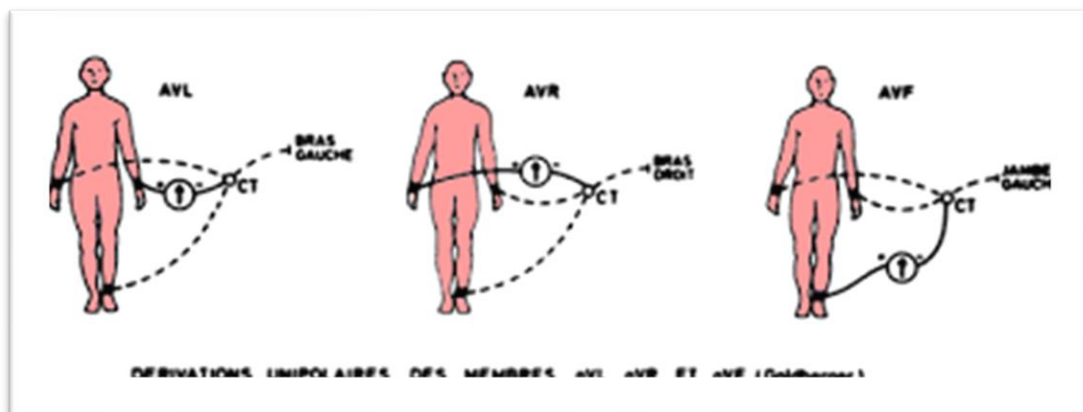


Figure I.7 : dérivations unipolaires

I.9.3 Dérivations précordiales :

Ces sont élément des dérivations unipolaires. Elles sont citées pour des dérivations à part pendant paire raisons : elles-mêmes mesurent l'activité électrique du cœur chez le programme longitudinal et sont fixées à confusion du cœur. Dans cette perfection de dérivations, six points sont définis (figure I.8). L'ECG est modéré dans chaque personne de ces six points et la borne forteresse de Wilson.

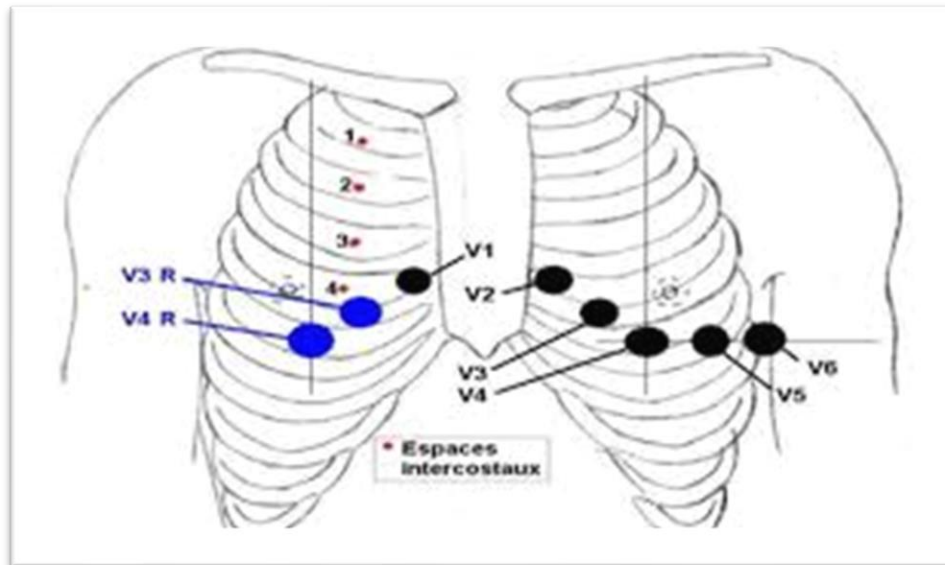


Figure I.8 : Dérivations précordiales

Ces dérivations sont au niveau thoracique avec l'utilisation des électrodes de type ventouse. La position de chaque électrode est comme suit :

- V1 : 4eme espace intercostal droit sternum (para sternal).
- V2 : 4eme espace inter costal gauche, bord gauche de sternum.
- V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.
- V4 : 5eme espace inter costal gauche, sur la ligne médio claviculaire.
- V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.
- V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

I.10 Le cycle cardiaque :

Le cycle cardiaque se compose de deux périodes : une période où le muscle cardiaque se détend et se remplit de sang, appelée diastole, suivie d'une période de contraction intense et de pompage du sang, appelée systole. Immédiatement après la vidange, le cœur se détend et se dilate pour recevoir un autre flux sanguin de retour des poumons et d'autres systèmes corporels, puis se contracte à nouveau pour pomper le sang vers les poumons et ces systèmes (figure I.9). Un cœur qui fonctionne correctement doit se dilater complètement pour pomper à

nouveau le sang efficacement. En supposant un cœur en bonne santé et une fréquence cardiaque typique

de 70 à 75 battements par minute, chaque cycle cardiaque ou battement de cœur prend environ 0,8 seconde pour terminer un cycle [4].

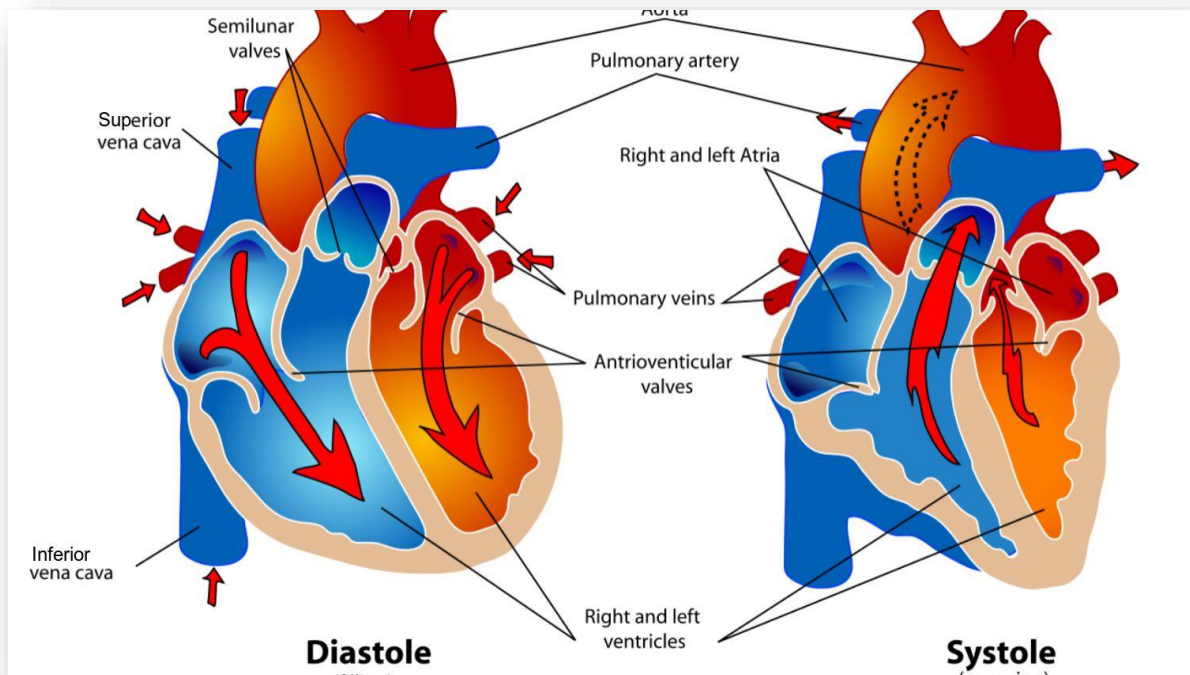


Figure I.9 : Le cycle cardiaque.

I.11 la fréquence cardiaque :

Le rythme cardiaque est la quantité de cycle cardiaque endéans une (1) minute, on peut puisque la préméditée par l'habitude de l'Électrocardiogramme et compter si l'écoulement est régulier ou non, elle est égale à « 60/durée en seconde de l'intervalle RR », l'affinité est quantité de battement par minute.

Elle varie selon :

- Le sexe.
- L'âge.
- La forme physique.
- La corpulence.
- La présence d'une pathologie.
- Les émotions.

CHAPITRE I : NOTIONS SUR L'ELECTROCARDIOGRAMME (ECG) ET LE BURN-OUT

- La prise de médicaments.

On estime que chez l'adulte, au repos, une **fréquence cardiaque normale** est comprise entre 60 et 100 battements par minute (bpm).

- Elle est légèrement plus élevée chez les femmes que chez les hommes.
- Le cœur des enfants bat plus rapidement : chez le nouveau-né, entre 120 et 160 fois par minute.
- Au contraire, chez les sportifs, la fréquence cardiaque peut s'abaisser à des niveaux très faibles, jusqu'à 40 bpm.

Lorsqu'on pratique un exercice physique, la fréquence cardiaque augmente, et ce d'autant que l'effort est soutenu. Les muscles sont ainsi mieux approvisionnés en oxygène et éléments nutritifs. La fréquence cardiaque atteint toutefois un seuil qu'elle ne peut dépasser, qui correspond à la **fréquence cardiaque maximale**. De façon théorique, elle peut être estimée par le calcul suivant :

- Pour une femme : $226 - \text{âge}$, soit 196 pour une femme de 30 ans ;
- Pour un homme : $220 - \text{âge}$, soit 190 pour un homme de 30 ans [5].

I.12 Les caractéristiques temporelles de l'ECG :

Les paramètres temporels de l'électrocardiogramme d'un sujet normale sont donnés par le tableau I.1[6].

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

Tableau I.1 : Les caractéristiques temporelles de l'ECG

I.13 Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG :

- Le spectre de l'ECG s'étend entre les fréquences de 0,01 à 120 Hz.

- Les ondes P et les ondes T sont caractérisées par des bandes spectrales basses, ses composantes de fréquence sont comprises entre 0,5 Hz et 10 Hz.
- Les complexes QRS ont des composantes de fréquence beaucoup plus élevées que les autres ondes d'Électrocardiogramme. Son contenu fréquentiel est compris entre 10 Hz et 15 Hz, c'est pourquoi il est utilisé pour la mesure de la fréquence cardiaque [1].

I.14 Les sources d'influences [7] :

Dans l'enregistrement des différents signaux biomédicaux on distingue plusieurs sources de bruit et d'interférences.

I.14.1 Les interférences avec le réseau électrique :

Une source importante d'interférence au cours d'un enregistrement d'un signal ECG est le réseau électrique. Sans compter que l'électrocardiographe, est alimenté par un ensemble de lignes électriques reliées à d'autres parties d'équipements. Ces lignes électriques affectent l'enregistrement de l'ECG, comme illustré sur la Figure I.10.

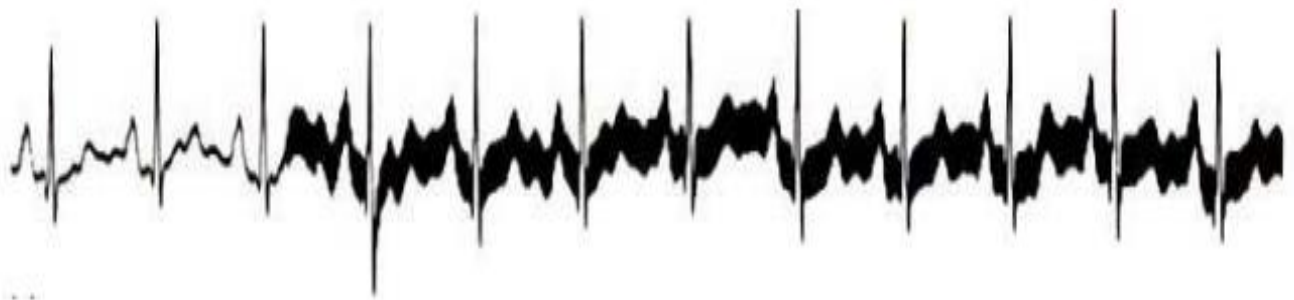


Figure I.10 : interférence de ligne électrique de 50-HZ

I.14.2 Les interférences électromagnétiques :

Interférences électromagnétiques provenant de hautes fréquences particulièrement puissantes la proximité de l'électrocardiographe peut affecter le signal capté par des électrodes.

Les générateurs haute fréquence génèrent également des interférences électromagnétiques dans l'hôpital lui-même, par exemple en utilisant l'électrocoagulation.

I.14.3 Les interférences des bruits électromyogramme (EMG) :

Il existe également une source d'interférences électriques dans le corps peut affecter l'ECG. Lorsqu'un muscle se contracte, il produit son propre signal EMG, qui peut interférer avec notre signal ECG, la figure I.11 illustre cet effet.

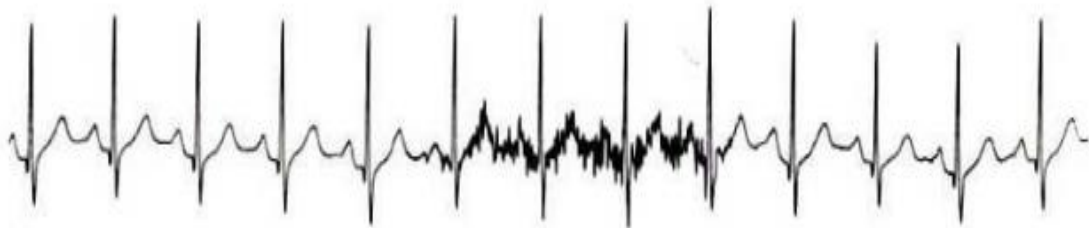


Figure I.11 : Influence de l'EMG (Bruit musculaire) sur l'ECG

I.14.4 Influence des artefacts du potentiel de la peau et des mouvements :

Pour un bon enregistrement du signal ECG, le patient doit éviter tout exercice, ces mouvements entraînent également des modifications de l'impédance des électrodes cutanées. Tous ces artefacts qui provoquent une amplitude et une fréquence variables qui modifient le signal. En général le potentiel de peau proche de 25 mV DC présent entre les enregistrements des électrodes et la peau. Nettoyer la peau avant d'utiliser le gel et les électrodes peut réduire ces artefacts. Le désordre de l'électrode cutanée est illustré sur la figure (I.12) :

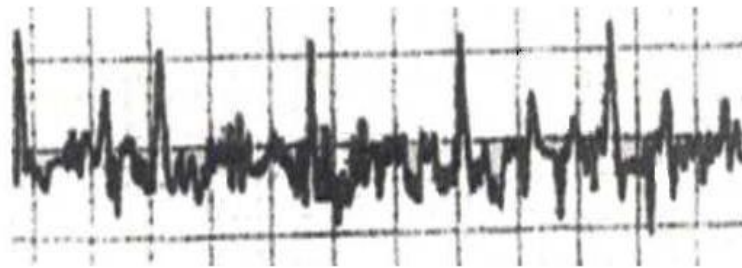


Figure I.12 : Bruit dû aux mouvements sur l'ECG.

I.15 Syndrome d'épuisement professionnel ou Burn-out :

I.15.1 Qu'est-ce qu'un Burnout ?

L'épuisement professionnel, également appelé burnout, est un trouble mental causé par un stress chronique au travail. Face à la fatigue, à l'échec et au manque de concentration, ils ont tendance à s'efforcer de retrouver satisfaction et confiance en eux Si les conditions de travail restent dures, un cercle vertueux s'enclenche, entraînant une sensation de fatigue.

I.15.2 Burnout, un concept mouvant avec une pluralité de définitions :

Si l'épuisement professionnel semble être un problème de santé assez récent, le concept n'est pas nouveau. Mais que recouvre exactement le burnout ?

I.15.2.1 Quel sont étymologie ?

En anglais, "burnout" signifie brûler, consommer, épuiser, éclater de besoin trop d'énergie, de puissance, de ressources. L'édition 1982 du dictionnaire Harrap's est déjà utilisée Quant au terme épuisement personnel, il désigne une personne qui « qui se ruine la santé ».

Le mot est utilisé au Japon, de « karo » = mort et « shi » = fatigue au travail.

Traduit en français, cela signifie "mort par surmenage", ou mort subite par épuisement nerveux.

La mort par surmenage est en quelque sorte une forme de stress mortel observée et décrite au Japon. Associés à la culture japonaise, les employés se sacrifient pour répondre aux exigences de son entreprise. « Vivre et mourir pour l'entreprise, tel pourrait être le précepte nippon tant la pression et le souci d'excellence dominant »

« Burnout » est un terme emprunté au vocabulaire aérospatial et électronique : en aérospatial, il représente le risque que la fusée s'échauffe soudainement ou même se détruise, en panne d'essence.

Dans le vocabulaire électronique, cela signifie Le terme e « surcharge de tension », voire « grillage des circuits ». « Ce qu'il est intéressant de repérer, c'est que les signaux envoyés par les fusibles censés repérer le risque de surcharge émotionnelle ont été ignorés. Le danger ayant été minimisé, le disjoncteur central n'a pas fonctionné et a entraîné un court-circuit et la propagation d'incendies qui couvent, tapis dans les profondeurs des bâtiments. En silence, ils rongent les fondations et les âmes des bâtisses

« Burn-out » décrit l'état d'une bougie qui, après avoir été allumée pendant une période prolongée, ne fournit pas qu'une flamme prudente et faible. Par conséquent, il fait allusion au concept de "combustion interne". Cette parabole Le brûlage est parfois illustré par des images d'incendie de bâtiments qui peuvent avoir été incendiés complètement à l'intérieur de la maison tout en gardant la façade intacte [8].

I.15.2.2 Historique o racine du burnout :

Si le concept de « burnout » est réellement apparu comme un problème de société aux **États-Unis** dans les années 1970, un concept similaire de fatigue au travail a été décrit en France à la fin des années 1950.

À la fin des **années 1950**, les pionniers français voyaient dans la fatigue au travail des descriptions diverses mais assez proches, comme le surmenage mental ou un état d'épuisement. Ainsi, le psychiatre français **Claude VEIL** écrit : « l'état d'épuisement professionnel est le fruit de la rencontre d'un individu et d'une situation. L'un est l'autre sont complexes, et l'on doit se garder des simplifications abusives [9] ».

Claude Veil poursuit ainsi : « Tout se passe comme à la banque : tant qu'il y a une provision, les chèques sont honorés sans difficulté, quel que soit leur montant. Mais dès qu'on se trouve à découvert, le tirage, si petit soit-il, devient impossible. Chaque individu possède ainsi un certain capital, une marge d'adaptation, plus ou moins large, et qui lui appartient en propre. Tant qu'il reste à l'intérieur, en homéostasie, il peut en jouer indéfiniment. S'il vient à la saturer, la fatigue (le relevé de compte) l'en avertit ; s'il continue, même le plus petit effort supplémentaire va le conduire à la faillite, il se désadapte. Cherche-t-il des expédients de trésorerie ? Ce sera le dopage, le café, l'alcool surtout ».

Pourtant, le concept de « burnout syndrome » est vraiment né aux États-Unis dans les années 1970. Le développement de ce dernier a bénéficié de **Herbert Freudenberg** et **Christina Maslach**.

En 1970, Herbert FREUDENBERGER était un psychiatre et psychanalyste américain travaillant dans une « free clinic » pour toxicomanes aux États-Unis. Cette structure assure des

heures d'accueil contrairement à d'autres établissements et nécessite une grande disponibilité de personnel soignant. Ainsi, sous l'effet de la tension générée par le travail et de l'engagement extrême qu'il requiert, Herbert FREUDENBERGER a pu observer dans cette « free clinic ». Cela l'amène à utiliser, **à partir de 1970**, il a utilisé le terme de « burn-out » pour caractériser l'état mental de ses soignants [10] »

Pour justifier ce terme il a dit en **1980** : « je me suis rendu compte au cours de mon exercice quotidien que les gens sont parfois victimes d'incendie tout comme les immeubles ; sous l'effet de la tension produite par notre monde complexe, leurs ressources internes en viennent

à se consumer comme sous l'action des flammes, ne laissant qu'un vide immense à l'intérieur, même si l'enveloppe externe semble plus ou moins intacte [11] ».



Figure I.13 : Bougie, Le burn-out d'une bougie illustre la métaphore d'Herbert Freudenberger.

Vers **1975**, la chercheuse américaine en psychologie sociale Christina Maslach précisera que le « burnout » renvoie à « un syndrome d'épuisement émotionnel et de cynisme qui survient souvent chez les personnes impliquées dans un travail d'accompagnement et d'aide, notamment le corps médical, les psychologues et intervenants sociaux, et qui ne reçoivent pas en retour, les marques de reconnaissance équivalant à leur investissement. Elle complète : « Le burnout professionnel est un état psychologique et physiologique résultant de l'accumulation de facteurs de stress professionnels. Le burnout trouve ses racines en réponse à une quantité de facteurs

stressants s'inscrivant dans la durée. Le burnout serait une conséquence de réactions de stress quotidiens ayant usé l'individu [12] ».

À l'époque, le terme était utilisé pour décrire l'attitude « cynique, insensible et négative » que certains soignants avaient envers ceux qu'ils aimaient. Les travaux de Christina MASLACH l'ont amenée à développer un outil de mesure du burnout en **1981** : le "Maslach Burnout Inventory" (MBI).

Dans les années 1980 et 1990, la psychologie sociale ou L'ouvrage propose diverses définitions et descriptions du phénomène. Leur point de vue il est courant de décrire l'épuisement professionnel par l'association de la performance physique (fatigue, systémique, maux de dos, maux de tête, tension musculaire, troubles du sommeil), humeur et émotionnel (vide, impuissance, perte de confiance en soi, irritabilité), cognitif (difficulté attention, indécision), attitudes et comportements (retrait, isolement, agressivité, attitude négative envers le travail, manque de motivation). Durant cette période, l'épuisement professionnel est resté notion d'aide à l'occupation caractérisée par la présence de besoins émotionnels important.

L'élargissement du concept de burnout à d'autres domaines professionnels s'est produit au milieu des années 1980.

Après 1990, les définitions ont émergé les unes après les autres et se sont affinées au rythme des recherches. Observé du monde du travail montre que certains traits peuvent être identifiés ailleurs que d'aider les carrières.

I.15.2.3 Définition :

Équivalent français du burnout est l'épuisement professionnel permet de le mettre dans le cadre la notion de pression professionnelle n'est cependant pas assimilable.

Larousse définit le terme « épuisement » comme un état de fatigue extrême. Il n'est donc pas surprenant que les auteurs parlent tous de "fatigue" lorsqu'ils décrivent le problème, mais chacun a sa propre façon de le définir.

En 1974, Herbert J. Freudenberger, psychanalyste américain propose une première définition : « L'épuisement professionnel est un état causé par l'utilisation excessive de son énergie et de ses ressources, qui provoque un sentiment d'échec, puis d'épuisement pouvant conduire à l'exténuation ».

Après des années de travaux sur ce syndrome, il donnera une nouvelle définition : « C'est l'épuisement des ressources internes et la diminution d'énergie, de vitalité et de capacité à

fonctionner, qui résultent d'un effort soutenu par l'individu pour atteindre un but irréalisable dans un contexte de travail et plus particulièrement dans la profession d'aide ».

En 1976, la psychologue analyste Christina Malasch, le décrit comme « Un syndrome des professions d'aide, une incapacité d'adaptation de l'intervenant à un niveau de stress émotionnel continu causé par l'environnement du travail ».

Selon l'organisation mondiale de santé (OMS), le Burn-out caractérisé par : « un sentiment intense de fatigue, de perte de contrôle et d'incapacité à aboutir à des résultats concrets au travail ».

En 1998, Schaufeli et Enzman proposent une définition qui opère une synthèse des conceptualisations antérieures : « Le burnout est un état d'esprit durable, négatif et lié au travail affectant des individus « normaux ». Il est d'abord marqué par l'épuisement, accompagné d'anxiété et de stress dépassé, d'un sentiment d'amoindrissement et de l'efficacité, d'une chute de la motivation et du développement de comportements dysfonctionnels au travail. Cette condition psychique est progressive et peut longtemps passer inaperçue du sujet lui-même [13] ».

Ainsi, le syndrome d'épuisement professionnel (appelé burnout) semble être l'aboutissement d'un processus à long terme de symptômes associés au stress. Ce n'est pas le résultat du stress lui-même, mais le résultat d'un état de stress qui persiste trop longtemps.

L'épuisement professionnel est observé lorsqu'une personne atteint sa limite de résistance. Indépendamment de la façon dont l'épuisement se manifeste, les batteries sont mortes et manquent des moyens physiques ou psychologiques nécessaires pour les recharger. Nous pouvons comparer l'épuisement professionnel à un incendie qui couve depuis des mois, finissant par se propager et consumer les gens jusqu'à ce qu'ils tombent.



Figure I.14 : les étapes de la consommation de la résistance de gens.

C.Maslach et Michael P. Leiter le décrivent plus récemment : « l'écartèlement entre ce que les gens sont et ce qu'ils doivent faire. Il représente une érosion des valeurs, de la dignité, de l'esprit et de la volonté – une érosion de l'âme humaine. C'est une souffrance qui se renforce progressivement et continûment, aspirant le sujet dans une spirale descendante dont il est difficile de s'extraire [14] ».

À notre sens c'est-à-dire que cette spirale descendante caractérisée par une phase d'épuisement se produit beaucoup plus tard La phase hyperactive de la phase ascendante. L'élargissement du terme burnout est source de confusion car ses limites sont imprécises cette réalité.

I.15.3 Burnout, un syndrome à trois dimensions [15] :

S'il est possible de proposer une définition de l'épuisement professionnel et éventuellement de démontrer que l'épuisement professionnel est particulièrement d'autre part, les manifestations d'épuisement physique, émotionnel et cognitif lié au travail son contexte et sa chronicité ne le sont pas.

Le but de cette étude n'est pas de décrire différents modèles d'épuisement professionnel, le modèle transactionnel de Cary Cherniss (1980), au modèle d'Alaya Pines (1982, 1993), puis celui Bakker, Demerouti, De Boer et Schaufeli (modèle demande-ressource) via l'épuisement professionnel dans la perspective du modèle de Karasek (1979), nous choisissons de décrire sa symptomatologie basée sur les travaux empiriques de Christina Maslach réalisé il y a une trentaine d'années, son travail fait toujours office de référence déterminante dimension de

l'épuisement professionnel. Le chercheur américain en psychologie sociale a mené de nombreuses interviewez des personnes qui sont "éprouvées" émotionnellement au travail. Elle a ainsi élaboré une première échelle de mesure qu'elle a appliquée à une population de personnes travaillant dans les domaines sociaux, de la santé et de l'enseignement.

L'analyse statistique des résultats a mis en évidence certains aspects pris en compte. Compte pour l'établissement de la deuxième échelle (Christina Maslach, "Burnout Syndrome" MBI, Paro Alto, Consulting Psychologists Press, 1986 2e édition), ce qui lui a valu résultats obtenus dans une nouvelle population pour tenir les trois dimensions qui définissent le burnout : Le burnout est un syndrome caractérisé par une fatigue émotionnelle, une dépersonnalisation, et une diminution de la productivité personnelle au travail.

En d'autres termes, l'approche pour identifier l'épuisement professionnel est recherche empirique. Bien que ces trois aspects restent à la base de la démarche d'évaluation. Il convient de noter que le syndrome d'épuisement professionnel, le consensus n'est pas uniforme. Revenons à ce processus d'aggravation des relations subjectives et abordons ces trois dimensions, avant d'être approché par la linéarité du processus.

- ❖ La première dimension, et la plus centrale, est la fatigue émotionnelle, psychologique et physique. Elle est vécue par l'individu comme un sentiment de surcharge émotionnelle, se sentir fatigué au travail, se sentir complètement épuisé. Un individu trop occupé par des activités professionnelles épuise progressivement son « capital » énergie. Par conséquent, il utilise toujours ses ressources personnelles à sa disposition nécessaire pour effectuer cette tâche. Temps de pause normal (temps de sommeil, vacances, etc.) il ne suffit plus d'atténuer cette fatigue chronique. C'est le premier symptôme du burnout : cet élément de malaise émotionnel représente la dimension « stress » du burnout.
- ❖ La dépersonnalisation et le cynisme vis-à-vis du travail constituent la seconde dimension du burnout. L'attitude personnelle est négative, dure et éloignée de son travail, des collègues et personnes. Petit à petit il s'éloigne de son travail et de la structure il se développe là-dedans. Une barrière a été érigée entre lui et les autres. Ça "déshumanise" d'autres sans le savoir en éloignant ses aides. Cette taille correspond une sorte de mouvement d'auto-préservation face aux exigences émotionnelles. Elle est aussi considérée comme une stratégie d'adaptation en tant que réaction lorsqu'elle est dépassée par un individu. C'une séparation excessive est souvent étroitement associée à la perte de l'idéalisme. L'élément de

dépersonnalisation correspond à la dimension « interpersonnelle » du phénomène de syndrome d'épuisement professionnel.

- ❖ La troisième dimension comprend l'affaiblissement des performances personnelles. Le travail, exprimé par une perte de confiance en soi dans ses capacités et sa réussite de son travail ; à ce stade, les individus en ont une vision particulièrement négative et sournoise. La plupart de ses réalisations et réalisations. Désespoir et culpabilité, elle s'accompagne de mauvaises performances. Malgré tous les efforts, l'individu se sent une impasse au travail. Cet élément de sentiment d'accomplissement réduit représente une dimension d'auto-évaluation du burn-out.

Le burnout va donc se traduire à la fois « par une érosion de l'engagement (en réaction à l'épuisement), une érosion des sentiments (à mesure que le cynisme s'installe) et une érosion de l'adéquation entre le poste et le travailleur (vécue comme une crise personnelle) »

Le burnout commence comme un processus qui évolue dans le temps, vu comme un continuum. Le syndrome d'épuisement professionnel continue la dépersonnalisation et l'atténuation de la mise en œuvre.

I.16.3 Les phases de burn-out :

Selon les chercheurs, l'épuisement professionnel peut être décomposé en différentes étapes selon un processus standardisé.

Pour Matthias BURISCH, le processus en 7 étapes est le suivant :

I.16.3.1 Phase des signes avant-coureurs :

La personne montre plus d'engagement envers elle objectifs de carrière, heures supplémentaires. La fatigue, perte de motivation, maux de tête, bouche sèche, étourdissements, troubles mentaux, le sommeil (...) peut être un précurseur des symptômes physiques du burn-out.

I.16.3.2 Phase de la réduction de l'engagement :

La personne est en retrait social de toutes influences extérieures, prenez du recul et évitez ceux qui vous entourent. Elle devient négative au travail, égoïste, ne considère que ses propres intérêts, son idée est limitée, elle s'isole du monde.

I.16.3.3 Phase des réactions émotionnelles :

Les gens se sentent inférieurs, pessimistes, cela lui a causé des difficultés à communiquer avec son entourage. Ce dernier sentiment agacé et rejeté par ceux qui répandent ses critiques et ses reproches. Tous ces mécanismes renforcent la négativité de la personne alors que son entourage confirme ses sentiments, ce qui accélérera la spirale négative de la personne atteinte par l'épuisement professionnel.

I.16.3.4 Phase de la baisse des capacités cognitives :

Cette personne est démotivée et capacités cognitives, difficultés de concentration, problèmes de mémoire créativité, flexibilité et adaptabilité.

I.16.3.5 Phases du déclin de la vie émotionnelle et social :

Les gens deviennent indifférents, évitent le plus grand contact avec les autres, ne plus pouvoir s'identifier ou sympathiser avec eux. Elle devient insensible, abandonner les vieux passe-temps est l'un des signes avant-coureurs le plus évident.

I.16.3.6 Phase des réactions psychosomatique :

La personne souffre d'une maladie psychosomatique douloureux comme une contraction musculaire avec diverses douleurs tels que maux de tête, maux de dos, douleurs rhumatismales, troubles du sommeil (difficulté à s'endormir, se réveiller la nuit ou tôt le matin). Son régime est des changements et des risques de toxicomanie peuvent être observés. Elle n'est plus capable de recharger sa batterie même si elle a été absente pendant quelques semaines.

I.16.3.7 Phase de la dépression et du désespoir :

Se sentir inutile, avoir peur de l'avenir, est désespérée et a même parfois des pensées suicidaires, et peut dans certains cas, passer à l'acte.

I.17 Distinction entre le burn-out et d'autres concepts proches :

Stress : Conséquence directe de stresser professionnels. Le sens de travail n'est pas central. Est passager ou chronique.	Burn-out Rôle important du sens du travail dans l'apparition du syndrome. Est la conséquence d'une exposition à un stress persistant de longue durée.
--	--

<p>Peut toucher tout type de travailleur. N'est pas forcément accompagné d'attitudes négatives envers autrui. Le support social et les stratégies d'adaptation peuvent être médiateurs entre stress et burn-out.</p>	<p>Touche avant tout les personnes qui accordent beaucoup d'importance à leur travail.</p> <p>Attitudes et comportements négatifs envers les collègues, clients, patients, etc. Cynisme.</p>
<p>Dépression : Epuisement émotionnel et humeur dysphorique. Etendue à tous les aspects de la vie. Caractérisée par une perte du gout des choses et de la vie. Plus faible estime de soi défaitisme, moins grande vitalité. Des antécédents de dépression peuvent faciliter le burn-out.</p>	<p>Burn-out : Epuisement émotionnel et humeur dysphorique. Lié spécifiquement au travail. Conservation de gout des choses dans les aspects de la vie autres que le travail. Estime de soi et réalisme plus grands, vitalité plus forte que pour la dépression. Le burn-out peut s'aggraver période de dépression.</p>
<p>Fatigue chronique Fatigue générale. Apparaît suite à une tension psychique ou un stress de longue durée.</p>	<p>Burn-out La fatigue émotionnelle est associée aux deux autres composantes (dépersonnalisation et perte d'accomplissement). Apparaît suite à une tension psychique ou un stress de longue durée. Lié au travail.</p>

Tableau I.2 : Distinction entre le burn-out et d'autres concepts proche

I.18 Effet de Burn-Out sur le cœur :

À la fin de janvier 2020, il semblerait, d'après des chercheurs de l'Université de Californie du Sud à Los Angeles, que le Burn out entraînerait aussi la fibrillation auriculaire et augmenterait le risque cardiovasculaire. Ils ont dévoilé les résultats d'une étude menée pendant 25 ans sur plus de 11 000 personnes. Durant cette période, ils ont interrogé les volontaires sur leurs symptômes du Burn out, en se concentrant notamment sur leur fatigue nerveuse, leur colère et leur prise éventuelle d'antidépresseurs. Un suivi qui leur a permis de constater que les participants souffrant d'un épuisement professionnel avaient 20% de risque en plus que les autres de développer une fibrillation auriculaire. Si une étude plus approfondie doit être effectuée pour mieux connaître le lien entre le Burn out et ce trouble du rythme cardiaque, les chercheurs pensent avoir compris une partie du mécanisme. Ainsi, pour expliquer ce lien, ils évoquent l'inflammation et le stress psychologique qui sont provoqués par l'épuisement vital. Deux phénomènes ayant des conséquences négatives sur la santé, sur le cœur et qui favoriseraient, selon eux, la fibrillation auriculaire [16].

Qu'est-ce que c'est une fibrillation auriculaire ?

I.18.1 Définition :

La Fibrillation auriculaire (FA), est une arythmie supraventriculaire caractérisée par une activité atriale non coordonnée et très rapide avec comme conséquence la détérioration de la fonction mécanique de l'oreillette. La fibrillation auriculaire (FA) est l'arythmie la plus fréquente et sa prévalence augmente avec l'âge.

I.18.2 la physiopathologie :

La FA est une arythmie supraventriculaire caractérisée par une dépolarisation anarchique (très rapide et complètement irrégulière) du myocarde atrial. La physiopathologie de la FA est complexe et semble être due à la coexistence de foyers ectopiques rapides (au niveau des veines pulmonaires) et d'un tissu atrial anormal capable de maintenir l'arythmie (multiple wavelets). Le remodelage atrial, les variations du système nerveux autonome et l'inflammation semblent également contribuer à l'initiation et au maintien de l'arythmie. L'hypertrophie des fibres auriculaires avec une micro-fibrose a été décrite comme la principale anomalie histologique. Du point de vue hémodynamique la perte de la contraction auriculaire et la fréquence ventriculaire mal contrôlée entraînent une réduction du débit

cardiaque et une augmentation de la pression capillaire pulmonaire ce qui peut provoquer ou décompenser une insuffisance cardiaque. La FA rapide chronique peut aussi entraîner une dysfonction ventriculaire gauche (tachycardia-mediated cardiomyopathy), réalisant un tableau d'insuffisance cardiaque généralement réversible après le contrôle de la fréquence ventriculaire. La perte de la contractilité auriculaire s'associe à la formation de thrombus intra auriculaire qui peut induire une embolisation systémique.

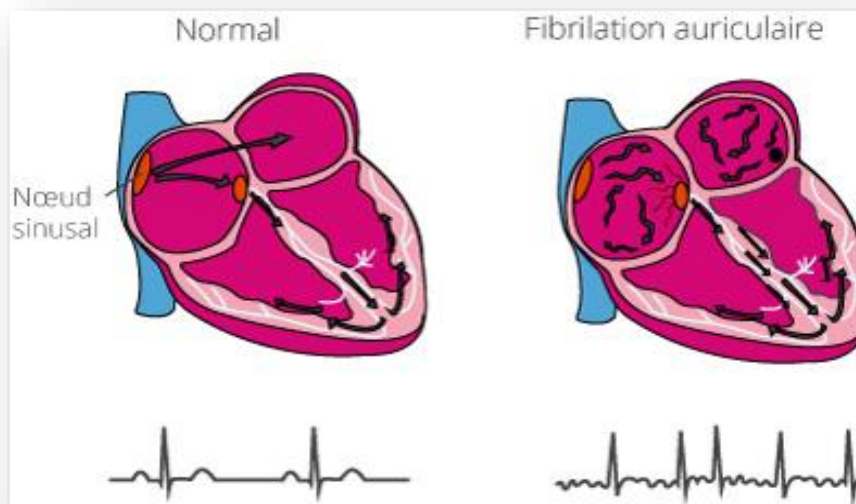


Figure I.15 : la différence entre cas normale et la fibrillation auriculaire.

I.18.3 Diagnostic par ECG :

Cet examen est nécessaire pour poser le diagnostic. On note l'absence d'activité auriculaire organisée avec disparition des ondes P au profit d'une trémulation de la ligne isoélectrique. La fréquence ventriculaire (QRS) est irrégulière. Les QRS sont fins (sauf bloc de branche préexistant). L'électrocardiogramme permet également dans certains cas d'orienter vers certaines causes [17].

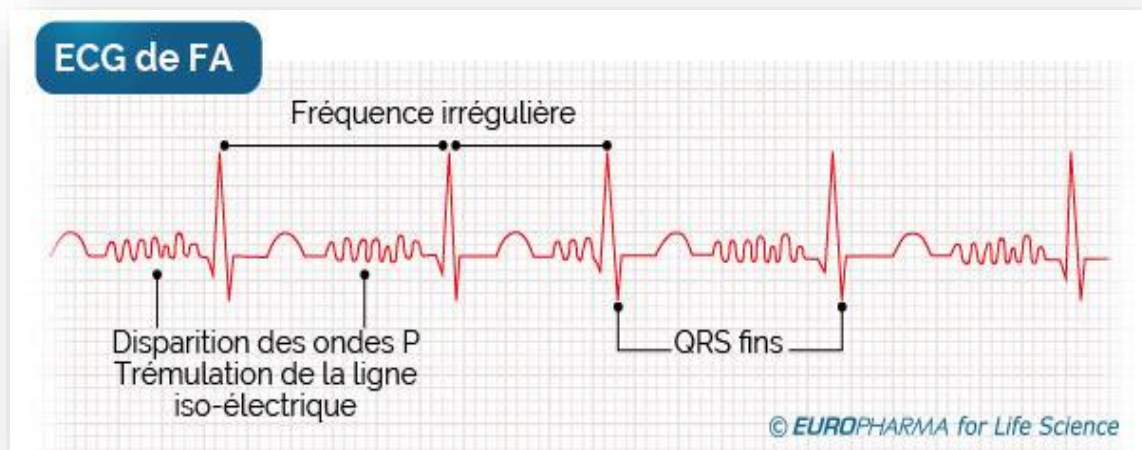


Figure I.16 : ECG de la fibrillation auriculaire.

I.19 Conclusion :

Malgré une forte évolution technologique dans le domaine de l'instrumentation médicale, l'électrocardiographie reste un examen indispensable en cardiologie depuis de longues années. Cette technique permet de faire un monitoring de l'activité électrique du myocarde depuis l'extérieur du corps. L'étude menée dans ce premier chapitre sur l'anatomie cardiaque ainsi que les propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques ont permis de mieux comprendre la nature et l'origine de ce signal ECG, ensuite nous avons étudié le burn-out, ces dimensions, ces phases et son effet sur le cœur qui favorisent une fibrillation auriculaire.



***CHAPITRE II : METHODE DE CALCUL POUR LA
CLASSIFICATION DES ARYTHMIES***

CHAPITRE II : METHODE DE CALCUL POUR LA CLASSIFICATION DES ARYTHMIES

II.1 Introduction :

Les signaux physiologiques sont des signaux d'une grande complexité qui peuvent contenir des informations importantes, leur étude et compréhension nécessitent des méthodes non linéaires pour une meilleure interprétation de l'information.

L'analyse fractale est une méthode non linéaire qui peut être appliquée à ce genre de signaux. Ses méthodes d'analyses peuvent être utilisées pour détecter des anomalies dans le signal.

Dans ce chapitre, nous avons présenté les méthodes de calcul pour la classification d'arythmie.

II.2 Programmes de détection :

L'analyse du signal ECG est effectuée en comparant chaque complexe ou intervalle, mais ceux-ci doivent d'abord être reconnus. Il existe plusieurs méthodes de détection. L'idée de base de toutes les méthodes n'est pas seulement de tirer parti de l'excellente dynamique de l'onde R, mais aussi de tirer parti de l'une de ses caractéristiques uniques : les changements rapides et les composantes de fréquence.

II.2.1 Algorithme pan & tompkins :

L'algorithme de Pan-Tompkins est couramment utilisé pour détecter le complexe QRS d'un signal d'électrocardiogramme (ECG). Le complexe QRS représente la dépolarisation des ventricules et le pic principal affiché dans le signal ECG. Cette propriété le rend particulièrement adapté à la mesure de la fréquence cardiaque, qui est le principal moyen d'évaluer la santé cardiaque. Dans la dérivée de premier ordre d'Einthoven du cœur physiologique, le complexe QRS consiste en une anomalie descendante (onde Q), une anomalie ascendante élevée (onde R) et une anomalie descendante finale (onde S).

L'algorithme Pan-Tompkins applique une série de filtres pour mettre en évidence le contenu fréquentiel de cette dépolarisation cardiaque rapide et supprime le bruit de fond. Ensuite, il place le signal au carré pour amplifier la contribution du QRS, ce qui facilite l'identification du complexe QRS. Enfin, il applique des seuils adaptatifs pour détecter les pics du signal filtré. L'algorithme a été proposé par Jiapu Pan et Willis J. Tompkins en 1985, dans la revue IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Les performances de la méthode ont été testées sur une base de données d'arythmies annotées (MIT/BIH) et évaluées également en présence de bruit.

CHAPITRE II : METHODE DE CALCUL POUR LA CLASSIFICATION DES ARYTHMIES

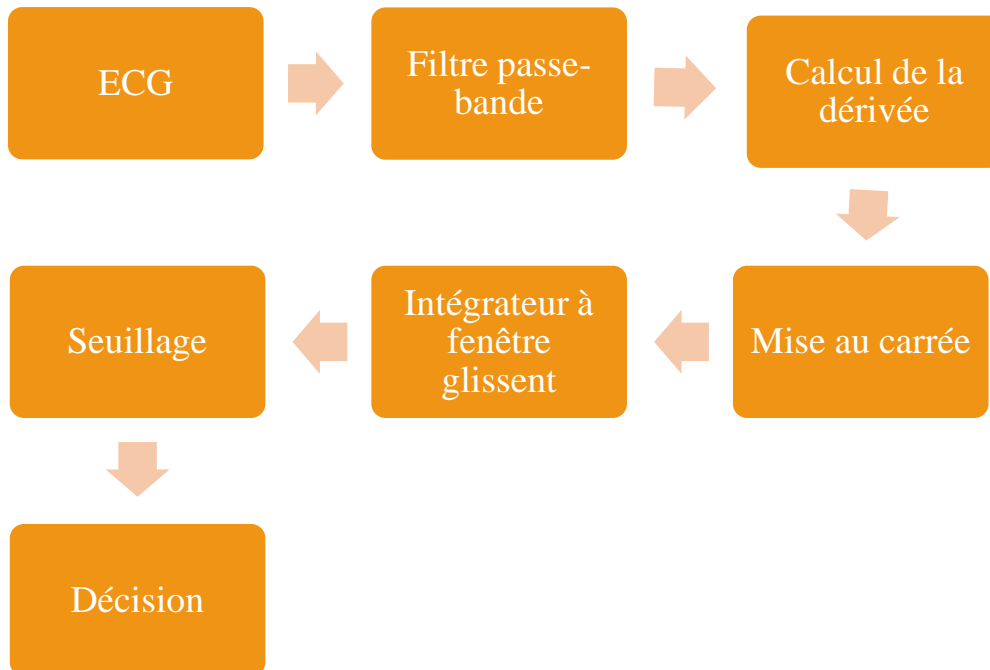


Figure II.1 : Diagramme des étapes de l'algorithme de pan & tompkins [18].

II.2.2 Deuxième méthode :

Nous avons utilisé un deuxième algorithme pour la détection des ondes R, S, T d'un signal ECG. Il a la capacité de faire face au bruit en annulant le bruit par filtrage passe-haut et déviation de la ligne de base par passe-bas avec une fréquence f_s 360HZ. Il est décrit par Hooman Sedghamiz en février 2018.

II.3 Analyse fractale :

II.3.1 Définition :

L'analyse fractale est la modélisation de données dont les caractéristiques uniques sont les fractales.

Un concept important est le concept de fractales, qui remonte à Benoit Mandelbrot, qui l'a introduit comme une description mathématique d'objets grossiers. L'analyse fractale est appliquée à des systèmes physiques caractérisés par une similitude comportementale à différentes échelles, ou plus particulièrement une auto-similarité, et la similitude est maintenue

CHAPITRE II : METHODE DE CALCUL POUR LA CLASSIFICATION DES ARYTHMIES

à une échelle infinie. L'analyse fractale est considérée comme une stratégie de modélisation interdisciplinaire dérivée de la physique théorique, en particulier de la mécanique des réseaux. La motivation de cette nouvelle stratégie de modélisation réside dans la nature elle-même. De nombreux systèmes biologiques ont des structures de bifurcation arborescentes telles que les arbres, les fougères, les escargots et les systèmes vasculaires [19].

II.3.2 La dimension fractale :

Lors de son application en traitement de signal, l'analyse fractale est dans la majorité des cas utilisée à travers la notion de la dimension fractale. En géométrie fractale, la dimension fractale DF est la quantité destinée à transformer la façon dont l'ensemble fractal remplit l'espace à toutes les échelles. Pour les fractales, il s'agit d'un nombre non entier et supérieur à la dimension topologique.

Ce terme est un terme générique qui recouvre plusieurs définitions. Chacune peut donner des résultats différents selon l'ensemble considéré, il est donc essentiel de mentionner la définition utilisée lorsqu'on valorise la dimension fractale d'un ensemble. Les définitions les plus importantes sont la dimension de Hausdorff, la dimension de Minkowski-Bouligand et la dimension de corrélation.

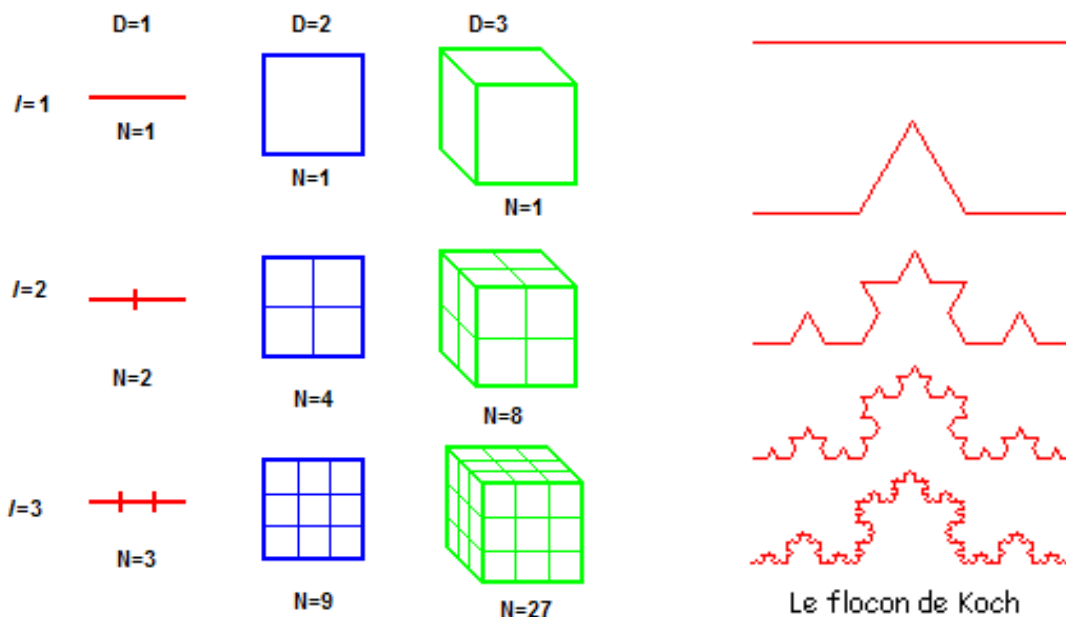


Figure II.2. Exemple de mesure de la dimension fractale

CHAPITRE II : METHODE DE CALCUL POUR LA CLASSIFICATION DES ARYTHMIES

Dans l'exemple à gauche :

- La dimension D d'un segment, d'un cercle et d'une courbe régulière est de 1. Sa longueur est multipliée par $2=2^1$ lorsque sa taille double.
- La dimension D d'une surface simple et bornée est de 2. Elle a une aire finie et cette aire est multipliée par $4=2^2$ lorsque sa taille double.
- La dimension D d'un volume simple et borné dans l'espace est de 3. Il a un volume fini et ce volume est multiplié par $8=2^3$ lorsque sa taille double.

Si D est la dimension d'un objet, alors la mesure de cet objet est multipliée par n^D lorsque la taille de cet objet est multipliée par n .

Dans l'exemple à droite (la courbe de von Koch) : on passe d'une partie à 4 parties isométriques 3 fois plus petites donc $D=\ln 4/\ln 3=1.26$

C'était l'une des premières courbes fractales décrites bien avant que Benoit Mandelbrot n'invente le terme « fractale ». Elle a été **inventée** en 1904 par le mathématicien suédois Helge von Koch [20].

II.3.2.1. Méthode de calcul de la dimension fractale :

Les attributs de la dimension fractale peuvent être exprimés en termes de relations d'échelle entre les structures géométriques et l'échelle d'analyse de ces structures.

De nombreuses méthodes existent pour la calculer, chacune ayant ses propres bases théoriques qui mènent souvent à l'obtention de dimensions différents par des méthodes distinctes pour un même objet. Parmi ces méthodes les suivants :

Dimension de Hausdorff.

Dimension de boîtes.

Dimension de régularisation.

Bien qu'elles soient toutes différentes, un principe de base est toujours respecté, il est résumé par les 3 étapes suivantes ;

1. Mesurer les quantités représentées par l'objet en utilisant différentes mesures.

CHAPITRE II : METHODE DE CALCUL POUR LA CLASSIFICATION DES ARYTHMIES

2. Tracer le logarithme des quantités mesurées en fonction du logarithme des tailles et approximer cette droite par régression linéaire.
3. Estimer la DF comme étant la pente de la droite obtenue.

II.5 Traitement du signal ECG :

Afin de faciliter le diagnostic médical, de réduire les coûts et d'augmenter l'efficacité des systèmes de traitement cardiovasculaire, il était nécessaire de développer un système automatisé d'analyse du signal cardiaque pour extraire des informations physiologiques à partir des propriétés physiques du signal cardiaque.

Aujourd'hui, l'analyse et l'interprétation automatisées de l'ECG assistées par ordinateur reçoivent beaucoup d'attention de la part de la communauté du génie biomédical. L'extraction d'informations à partir de signaux ECG est généralement effectuée par une modélisation appropriée. L'outil utilisée dans notre travail est MATLAB.

II.6 Conclusion :

L'analyse fractale peut être un outil efficace dans des problèmes de traitement de signal dans le domaine médical. Elle permet de fournir différents concepts pour l'analyse des signaux d'une grande complexité.

Dans ce mémoire la méthode de l'analyse fractale plus précisément la dimension fractale est utilisée pour faciliter éventuellement la classification d'arythmie.

La manipulation sous MATLAB et les résultats seront détaillés dans le chapitre suivant.



CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

III.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous discuterons des résultats des méthodes de calcul que nous avons développées pour traiter les données.

Nos résultats sont évalués sur les enregistrements des ECG de la base MIT_BIH, pour détecter les trois cas suivants : la fibrillation auriculaire, le burn-out et le cas normale, et quelques mauvaises détections du programme Pan-Tompkins.

III.2 Présentation de logiciel MATLAB :

Matlab est une abréviation de Matrix LABoratory, écrit à l'origine, en Fortran, par C. Moler. Matlab était destiné à faciliter l'accès au logiciel matriciel développé dans les projets LINPACK et EISPACK. La version actuelle, écrite en C par the MathWorks Inc., existe en version professionnelle et en version étudiant. Matlab est un environnement puissant, complet et facile à utiliser destiné au calcul scientifique. Il apporte aux ingénieurs, chercheurs et à tout scientifique un système interactif intégrant calcul numérique et visualisation. C'est un environnement performant, ouvert et programmable qui permet de remarquables gains de productivité et de créativité. Matlab est un environnement complet, ouvert et extensible pour le calcul et la visualisation. L'approche matricielle de Matlab permet de traiter les données sans aucune limitation de taille et de réaliser des calculs numérique et symbolique de façon fiable et rapide. Grâce aux fonctions graphiques de Matlab, il devient très facile de modifier interactivement les différents paramètres des graphiques pour les adapter selon nos souhaits.

Dans notre travail nous avons utilisé la version R2017b de MATLAB.

III.3 Téléchargement des données :

Les signaux qu'on veut traiter sont obtenus de la base MIT-BIH offerte par le site physionet.org, nous avons téléchargé les signaux de la base de données « MIT/BIH Atrial fibrillation & noise stress ».

III.3.1 Base de données MIT/BIH :

La source des ECG inclus dans la base de données sur les arythmies du MIT-BIH est un ensemble de plus de 4000 enregistrements Holter à long terme qui ont été obtenus par le laboratoire d'arythmie de l'hôpital Beth entre 1975 et 1979.

III.3.1.1 Base de données Atrial fibrillation :

Chaque enregistrement dure 10 heures et contient deux signaux ECG, chacun échantillonné à 250 échantillons par seconde avec une résolution de 12 bits dans la plage de ± 10 millivolts. Le fichier d'annotation de rythme (avec le suffixe.atr) a été enregistré manuellement. Les annotations atr dans ce répertoire doivent correspondre à celles utilisées pour la base de données d'arythmie MIT. Revised-BIH a été créé à l'aide d'un détecteur automatique et n'a pas été corrigé manuellement. Certains enregistrements sont corrigés manuellement car il est robuste aux erreurs typiques de détection QRS, le fichier d'annotation disponible (suffixe. Qrsc). L'annotation.qrsc peut convenir à l'étude de base de la fibrillation auriculaire elle-même, où les erreurs de détection QRS prêtent à confusion.). Notez que les fichiers qrs et. Qrsc ne font pas la distinction entre les types de temps (tous les temps sont marqués comme normaux).

III.3.1.2 Base de données Noise stress :

Les enregistrements ECG ont été créés par le script nstdbgen- en utilisant deux enregistrements propres (118 et 119) de la base de données d'arythmie MIT-BIH, auxquels des quantités calibrées de bruit provenant de l'enregistrement "em" ont été ajoutées à l'aide de nst. (Le processus de création de tels enregistrements est désormais plus simple ; le script simplifié nstdbgen peut être utilisé avec les versions actuelles du progiciel WFDB pour recréer ces enregistrements.) Du bruit a été ajouté à partir des 5 premières minutes de chaque enregistrement, pendant des segments de deux minutes. En alternance avec des segments propres de deux minutes. Les rapports signal sur bruit (SNR) pendant les segments bruyants de ces enregistrements.

III.3.2 Fichiers de MIT/BIH sur matlab :

Pour chaque enregistrement de la base de données, il existe des fichiers reconnus par l'extension (*.mat) comprennent les signaux correspondant aux deux enregistrements de chaque cardiologue.

La première étape : nous avons choisis la base de données (input) après la longueur (output) et le toolbox (export signal as.mat) comme suit :

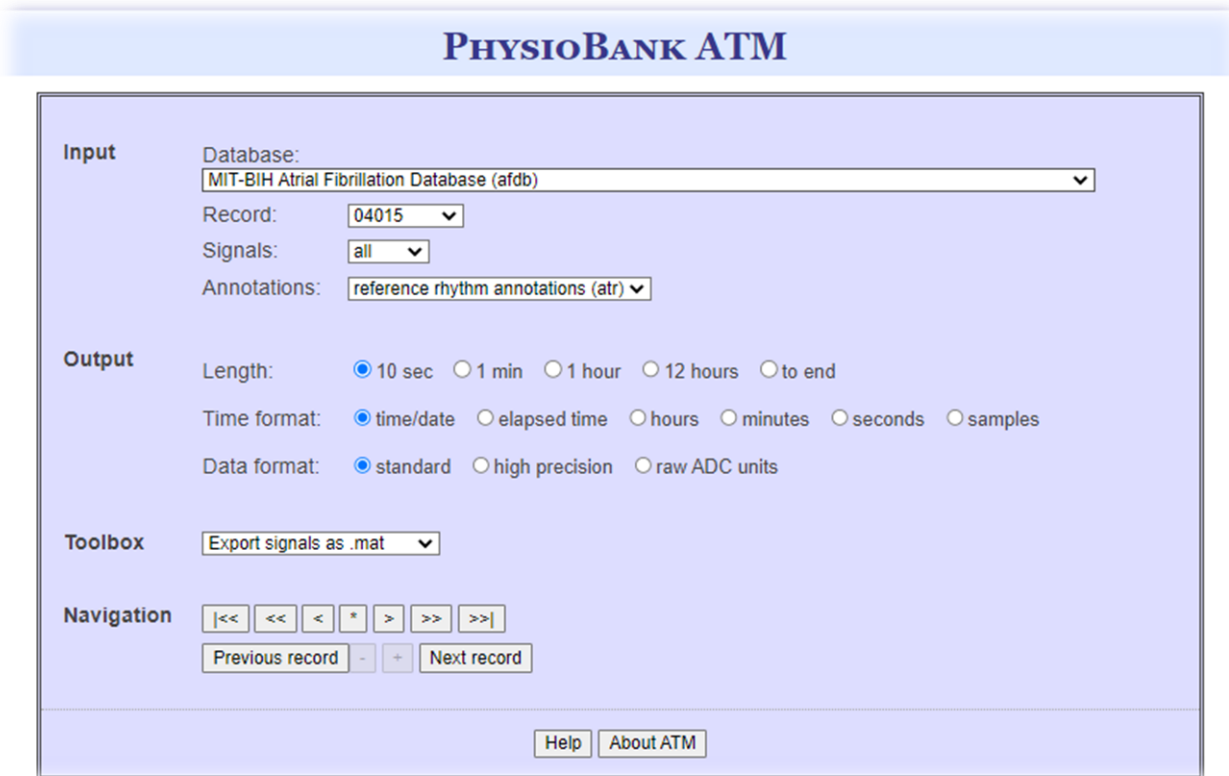
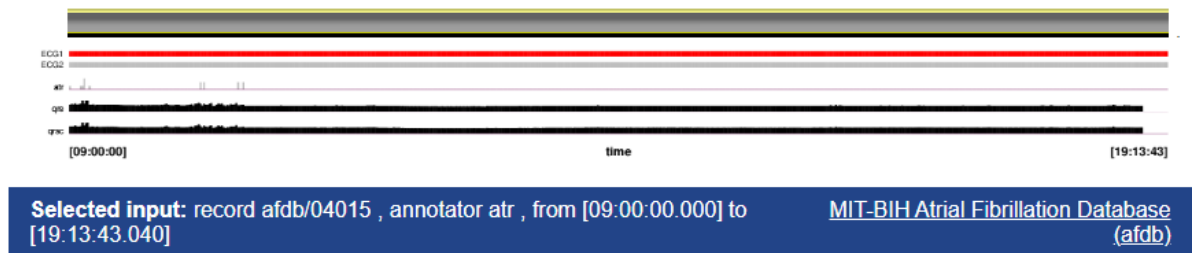


Figure III.1 : 1^{ère} étape de téléchargement de fichier.mat sur le site physio net

La deuxième étape : nous avons cliqué sur 04015.mat pour télécharger le signal comme suit :



Download these files:

- [04015m.mat](#) (binary, 4000192 bytes; the matrix of raw signal values)
- [04015m.info](#) (text, 424 bytes; signal names and other information about 04015m.mat)
- [04015m.heg](#) (text, 199 bytes; needed to read 04015m.mat using applications in the [WFDB Software Package](#) or functions in the [WFDB Toolbox for MATLAB](#))
- [plotATM.m](#) (m-code text; a function that reads 04015m.mat and 04015m.info and plots the converted data.)

Figure III.2 : 2^{ème} étape de téléchargement de fichier.mat sur le site physio net

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

III.4 Téléchargement des annotations :

- Pour le téléchargement des annotations on va changer le toolbox à show annotations as text pour avoir les annotations(atr) comme suit :

The screenshot shows the 'PHYSIOBANK ATM' interface. Under the 'Input' section, the 'Database' is set to 'MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (afdb)', 'Record' is '04015', 'Signals' is 'all', and 'Annotations' is 'reference rhythm annotations (atr)'. The 'Output' section has 'Length' set to '10 sec', 'Time format' to 'time/date', and 'Data format' to 'standard'. The 'Toolbox' is set to 'Show annotations as text'. The 'Navigation' section includes buttons for '<<', '<', '*', '>', '>>', and '>>|', as well as 'Previous record' and 'Next record'. 'Help' and 'About ATM' buttons are at the bottom.

Figure III.3 : 1^{ère} étape de téléchargement des annotations sur le site physio net.

Selected input: record afdb/04015 , annotator atr , from [09:00:00.000] to [19:13:43.040] [MIT-BIH Atrial Fibrillation Database \(afdb\)](#)

The output below was prepared using this command: [Annotation key](#)

```
rdann -r afdb/04015 -f 0 -t 36823.040 -a atr -v >annotations.txt
```

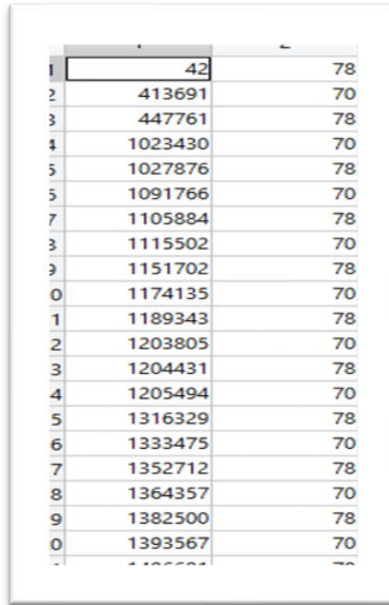
Time	Sample #	Type	Sub Chan	Num	Aux
[09:00:00.120]	30	+	0	0	(N)
[09:06:50.336]	102584	+	0	0	(AFIB)
[09:07:58.416]	119604	+	0	0	(N)
[09:08:07.092]	121773	+	0	0	(AFIB)
[09:08:08.776]	122194	+	0	0	(N)
[09:08:53.392]	133348	+	0	0	(AFIB)
[09:11:07.428]	166857	+	0	0	(N)
[10:13:04.980]	1096245	+	0	0	(AFIB)
[10:13:12.216]	1098054	+	0	0	(N)
[10:15:41.184]	1135296	+	0	0	(AFIB)
[10:15:58.380]	1139595	+	0	0	(N)
[10:34:49.744]	1422436	+	0	0	(AFIB)
[10:34:54.192]	1423548	+	0	0	(N)
[10:37:17.108]	1459277	+	0	0	(AFIB)
[10:37:21.664]	1460416	+	0	0	(N)

Questions and Comments

Figure III.4: 2^{ème} étape de téléchargement des annotations sur le site physio net.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

- Après l'apparition de la page en haut nous avons copier les donner sur Excel pour convertir les lettres en chiffres puis nous avons copier sur matlab.



1	42	78
2	413691	70
3	447761	78
4	1023430	70
5	1027876	78
5	1091766	70
7	1105884	78
3	1115502	70
3	1151702	78
0	1174135	70
1	1189343	78
2	1203805	70
3	1204431	78
4	1205494	70
5	1316329	78
6	1333475	70
7	1352712	78
8	1364357	70
9	1382500	78
0	1393567	70

Figure III.5 : annotation sur MATLAB

III.5 L'affichage de signal ECG :

Le signal ECG sera affiché ou visualisé en utilisant la commande plot, nous avons remarqué que ce signal est bruité et décalé par rapport à la ligne de base (figures ci-dessous) :

- 1^{ère} affichage de l'enregistrement (04043) de la base de données MIT/BIH Atrial Fibrillation :

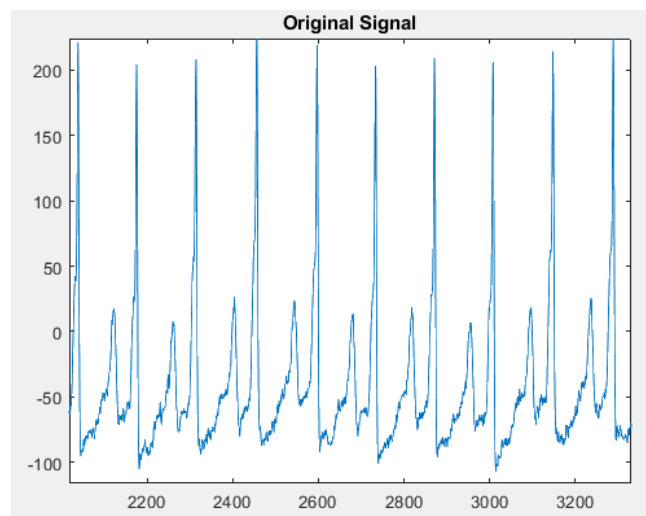
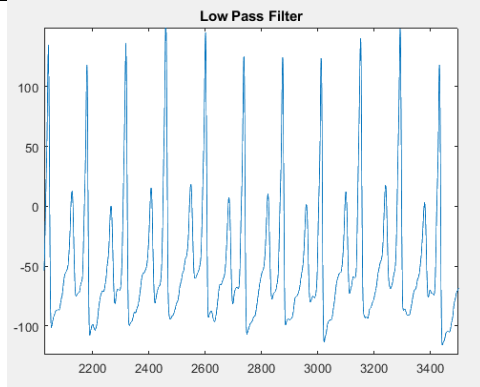


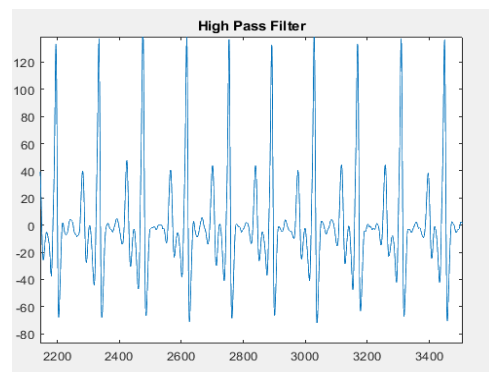
Figure III.6 : signal original de l'enregistrement (04043).

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

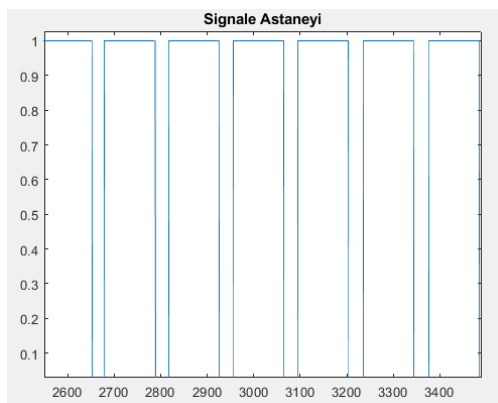
- Afin d'appliquer l'algorithme de pan tompkins nous avons obtenu les résultats suivantes (figures ci-dessous) :



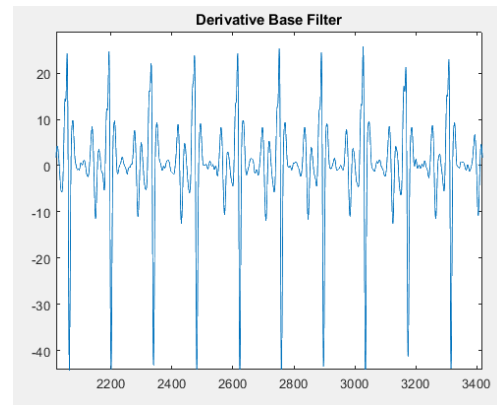
(a)



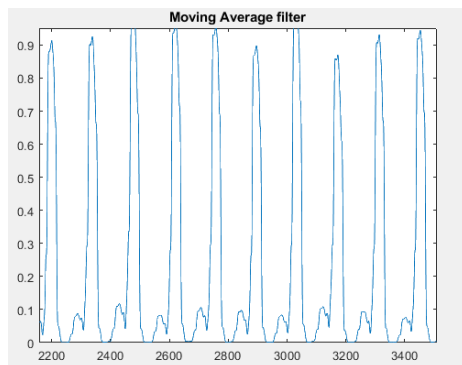
(b)



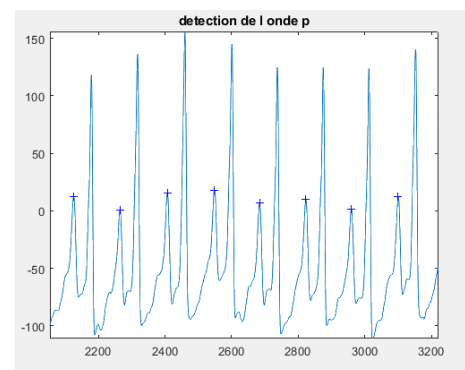
(c)



(d)



(e)



(f)

Figure III.7 L'affichage de programme Pan Tomkins sur matlab de l'enregistrement (04043).

- (a) : filtre passe bas, (b) : filtre passe haut, (c) : au doctoir du signal, (d) : filtre dérivateur, (e) : filtre moyennneur, (f) : détection d'onde P.

III.6 La dimension de régularisation :

La dimension fractale (DF) est une mesure descriptive dont l'utilité a été quantifiée de la complexité ou l'auto-similarité des signaux biomédicaux. Cette analyse de la complexité nous aide à étudier ces processus physiologiques de manière précise et exacte. La dimension de régularisation (RD) est une bonne interprétation de la dimension fractale, la DR peut étudier la dynamique de transition entre différents états dans des processus tels que le système cardiaque et ses diverses conditions physiologiques et pathologiques [21].

Les paramètres considérés sont fixés à :

$V_{min}=5$

$V_{max}=64$

Voices=64

Noyau=gaussien

La dimension fractale augmente d'une manière considérable dans le cas d'une présence de la fibrillation auriculaire, donc à chaque changement dans sa valeur, nous prenons en considération cette variation pour une éventuelle classification.

III.7 Les pathologies traitées :

La méthode proposée dans ce chapitre utilisée pour classer trois catégories différentes de battements cardiaques qui sont : les battements normaux(N), la fibrillation auriculaire (AFIB) et le Burn-Out. Tous les battements utilisés sont extraits à partir des enregistrements de la base de données MIT/BIH.

III.7.1 Les étapes de traitement (algorithme principal) :

Nous avons utilisé deux algorithmes : algorithmes de Pan Tomkins (pour la détection de l'onde P), et l'algorithme simpleRST (pour la détection de l'onde T). Puis nous effectuons le chargement de fichier MIT/BIH contenant les signaux ECG, ainsi que le fichier d'annotation. L'extraction des ondes P se fait à partir d'algorithme de détection. À partir de là, nous avons fait le calcul des dimensions qui nous permettent de classer des battements normaux et les battements pathologiques.

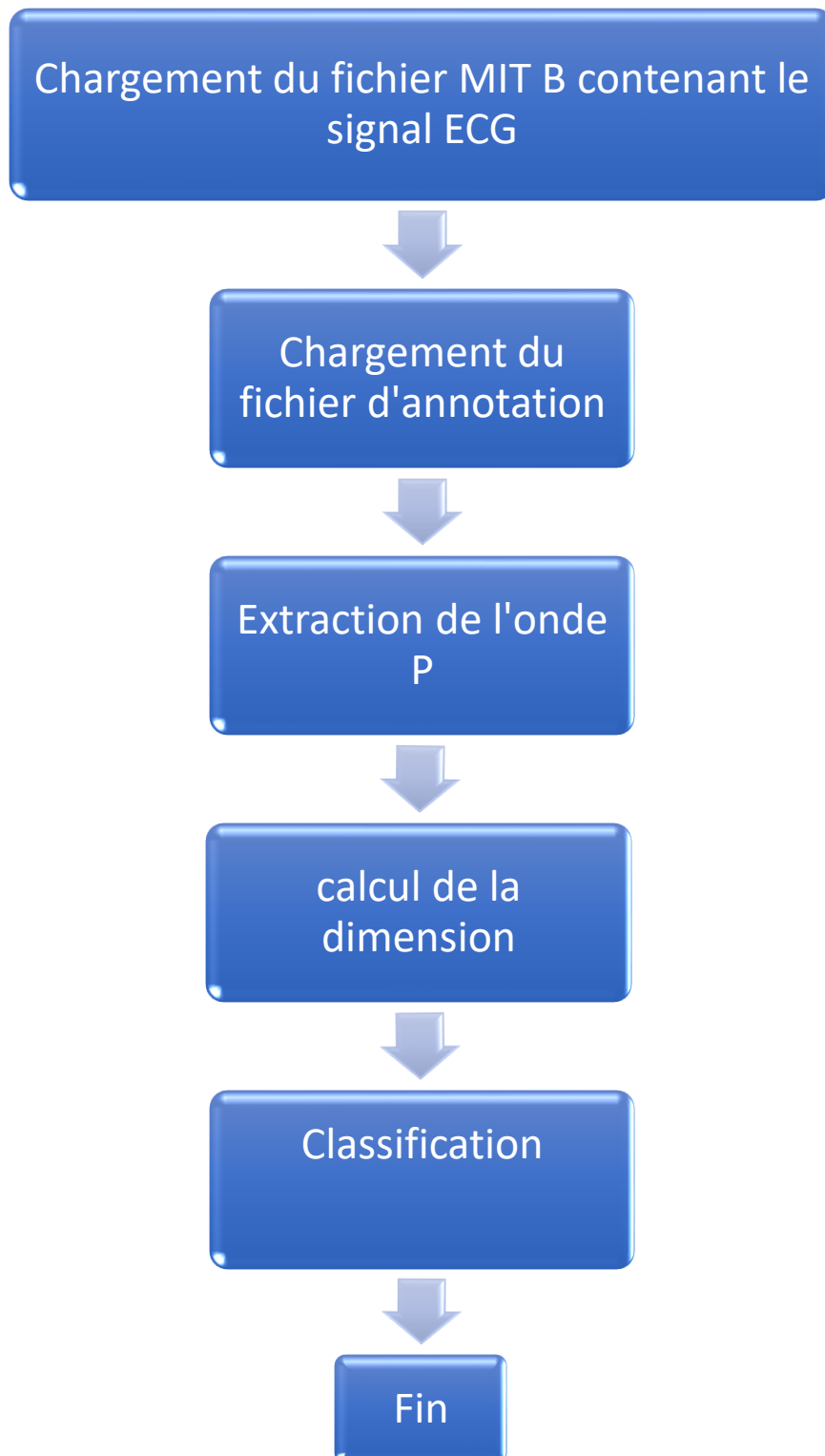


Figure III.8 : schéma de l’algorithme principale.

III.8 Résultats et discussion :

III.8.1 Résultats de détection :

Après le chargement de fichier MIT/BIH qui contenant le signal ECG nous avons avoir des détections de ses signaux et parmi ses détection les suivants :

- 2^{ème} affichage de l'enregistrement (04015) de la base de données MIT/BIH Atrial Fibrillation :

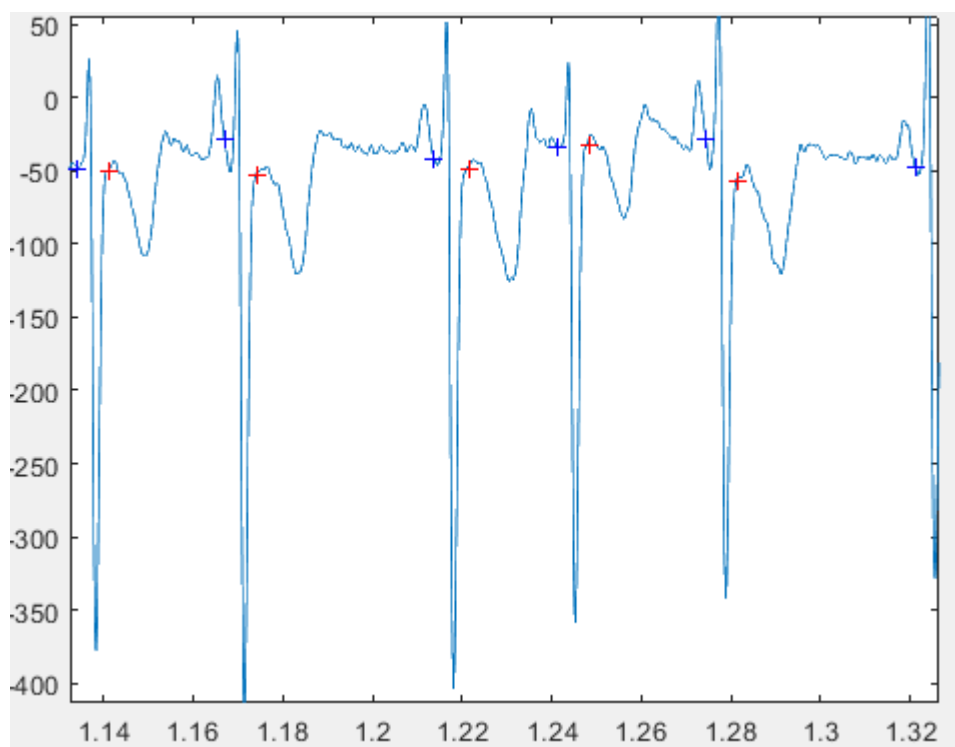


Figure III.9 : détection des ondes de programme Pan Tomkins sur matlab de l'enregistrement (04015).

3^{ème} affichage de l'enregistrement (119e12) de la base de données noise stress :

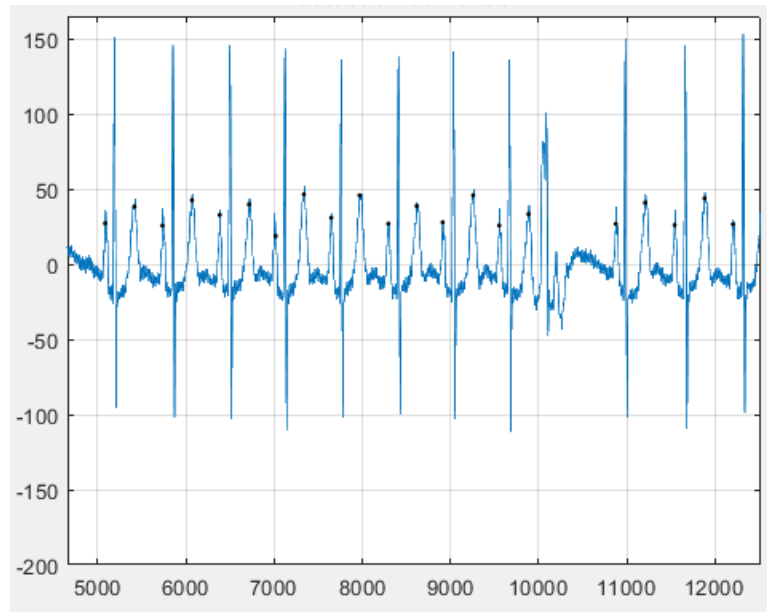


Figure III.10 : détection des ondes sur matlab de deuxième programme l'enregistrement (119e12).

- 4^{ème} affichage de l'enregistrement (119e00) de la base de données noise stress :

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

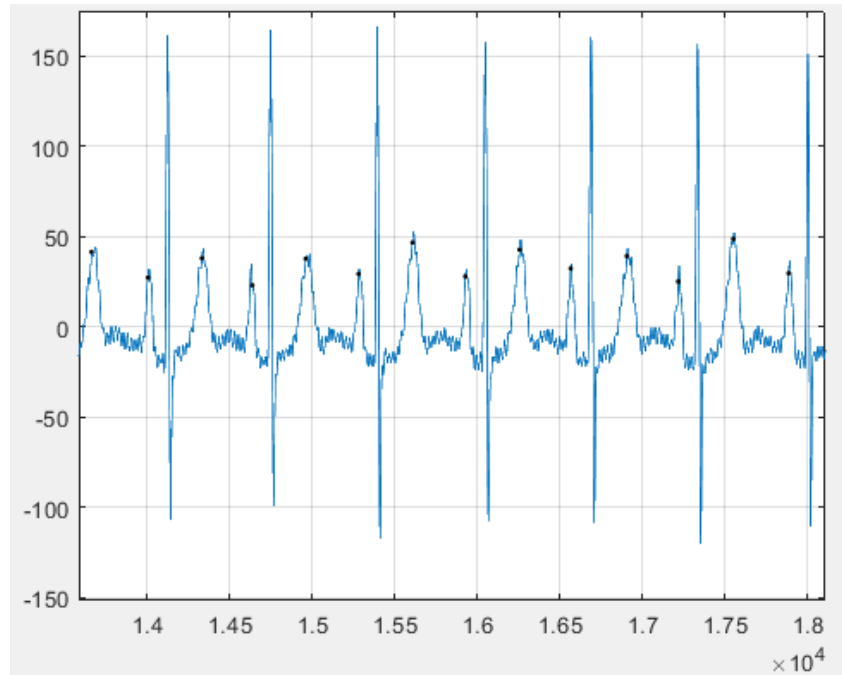


Figure III.11 : détection des ondes sur matlab de deuxième programme l'enregistrement (119e00).

Nous avons détecté ça avec un pourcentage d'après les résultats obtenus, et nous avons résumé les sur les tableaux suivants :

Signaux de la base AF	Pourcentage de détection (%)
04043	100
05261	92.73
04936	1
04126	92.03
05121	46.89
06995	1
04015	73.21
04908	92.06
07910	75
05091	52.63
04048	93.49

Tableaux III.1 : pourcentage de détection de la base AF.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

Signaux de la base Noise stress	Pourcentage de détection (%)
119e12	95
119e24	46.51
119 e00	76.66
118e00	98
118e06	78
118e12	59.95
118e24	55.93

Tableaux III.2 : pourcentage de détection de la base Noise stress.

III.8.2 Résultats des signaux contenant AFIB, N et burn-out :

- **Le cas contient la pathologie (AFIB) :**

Dans le tableau III.3 :

1^{ère} colonne représente la dimension de l'onde T.

2^{ème} colonne représente le type de battement.

3^{ème} colonne représente le nombre d'échantillon.

Dans le tableau III.4 :

1^{ère} colonne représente la dimension de l'onde T.

2^{ème} colonne représente le nombre d'échantillon.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

1	2
22	104
23	82
24	125
25	87
26	76
27	91
28	94
29	124
30	80
31	75
32	77
33	90
34	112
35	141
36	87
37	114

Tableau III.3 : matrice d'information de l'enregistrement (04126)

1	2
51	271
52	167
53	94
54	250
55	247
56	92
57	64
58	131
59	82
60	35
61	136
62	194
63	103
64	187
65	132
66	40

Tableau III.4 : matrice d'information de l'enregistrement (04015)

Les premières remarques dans le cas de la pathologie (AFIB) sont :

- L'augmentation de la dimension.
- La diminution du nombre d'échantillon.
- **Le cas de signal ayant aucune pathologie (N) :**

Dans le tableau III.5 :

1^{ère} colonne représente le nombre d'échantillon.

2^{ème} colonne représente le type de battement.

3^{ème} colonne représente la dimension de l'onde T.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

y		atr		dim_M	
52x1 double		11x2 double		52x1 double	
	1		2		1
1	412	1	78	1	1.3344
2	219	2	78	2	1.3801
3	436	3	78	3	1.3367
4	231	4	78	4	1.3181
5	421	5	78	5	1.3279
6	229	6	78	6	1.3405
7	427	7	78	7	1.3276
8	228	8	78	8	1.3391
9	321	9	78	9	1.4067
10	331	10	78	10	1.4253
11	330	11	78	11	1.3857

Tableau III.5 : matrice d'information de l'enregistrement (119e12).

- Dans ce cas nous avons vu que la dimension est diminuée et le nombre d'échantillon augmente.

- **Le cas de signal contient burn-out :**

Dans le tableau III.6 :

1^{ère} colonne représente le nombre d'échantillon.

2^{ème} colonne représente la dimension de l'onde P.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

	1	2
140	190	
141	87	
142	112	
143	89	
144	108	
145	123	
146	249	
147	196	
148	193	
149	193	
150	188	
151	187	
152	189	

	1	2
140	1.6126	
141	1.6976	
142	1.3302	
143	1.7055	
144	1.3534	
145	1.5827	
146	1.6408	
147	1.6135	
148	1.6481	
149	1.6714	
150	1.6366	
151	1.6123	
152	1.6205	

Tableau III.6 : matrice d'information de l'enregistrement (05261)

- Dans ce cas nous avons vu que la dimension est diminuée et le nombre d'échantillon est bon.

Nous avons calculé la moyenne de différente dimension dans les tableaux ci-dessous :

- Le Tableau des dimensions contient les valeurs moyennes des différentes dimensions de régularisation de chaque signal, nous avons divisé le signal en quatre parties, Nous avons réuni les signaux ne comportant que des battements du type N de la base de données « Noise stress » dans le tableau III.1.

Nous avons choisi ces trois signaux parmi 11 signaux d'étude grâce aux mêmes caractéristiques.

Signaux	Moyenne DR_T (N)
119e12	1.3898
119e00	1.3638
118e24	1.3718

Tableau III.7 : Valeurs moyennes des différentes dimensions de battement normal.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

- Nous avons utilisé 6 signaux qui on la bonne détection parmi 11 signaux de la base de données MIT/BIH atrial fibrillation.

Dans le tableau suivant nous avons calculé la moyenne de différente dimension de type AFIB et burn-out de la base de données atrial fibrillation dans tableaux III.2.

MD : mauvaise détection.

Signaux	DR_N		DR_AFIB		DR _burn-out	
	Dim_P	Dim_T	Dim_P	Dim_T	Dim_P	Dim_T
04043	X	X	MD	1.4507	X	X
04015	1.5265	1.5268	MD	1.8728	1.3977	1.3776
05261	1.7692	1.8164	MD	2.1119	1.5348	1.554
04048	1.7273	1.7212	MD	1.8873	1.6043	1.6142
06995	1.6817	1.6972	MD	1.9377	1.3084	1.3697
07910	1.6953	1.7061	MD	1.8056	1.3883	1.2831

Tableau III.8 : les valeur moyenne de différente dimension de battement (N, AFIB, burn-out)

- Après le calcul de dimension nous avons calculer les supérieur et les inferieurs pour faire la classification d'arythmie.

Dans les tableaux (III.8), (III.9) et (III.10) :

1^{ère} colonne représente le nombre d'échantillon.

2^{ème} colonne représente la dimension de l'onde T.

3^{ème} colonne représente les valeurs inferieur de dimension.

4^{ème} colonne représente les valeurs supérieures de dimension.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

y		dimt		inf2		sup2	
1	2	1	2	1	2	1	2
108		1.7535		3		1	
113		1.7255		14		2	
98		1.5977		21		3	
136		1.6874		27		4	
55		1.7123		31		5	
128		1.6250		37		6	
73		1.7062		39		7	
106		1.6068		40		8	
100		1.6508		41		9	
78		1.9713		42		10	
80		1.6569		45		11	
100		1.6182		47		12	
79		1.9504		52		13	
126		1.5321		54		14	
70		1.8788		56		15	
101		1.7635		61		16	
83		1.6492		62		17	
103		1.6633		63		18	
105		1.7253		64		19	
67		1.9373		66		20	
74		1.5804		69		21	

Tableau III.9 : matrice d'information de l'enregistrement (04126).

y		dimt		inf2		sup2	
1	2	1	2	1	2	1	2
258		1.6859		7		15	
263		1.6997		13		16	
267		1.7120		17		27	
262		1.7167		19		35	
266		1.6948		20		43	
261		1.6946		55		44	
268		1.6820		56		46	
263		1.6833		73		47	
269		1.7080		76		52	
260		1.7192		85		54	
266		1.7341		96		58	
273		1.7107		106		61	
261		1.6580		108		62	
265		1.7064		109		63	

Tableau III.10 : matrice d'information de l'enregistrement (07910)

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

y		dimt		inf2		sup2			
205x1 double		205x1 double		104x1 double		72x1 double			
	1	2		1	2		1		
1	127		1	2.1338		1	3		1
2	119		2	1.7900		2	4		7
3	37		3	1.5317		3	5		9
4	29		4	1.4183		4	6		10
5	26		5	1.5240		5	8		11
6	130		6	1.7424		6	12		13
7	264		7	1.9431		7	22		14
8	100		8	1.6313		8	24		18
9	109		9	2.1252		9	29		20
10	209		10	1.8962		10	30		21
11	208		11	2.0059		11	31		23
12	78		12	1.6758		12	37		25
13	9		13	2.1981		13	64		26
14	117		14	1.9244		14	65		27
15	85		15	1.7868		15	67		28
16	73		16	1.8232		16	77		34
17	116		17	1.8047		17	79		35
18	126		18	2.0659		18	80		36
19	100		19	1.8168		19	82		38
20	20		20	2.1198		20	84		39

Tableau III.11: matrice d'information de l'enregistrement (05261).

y2		T		dim_M		sup		inf	
50x1 double				50x1 double		2x1 double		1x1 double	
	1	2		1	2		1	2	1
1	424		1	1.3217		1	3		13
2	224		2	1.3700		2	47		46
3	1115		3	1.5097		3			49
4	234		4	1.3688		4			50
5	332		5	1.4030		5			
6	343		6	1.3988		6			
7	442		7	1.3170		7			
8	229		8	1.3657		8			
9	316		9	1.3814		9			
10	309		10	1.4140		10			
11	319		11	1.3762		11			
12	338		12	1.4420		12			
13	208		13	1.1584		13			
14	799		14	1.4771		14			
15	337		15	1.4207		15			
16	338		16	1.4226		16			

Tableau III.12 : matrice d'information de l'enregistrement (119e12).

- D'après le calcul des dimensions et leur supérieurs et inférieurs, nous pouvons faire une classification des arythmies.

Lorsqu'on a des dimensions supérieures nous avons avoir la fibrillation auriculaire, et lorsqu'on a des dimensions inférieures nous avons avoir le cas de burn-out.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

La comparaison des donnés avec les annotations :

atr (11x2 double)		dim_M (50x1 double)		sup (2x1 double)		inf (1x1 double)	
	2		1		1		1
1	78	1	1.3217	1	3	1	13
2	78	2	1.3700	2	47	2	46
3	78	3	1.5097	3		3	49
4	78	4	1.3688	4		4	50
5	78	5	1.4030	5		5	
6	78	6	1.3988	6		6	
7	78	7	1.3170	7		7	
8	78	8	1.3657	8		8	
9	78	9	1.3814	9		9	
10	78	10	1.4140	10		10	
11	78	11	1.3762	11		11	

Tableaux III.13 : comparaison des informations avec les annotations de l'enregistrement(119e12)

atr (55x2 double)		dimtp (205x1 double)		sup (90x1 double)		inf (1x1 double)	
	1	2	1		1		1
1	37	78	1.9968	1	1	1	3
2	526603	70	1.6310	2	2	2	4
3	534235	78	1.9107	3	8	3	5
4	556304	70	1.6245	4	10	4	6
5	580089	78	1.4805	5	11	5	7
6	1141939	70	1.8014	6	12	6	9
7	1171384	78	1.8866	7	14	7	13
8	1237711	70	1.7680	8	17	8	15
9	1238230	78	1.5437	9	18	9	16
10	1260913	70	1.6814	10	19	10	23
11	1269656	78	2.0366	11	20	11	28
12	1279294	70	1.6944	12	21	12	29
13	1306072	78	1.5524	13	22	13	30
14	1321073	70	1.7138	14	24	14	31
15	1861732	78	1.7653	15	25	15	32
16	1883236	70	1.8138	16	26	16	37
17	1884276	78	1.8085	17	27	17	38
18	1958340	70	1.7569	18	33	18	46
19	1969009	78	1.8489	19	34	19	78
20	1973372	70	1.9657	20	35	20	79
21	1983161	78	2.1111	21	36	21	80

Tableaux III.14 : comparaison des informations avec les annotations de l'enregistrement (05261).

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

D'après la comparaison nous avons vu que les cas pathologiques sont détectés avec nombreuse mauvaise détection, nous avons détaillé les résultats par le calcul de taux de classification.

III.8.3 Détection des mauvaises détections :

1^{er} cas : l'enregistrement (05261) aura deux parties une partie avec une bonne détection et une deuxième partie avec des mauvaise détection les figures ci _dessous :

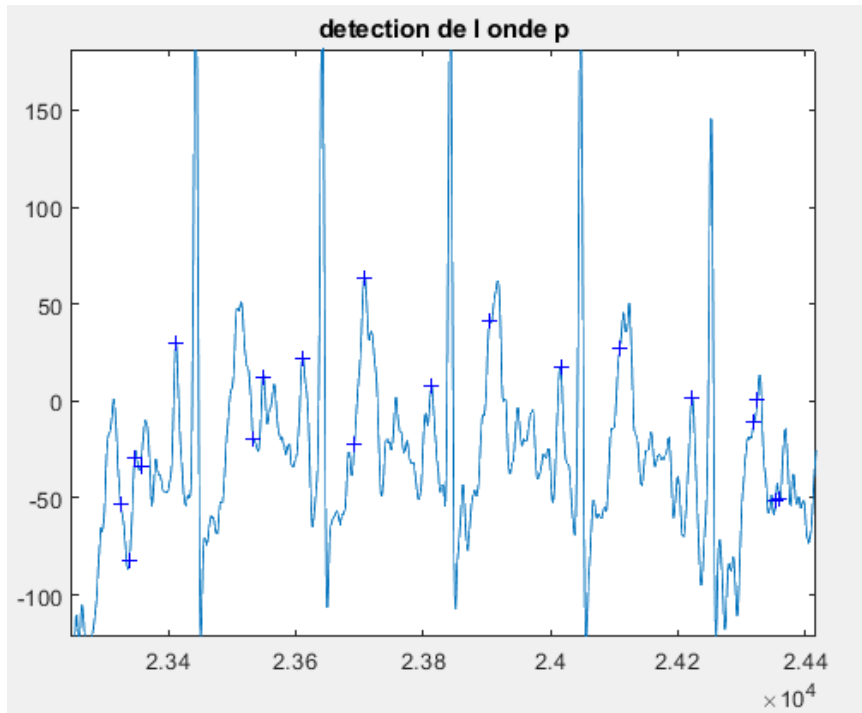


Figure III.12 : la mauvaise détection de l'enregistrement (05261).

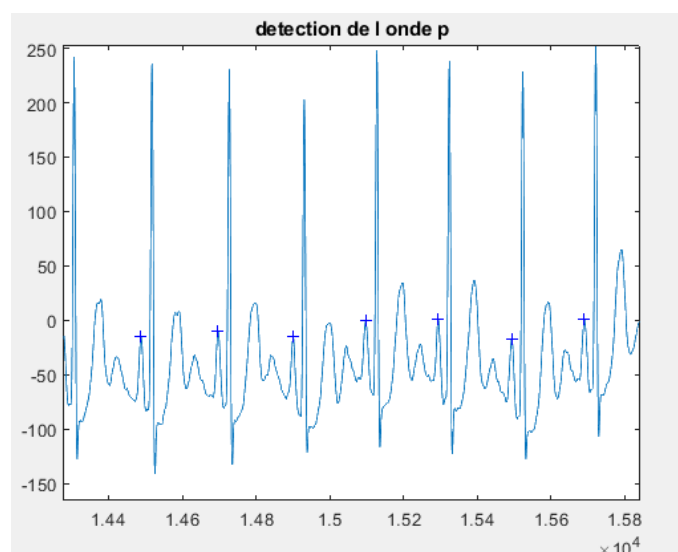


Figure III.13: la bonne détection de l'enregistrement (05261).

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

2^{ème} cas :

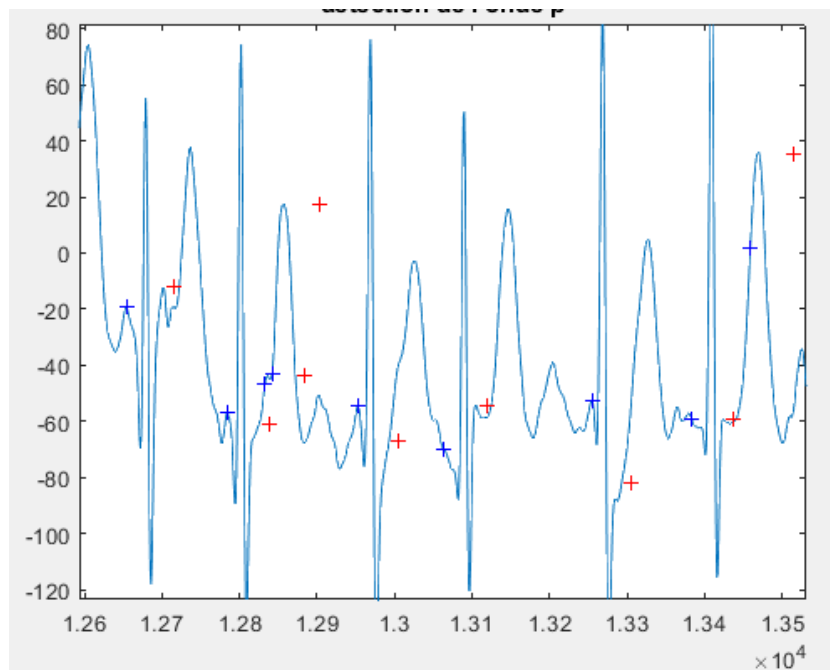


Figure III.14: la mauvaise détection de l'enregistrement (06995).

3^{ème} cas :

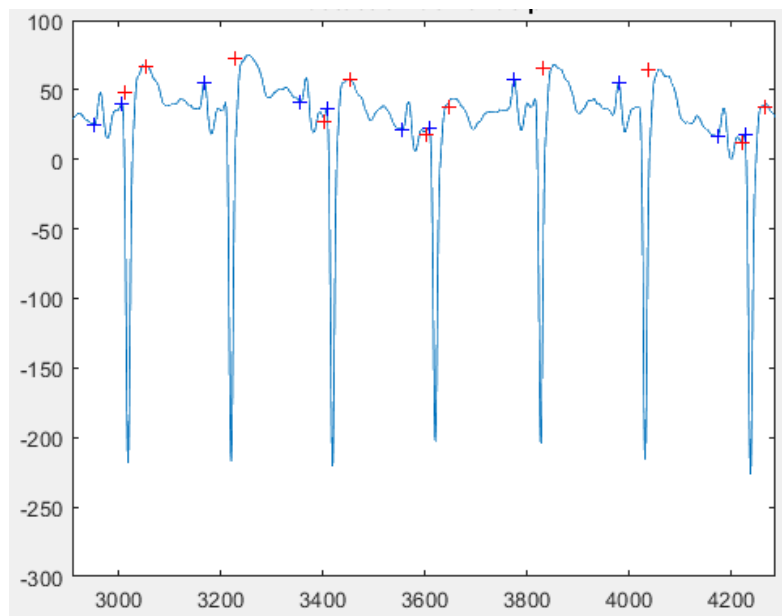


Figure III.15: la mauvaise détection de l'enregistrement (04936).

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

III.9 Le taux de classification :

Le tableau suivant (tableau III.14) représente le taux de classification des signaux de la base de données Atrial fibrillation.

Dans le cas AFIB le pourcentage contient la pathologie avec la mauvaise détection

	Signaux classe	N%	AFIB%	Burn-out%
1	04043	X	100	X
2	04015	100	94.73	58.55
3	05261	99.78	55.3	44.69
4	04048	99.64	34.14	65.85
5	07910	99.78	66.66	33.33
6	04936	MD	X	X
7	06995	MD	X	X
8	04908	99.21	50	50
9	05121	99.31	X	73.79
10	04126	99.50	55.22	44.47

Tableau III.15 : Le taux de classification pour chaque signal et chaque type de battements de la base AF.

Le tableau suivant (tableau III.14) représente le taux de classification des signaux de la base de données Noise stress. (NC :Non classé).

	Signaux classe	N%	AFIB%	Burn-out%
1	119e12	98.03	NC	8
2	119e00	98.03	NC	12
3	119 e 24	98.57	NC	12
4	118e00	98.82	NC	39.28
5	118e06	99.22	NC	43.75
6	118e12	99.46	NC	49.18
7	118e24	99.75	NC	51.05

Tableau III.16: Le taux de classification pour chaque signal et chaque type de battements de la base noise stress.

CHAPITRE III : SIMULATION, RESULTATS ET DISCUSSION

III.9.1 la précision de l'algorithme :

Le taux de classification qui nous avons obtenus il contient des mauvaises detection qui nous peut pas l'enlever.

$$sp = 100 \times \left(\frac{\text{nombre de battements normaux classifiés correctement}}{\text{nombre totale des battements normaux}} \right)$$

$$se = 100 \times \left(\frac{\text{nombre de battements pathologiques classifiés correctement}}{\text{nombre totale des battements pathologiques}} \right)$$

$$Tc = 100 \times \left(\frac{\text{nombre de battements classifiés correctement}}{\text{nombre totale des battements}} \right)$$

<i>sp</i>	<i>se</i>		<i>Tc</i>
	Se_AFIB	Se_burn-out	
93.96	81.97	35.85	98.92

Tableau III.17 : précision de l'algorithme.

III.10 Conclusion :

La fibrillation auriculaire se traduit par l'augmentation des irrégularités dans le signal ECG, car elle entraîne une augmentation de la dimension fractale. Les résultats suggèrent également que la dimension fractale est un outil pratique pour l'identification d'une caractéristique de le burn out et la fibrillation auriculaire dans l'enregistrements ECG et peut être même un outil de détection des différentes caractéristiques.

L'algorithme basé sur le calcul des dimensions fractales des différents onde P et T des signaux ECG, arrive à classifier les battements normaux et les battements pathologies avec un taux de classification de 98.66% de 10 signaux de la base de données MIT/BIH atrial fibrillation et 7 signaux de la base Noise stress.



Conclusion Générale

Conclusion Générale

Conclusion Générale

Des chercheurs affirment que le burn-out ressentis par les personnes qui souffrent d'un burn out sont des manifestations cliniques susceptibles de conduire à l'apparition d'une fibrillation auriculaire, un trouble du rythme cardiaque qui accélère le cœur et le fait battre de manière irrégulière, et qui n'est pas sans complications. Il convient alors d'associer la recherche en traitement du signal au médical pour comprendre les causes de ces troubles et y apporter des solutions. L'utilisation du signal ECG dans la maladie cardiovasculaire est indispensable. Elle se manifeste dans la détermination des différentes ondes qui compose le signal ECG.

Ce mémoire dévoile comment le signal ECG définit le burn-out et la fibrillation auriculaire : Dans premier lieu, notre travail s'est concentré la détection des onde P et T par deux programmes de détection. En second lieu, nous avons calculé les dimensions fractales des onde P et onde T pour séparer les battement normaux, battement pathologique (AFIB) et le burn-out.

Les résultats ont montré que la fibrillation auriculaire se traduisent par l'augmentation des irrégularités dans le signal ECG, ce qui entraine une augmentation de la dimension fractale. Cette dernière s'est avérée très pratique pour de la pathologie AFIB et le burn-out à travers le signal ECG.

Notre algorithme basé sur le calcul des dimensions fractales des différentes onde P et T des signaux issus des deux bases de données MIT/BIH est précis avec un temps de réponse assez rapide, il arrive à classifier les battement normaux et battement pathologiques (AFIB) et burn-out avec une précision de 98.92% sur les 17 signaux de deux bases de MIT.

En perspective, il serait intéressant d'approfondir les recherches sur la classification pour d'autre types de battement pathologiques et affiner les programmes de détection des composant de signal ECG (en particulier dans le cas pathologique) afin d'améliorer le taux de classification et élargir le champ de recherche.

Référence bibliographie

[1] : MAZOURA Rachid : « Étude, Acquisition et Affichage de la pulsation cardiaque », mémoire d'ingénieur, Université Dr Moulay Tahar Saïda, Année 2020.

[2] : <https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/cardiologie/generalites-coeur/> consulté le 24 mars 2022.

[3] : Mr Dib Nabil : « Analyse temporelle des différentes ondes du signal ECG en vue d'une reconnaissance de signatures de pathologies cardiaques », mémoire d'ingénieur, Université Abou bekr belkaid Tlemcen Algérie, Année 2009.

[4] « Cycle cardiaque », https://fr.wikipedia.org/wiki/Cycle_cardiaque, consulté le 25 mars 2022.

[5] : Fréquence cardiaque », <https://defibrillateur.ooreka.fr/astuce/voir/453221/frequencecardiaque>, consulté le 25 mars 2022.

[6] : K. Si Yahia et M. kaddour, « conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire », mémoire Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2015/2016.

[7] : M. BELMEKHFI, « Mise au point d'un système de mesure de paramètres physiologiques à base d'un Smartphone Androïde », thèse de Magister, Université Mouloud Mammri Tizi Ouzou.

[8] : Canouï P. et Mauranges A., 2004

[9] : Claude Veil, (Les états d'épuisement, Le Concours médical, Paris, 1959.

[10]: Burnout: The High Cost of High Achievement, p. 198.

[11] : Freudenberger, L'épuisement professionnel, la brûlure interne, 1974, p 3.

[12]: Burned out, Human Behavior 1976, p 16-22

[13]: The burnout Companion to study and Practice: A Critical Analysis,1998

[14] : Burnout : Des solutions pour se préserver et pour agir, Les Arènes, nouvelle édition 2016

[15] : Publication de l'INRS « Le syndrome d'épuisement professionnel ou burnout » mai 2015, site www.inrs.fr. Consulté 15 mars 2022

[16] : <https://www.defibril.fr/burn-out-trouble-rythme-cardiaque-fibrillation-auriculaire>, consulté le 29 juin 2022.

[17] : Fibrillation auriculaire – HUG – DMCPUR – Service de médecine de premier recours – 2013.

[18] : https://www.semanticscholar.org/paper/Q-Onset-And-P-Onset-Detection-For-ECG-PR_Interval-Htun-Khaing/7cbdba704c3c286b19bf57962042679f513a67d6

[19] : https://fr.wikipedia.org/wiki/Analyse_fractale, consulté le 05 juin 2022

[20] : https://fr.wikipedia.org/wiki/Dimension_fractale le 05 juin 2022

[21] : Dr.I. Sedjelmaci : « L'analyse de la dynamique du système cardiovasculaire à travers le signal ECG par des approches non linéaires », thèse électronique biomédical, Université Abou Bekr Belkaid – Tlemcen, Année 2015.

ANNEXE

Annotation	Description
N (78)	Battement normal (normal beat)
A	Contraction auriculaire prématurée (atrial premature contraction)
V	Contraction ventriculaire prématurée (premature ventricular contraction)
A	Contraction auriculaire prématurée aberrée (aberrated atrial premature contraction)
R	Bloc de branche droite (Right bundle Branch block)
L	Bloc de branche gauche (Left Bundle Branch block)
P	Battement ectopique (Paced beat)
F	Fusion des battements V et N (fusion of ventricular and normal beat)
F	Fusion des battements P et N (fusion of paced and normal beat)
J	Battement nodal (ou jonctionnel) prématuré (Nodal (junctional) premature beat)
A	Battement nodal (ou jonctionnel) échappée (Nodal (junctional) Espace beat)
E	Battement ventriculaire échappé (Atrial Espace beat)
E	Battement auriculaire échappée (Atrial espace beat)
S	Battement supraventriculaire prématuré (Supraventriculaire premature beat)
Q	Battement non classé (unclassified beat)
AFIB (70)	Fibrillation auriculaire (atrial fibrillation)
AFL	Flutter auriculaire (atrial flutter)