

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES



Faculté de Technologie
Département Ingénierie des Systèmes Electriques

Mémoire de Master
Présenté par
FODIL Houria
AMIRA Meriem Maroua
Filière : Génie Biomédical
Spécialité : Instrumentation Biomédicale

***Identification des troubles de rythme en quantifiant les changements du
segment ST pendant l'infarctus aigu du myocarde***

Soutenu le 13 / 07 / 2022 devant le jury composé de:

HAROUN RADIA	MAA	UMBB	Présidente
AMMAR MOUHAMMED	MCA	UMBB	Examineur
SEDJELMACI IBTICEME	MCB	UMBB	Encadreuse

Année Universitaire : 2021/2022

Résumé

L'objectif de ce travail est l'identification des troubles du rythme qui touchent les battements du cœur à travers le signal ECG précisément la partie du segment ST pendant un infarctus aigu du myocarde.

Les étapes suivies commenceront par la détection du segment ST d'un signal ECG puis le calcul de la dimension fractale (dimensions de régularisation) pour pouvoir faire une comparaison entre les résultats des pathologies et du rythme normal, ensuite faire la classification des cas obtenus par la méthode de SVM et enfin faire une prévention du battement supraventriculaire prématurée et la Contraction ventriculaire prématurée.

Abstract

The objective of this work is the identification of rhythm disorders that affect the beating of the heart through the ECG signal precisely the part of the ST segment during an acute myocardial infarction. The steps followed will begin with the detection of the ST segment of an ECG signal then the calculation of the fractal dimension (dimensions of regularization) to be able to make a comparison between the results of the pathologies and the normal rhythm, then make the classification of the cases obtained by the SVM method and finally do a prevention of premature supraventricular beat and premature ventricular contraction.

الهدف من هذا العمل هو تحديد اضطرابات النظم التي تؤثر على ضربات القلب من خلال إشارة (ECG) مخطط كهربية القلب.
عضلة القلب الحاد أثناء احتشاء ST على وجه التحديد الجزء من المقطع

لنتمكن من إجراء مقارنة بين (أبعاد التنظيم) ثم حساب البعد الكسري ECG لإشارة ST ستبدأ الخطوات المتبعة باكتشاف المقطع وأخيراً منع SVM نتائج الأمراض والإيقاع الطبيعي ، ثم إجراء التصنيف من الحالات التي تم الحصول عليها بواسطة طريقة البطينية المبكرة وتقلص البطين المبكر الضربات فوق

Remerciement

Merci à dieu notre créateur de nous avoir donné la force et la
volonté pour accomplir ce travail.

Ensuite, bien sûr, Nous remercions notre encadreur Madame «
Sedjelmaci Ibticeme», pour son encadrement, ses recommandations précieuses et sa
disponibilité, ainsi que tous ceux qui ont participé de près ou de loin à
la réalisation de ce mémoire.

Mr. Messaoudi Noureddine, Maître de Conférences et chef de département
d'électronique à l'université de Mehmed Bougara Boumerdes, qui nous a
fait l'honneur de diriger cette thèse. Pour son soutien et sa
disponibilité

Nous remercions l'ensemble de jury qui a bien voulu examiner et
évaluer ce mémoire

Nos remerciement; adresse également à tous nos professeur pour leurs
générosités et la grande patience dont ils ont su faire preuve malgré leurs
charges académiques et professionnelles.

Dédicace

Avec l'expression de ma reconnaissance, je dédie ce modeste travail a ceux qui quelque soient les termes embrassés, je n'arriverais jamais à leur exprimer mon amour sincère.

A l'homme, mon précieux offre du dieu, qui doit ma vie, ma réussite et tout mon respect :

Mon cher père Djamel Eddine

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, ma vie et mon bonheur. Puisse Dieu, le très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie,
Ma mère Ouarda

A ma sœur KAOUTHAR qui m'a toujours soutenu et
Encouragé durant ces années d'études.

A mon marie Reda et petite fillette Iline que dieu les protèges
A mon beau-père Miloud et ma belle-mère Fatma
A mes beaux-frères : Hichem et son petite famille, et Sidali

Ma belle-sœur Narimene et sa famille

A mes chères copine Ikrame, Zahra, Safia, Yousra, Louiza et Manel pour leurs aides et support dans les

Moments heureux et male

Mes Amies et camarades qui on passer ces années ensemble Sara, Meriem, Nesrine, Maroua.

Et bien sur mon binôme Houria

A tous mes antes et oncles, mes cousins et cousines un par un et une par une

Merci pour leurs amours, leurs

Encouragements et leurs compréhensions tout au long de ce projet.

Meriem

Dédicace

A celui qui ne viendra pas comme lui et personne ne prendra sa place, à celui qui m'a appris à insister sur mes décisions que je veux et à me faire confiance, à celui qui a cru en moi et a planté en moi la graine de défi, de force et d'obstination, que Dieu a couronné de prestige et de dignité et m'a fatigué dans mon parcours académique sans plaintes ni excuses.. Ma force Et ma sécurité et la rectitude de mon dos, à mon ami et mon premier amour, mon père.

Fodil Mustapha

Au premier sein qui m'a embrassé, à celle dont le rire fait partie de ma santé, à la belle femme du tout, à celle qui a une longue patience et un cœur grand et bon, à ma chère mère..

Chabani Aicha

À ma seconde moitié, au compagnon du chemin et au soutien ferme, l'épaule ferme qui ne se fatigue pas, à l'amour, la lumière de ma vie ma meilleur amie

Fodil Hadjer

Aux médecins de mon cœur qui forcent toujours mon esprit et me tient la main quand je suis faible, à qui je partageais les détails de ma vie avec son aigre-doux, et les cachettes de mes secrets

Mes sœurs Nacera, Hayet, Fatiha, Meriem et mes chère nièce et neufs

Je vous aime beaucoup

À mes frères, mon soutien dans cette vie... Omar, Youcef, Kamel, Fares, Rabah..

Que Dieu vous protège...

A ma copine de ce travail ma belle et unique binôme Meriem

À mes chères amies chaque une avec son nom

Et tous ceux que j'ai unis avec l'amour de Dieu sont également dédiés

À la distance de kilomètres que j'avais l'habitude de parcourir quotidiennement, à moi. Temps tardifs, aux matins sombres et cinq heures du matin..

Houria

Table des matières

Liste des figures.....	
Liste des tableaux.....	
Liste des abréviations	
INTRODUCTION GENERALE	1
Chapitre I : Généralités sur le signal ECG	
I.1 Introduction	5
I.2 Partie 1	6
I.2.1 Le myocarde	6
I.2.1.1 Définition	6
I.2.1.2 Anatomie	7
I.2.1.3 L'activité mécanique du cœur	8
I.2.1.4 L'activité électrique du cœur	9
I.2.2 Les troubles du rythme	9
I.2.2.1 Définition	9
I.2.2.2 L'infarctus aigu du myocarde	9
I.2.3.. Le signal ECG	11
I.2.3.1 Définition présentation des points PQRST	11
I.2.3.2 L'analyse de l'ECG	13
I.3 Partie 2	
I.3.1 segment ST au rythme normal	14
I.3.2 segment ST anomalie	15
I.3.2.1 Pendant l'infarctus	17
I.3.2.1.1 le sus-décalage de segment ST	17
I.3.2.1.2 Le sous-décalage de segment ST	18

I.3.2.2 Après l'infarctus	19
I.4 Conclusion	20
Chapitre II : Méthodes de détection et de classification des changements du segment ST	
II.1 Introduction	22
II.2 Détection de segment ST	22
II.3 L'analyse fractale	24
II.4.1 L'analyse fractale d'un signal ECG	26
II.4.2.1 La dimension fractale	26
II.4.2.2 Calcul de la dimension fractale	29
II.5 La dimension de régularisation	30
II.5 SVM (Support Vector Machine ou Machine à vecteurs de support)	32
II.5.1 Définition	32
II.5.2 Domaine d'utilisation des SVM	34
II.6 Conclusion	35
Chapitre III : Simulation, résultat et discussion	
III.1 Introduction	37
III.2 Objectifs	37
III.3 C'est quoi MATLAB (matrix laboratory)	38
III.4 les bases des données	38
III.4.1 PhysioNet	38
III.4.2 La base des données MIT-BIH	39
III.4.3 La base des données Européen ST-T	39
III.5 Téléchargement des signaux (.mat)	39
III.6 Téléchargement des annotations (.ATR)	41
III.7 Méthode de calcul pour la dimension de régularisation	43
III.8 Résultats et discussion	45
III.8.1 Tableau de détection	45
III.8.2 Les signaux après détection	47

III.8.2.1 Battements normaux	47
III.8.2.2 Battements perturbés sans anomalie	48
III.8.2.3 Battements supraventriculaires prématurés	49
III.8.2.4 Contraction ventriculaire prématurée	51
III.9 Prévention	52
III.10 Conclusion :	53
Conclusion générale	54
Bibliograohie.....	56

Liste des figures :

Figure I.1 : le myocarde	7
Figure I.2 : photo illustrative de l'anatomie du cœur : les veines, les troncs, les oreillettes et les ventricules.....	8
Figure I.3 : l'activité mécanique du cœur	9
Figure I.4: Diagramme d'un infarctus du myocarde (2) de la paroi antérieure (<i>infarctus apical</i>) après occlusion (1) d'une branche de l'artère coronaire gauche (LCA).....	10
Figure I.5 : L'électrocardiogramme normal chez l'homme.....	12
Figure I.6 : Triangle d'Einthoven	13
Figure I.7 : segment ST.....	15
Figure I.8 : l'ECG d'ischémie.....	15
Figure I.9 : l'ECG de nécrose.....	16
Figure I.10 : Formation d'un infarctus du myocarde.....	17
Figure I.11 : le sus-décalage de segment ST.....	18
Figure I.12 : le sous-décalage de segment ST.....	19
Figure I.13 : la repolarisation après l'infarctus.....	20
Figure II.1 : Filtre de Butterworth.....	23
Figure II.2 : Filtres : a. passe bas et b. passe haut.....	23
Figure II.3 : exemple de la construction fractale de la courbe de Van Koch.....	24
Figure II.4 : Mesure de la dimension fractale de la côte de Grande-Bretagne.....	27
Figure II.5 : Les trois dimensions entières.....	28
Figure II.6 : calcul de la dimension fractale de la courbe de Koch.....	29
Figure II.7 : exemple des SVMs.....	33
Figure II.8 : projection des données dans une espace de plus grande dimension.....	34
Figure III.1 : Le site web PhysioNet _téléchargement des signaux.....	40

Figure III.2 : Le signal à télécharger (.mat).....	40
Figure III.3 : Le site web PhysioNet _téléchargement des annotations.....	41
Figure III.4 : L'affichage des annotations.....	41
Figure III.5 : Résultats de calcul du signal 300.....	47
Figure III.6 : Le tracé du signal 300 après exécution sous MATLAB.....	48
Figure III.7 : Résultats de calcul du signal 116.....	48
Figure III.8 : Le tracé du signal 116 après exécution sous MATLAB.....	49
Figure III.9 : Le tracé du signal 326 après exécution sous MATLAB.....	50
Figure III.10 : Résultats de calcul du signal 324.....	50
Figure III.11 : Le tracé du signal 324 après exécution sous MATLAB.....	51
Figure III.12 : Classification par SVM du signal 324 après exécution sous MATLAB.....	51
Figure III.12 : Le tracé du signal 103 après exécution sous MATLAB	52

Liste des tableaux:

Tableau I.1 : les différentes ondes de l'ECG.....	12
Tableau I.2 : valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque..	13
Tableau III.1 : La description des annotations et leurs codes sur MATLAB.....	42
Tableau III.2 : Pourcentages des détections avec fréquence de 300 Hz.....	46
Tableau III.3 : Pourcentages des détections avec fréquence de 500 Hz	46
Tableau III.4 : Pourcentages des détections du signal 326.....	49
Tableau III.5 : Détection, dimension et nombre d'échantillons du signal 103.....	51

Liste des abréviations :

ECG : Électrocardiogramme

atr : matrice des annotations

bth : matrice des annotations sans le battement ratée (+)

dim: la dimension calculer pour les segment ST

d: nombre d'échantillon entre S et T

sup : les valeur de la dimension élevée par rapport ou norme

inf : les valeur de la dimension diminué par rapport ou norme

x: les valeurs élevées des nombres des d

y: les valeurs diminué des nombres des d

ESV: Extra systole ventriculaire

CSV: contraction supraventriculaire prématuré

Introduction générale

Introduction :

L'infarctus du myocarde est une des maladies cardiaques qui causes des dommages dans le cœur et parfois la mort, elle est déclenché par l'obstruction d'une artère qui alimente le cœur en sang, et donc en oxygène (artère coronaire). Privées d'oxygène, les cellules musculaires du cœur meurent rapidement sur une zone plus ou moins étendue. Cela entraîne des problèmes de contraction du muscle cardiaque (le myocarde), se manifestant par des troubles du rythme, une insuffisance cardiaque, voire l'arrêt du cœur.

L'utilisation du signal ECG dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires est indispensable. Elle se manifeste dans la détermination des différents ondes (P, Q, R, S, T) qui compose le signal ECG et la mesure des différents intervalles comme le RR, le QT, le ST ou encore le complexe QRS. En fait la détection de différentes ondes et segments dépend de la nature des pathologies cardiaques à diagnostiquer. Dans ce travail on s'intéresse à l'intervalle ST et sa détection. L'approche proposée pour l'étude de cet intervalle est basée sur la détection et le calcul de la dimension (fractale et de régularisation) puis la classification des battements par rapport au changement du segment ST qui est la fin du complexe QRS et le début de l'onde T.

L'approche proposée va être implémentée et testée sur un ensemble d'enregistrements de signaux ECG des bases de données universelles EUROPEAN ST-T et MIT-BIH par la détection du segment ST, le calcul des dimensions (fractale et de régularisation) et la classification des résultats par la méthode de SVM.

L'objectif de ce travail est d'identifier les troubles du rythme de l'infarctus du myocarde par la détection du segment ST puis le calcul de la dimension fractale et le nombre d'échantillons pour chaque segment, ensuite la classification des résultats des cas normaux, pathologiques ou des perturbations par la méthode de SVM. Celui-là peut aider à classifier les cas pathologiques de plus au moins graves, et même à faire une prévention de l'infarctus par la remarque des dimensions avant, pendant et après les battements pathologiques.



Dans le premier chapitre nous allons donner des généralités sur l'ECG et le segment ST ainsi que l'infarctus aigu du myocarde, ensuite nous allons parler théoriquement des méthodes de détection du segment ST et classification des troubles du rythme cardiaque dans le deuxième chapitre, terminant par la discussion des résultats pratiques dans le troisième et dernier chapitre.



Chapitre I Généralités sur le signal ECG

Chapitre I :

Généralités sur le signal ECG

I.1 Introduction:

L'électrocardiogramme est un des examens les plus fréquents en cardiologie. Son principe a été inventé en 1895 par le physiologiste hollandais Willem Einthoven. L'ECG a pour objectif de mesurer le rythme cardiaque en enregistrant l'activité électrique du cœur. Il est indiqué chez les personnes qui se plaignent d'une douleur thoracique, un des premiers symptômes observés dans la plupart des affections cardiaques, Cet examen est réalisé en milieu hospitalier à l'aide d'un électrocardiographe.

L'électrocardiogramme est particulièrement utile dans la détection des infarctus du myocarde (crises cardiaques). Il permet également de mettre en évidence une tachycardie (rythme cardiaque anormalement élevé), une bradycardie (rythme cardiaque anormalement faible) ou une inflammation du péricarde (péricardite).

Le segment ST est une partie des battements sur le signal ECG, il est normalement isoélectrique et horizontal, il s'étend de la fin de l'onde S au début de l'onde T. Il doit être isoélectrique ou légèrement ascendant au niveau de la ligne de base. Dans certaines pathologies cardiaques le segment ST peut être non isoélectrique. Les causes principales de cette variation sont l'infarctus du myocarde et l'ischémie. D'où l'importance de la détection et l'analyse du segment ST qui dans ce cas conduire à une bonne évaluation de l'état cardiaque du patient.

I.2 Partie 1:

I.2.1 Le myocarde:

I.2.1.1 Définition:

Muscle du cœur permettant la contraction automatique de celui-ci.

La paroi du cœur se compose d'un tissu musculaire appelé myocarde. Ce tissu est semblable à celui des muscles striés, volontaires. Dans le muscle cardiaque, cependant, les cellules musculaires allongées sont étroitement reliées entre elles afin d'assurer la coordination et le synchronisme des contractions. Le terme médical de myocardite désigne une inflammation du muscle cardiaque. Un tissu très lisse, l'endocarde, tapisse les cavités internes du cœur. Cette tunique contribue à réduire la friction du sang lors de son passage dans les quatre cavités du cœur. Une endocardite est une inflammation de la tunique interne du cœur. Cette affection peut être à l'origine de l'apparition de saillies rugueuses sur l'endocarde pouvant conduire à une thrombose. [4]

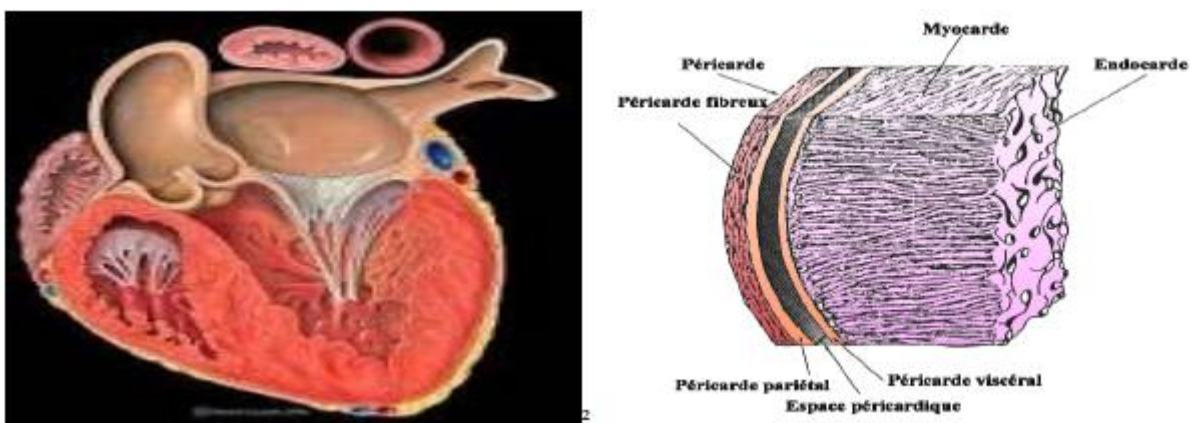


Figure I.1 : le myocarde

I.2.1.2 Anatomie :

Position. Le myocarde constitue une des structures de la paroi du cœur. Il se situe entre deux couches : le péricarde qui l'enveloppe de l'extérieur, et l'endocarde qui le tapisse de l'intérieur

Structure. Le myocarde est un muscle de couche épaisse composé de fibres musculaires striées. Ces fibres sont courtes et reliées entre elles par des jonctions complexes, les disques intercalaires. Des interactions obliques se font également entre les fibres voisines. Ces jonctions et interactions donnent la structure tridimensionnelle complexe du myocarde. Cette dernière diffère de la structure parallèle des fibres des muscles squelettiques, présentes majoritairement dans les muscles du corps.

Fonctionnement. Les fibres musculaires du myocarde fonctionnent de façon autonome. Contrairement aux muscles squelettiques, le myocarde est contrôlé par le système nerveux autonome, ce qui engendre des contractions involontaires, spontanées et rythmiques

Vascularisation. Le myocarde est vascularisé par les artères coronaires. [1]

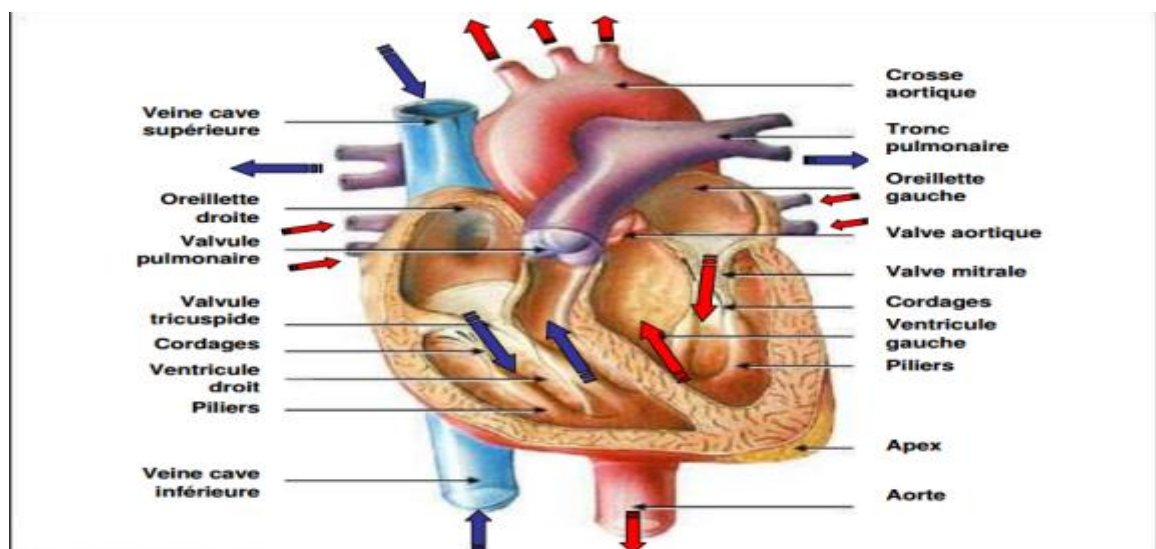


Figure I.2 : photo illustrative de l'anatomie du cœur : les veines, les troncs, les oreillettes et les ventricules

I.2.1.3 L'activité mécanique du cœur :

Dans un premier temps, les oreillettes sont remplies de sang, la pression y est supérieure à la pression ventriculaire et ceci force les valves atrioventriculaires à s'ouvrir : le sang passe passivement des oreillettes vers les ventricules. Puis, les oreillettes se contractent et forcent le passage du sang (passage actif) vers les ventricules. Après l'intervalle de temps, les ventricules commencent à se contracter, leur pression augmente et dépasse la pression auriculaire, les valves atrioventriculaires se referment. Cependant, la pression n'est pas encore suffisante pour ouvrir les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire, le volume des cavités ventriculaires ne change pas, on parle de contraction isovolumique. Finalement, la pression ventriculaire dépasse celle de la circulation sanguine et les valves s'ouvrent, le sang est éjecté dans les vaisseaux à mesure que le volume des ventricules se réduit. Cette phase de contraction est ce qu'on appelle la systole ventriculaire.

Les ventricules commencent à se relâcher, la pression chute et les valves se referment. Durant un temps, toutes les valves sont donc fermées et la relaxation est isovolumique. Finalement, la pression chute en dessous de celle des oreillettes qui se sont remplies à nouveau de sang, les valves atrioventriculaires s'ouvrent et le cycle reprend. L'ensemble de la phase de relaxation s'appelle diastole ventriculaire. [2]

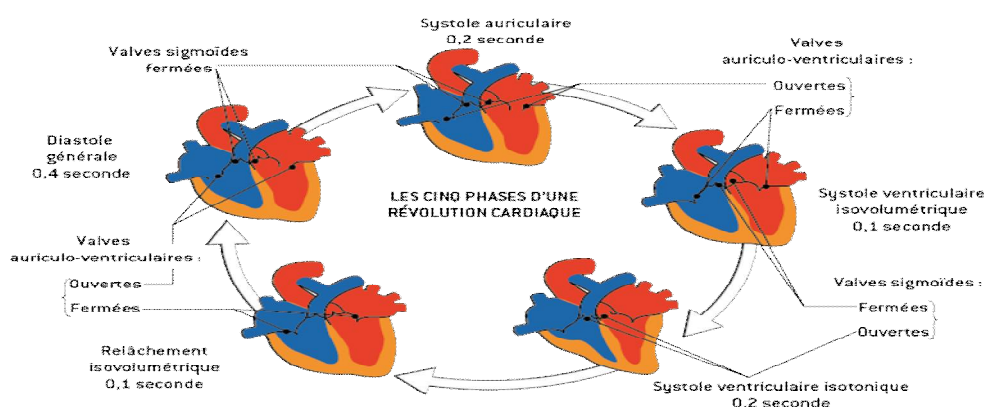


Figure I.3 : l'activité mécanique du cœur

I.2.1.4 L'activité électrique du cœur :

L'activité électrique naît au niveau du nœud sinusal (nœud de Keith et Flack) situé à la partie supérieure de l'oreillette droite dont les cellules ont la propriété de se dépolariser spontanément. Cette dépolarisation survient environ 60 à 100 fois par minute. La dépolarisation du nœud sinusal ne provoque aucune onde identifiable sur l'ECG. [3]

I.2.2 Les troubles du rythme :

I.2.2.1 Définition :

Les troubles du rythme du cœur, ou « arythmies cardiaques », se caractérisent par l'existence de battements irréguliers, trop lents ou trop rapides, sans que ces modifications du rythme soient liées à une cause dite « physiologique » (par exemple, un effort physique). [6]

I.2.2.2 L'infarctus aigu du myocarde :

L'infarctus du myocarde (IDM étant une abréviation courante) est une nécrose (mort de cellules) d'une partie du muscle cardiaque secondaire due à un défaut d'apport sanguin (ischémie) dans le cadre de la maladie coronarienne. En langage courant, on l'appelle le plus souvent une « crise cardiaque » ou simplement infarctus. Il se produit quand une ou plusieurs artères coronaires se bouchent, les cellules du myocarde (le muscle constituant le cœur) irriguées par cette (ou ces) artère(s) ne sont alors plus oxygénées, ce qui provoque leur souffrance (douleur ressentie) et peut aboutir à leur mort (cicatrice de l'infarctus qui persistera habituellement). La zone « infarctée » ne se contractera plus correctement. [6,7]

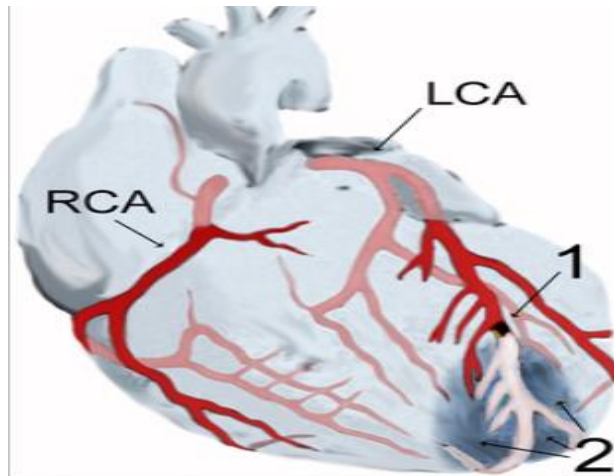


Figure I.4: Diagramme d'un infarctus du myocarde (2) de la paroi antérieure (*infarctus apical*) après occlusion (1) d'une branche de l'artère coronaire gauche (LCA).

I.2.3 Le signal ECG :

I.2.3.1 Définition présentation des points PQRST:

L'électrocardiogramme (**ECG**) est un examen qui permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur. Comme son nom l'indique, l'électrocardiogramme d'effort est obtenu lorsque la personne fait un effort physique, par exemple sur une bicyclette stationnaire.

L'onde P

C'est l'onde de dépolarisation des oreillettes. Elle représente l'impulsion électrique qui naît dans le nœud sinusal (ou auriculaire) et qui traverse les oreillettes entraînant leur contraction. La contraction des oreillettes permet le passage du sang des oreillettes aux ventricules à travers les valves tricuspide et mitrale. L'onde électrique poursuit son chemin jusqu'au nœud auriculo-ventriculaire.

L'espace PR ou espace PQ

L'intervalle PQ correspond au temps de conduction auriculo-ventriculaire (des oreillettes aux ventricules). Cette petite pause permet au sang de traverser les valves vers les ventricules.

Le complexe QRS

Cela correspond à la dépolarisation des ventricules et donc à la contraction des ventricules. L'impulsion électrique parcourt les deux ventricules à travers le faisceau de His et ses branches et entraîne la contraction des ventricules.

Le segment ST

Le segment ST correspond au début de la repolarisation des ventricules.

L'onde T

C'est l'onde de repolarisation des ventricules. Les myocytes ventriculaires « se relâchent » et se rechargent afin de pouvoir se dépolariser de nouveau. [3]

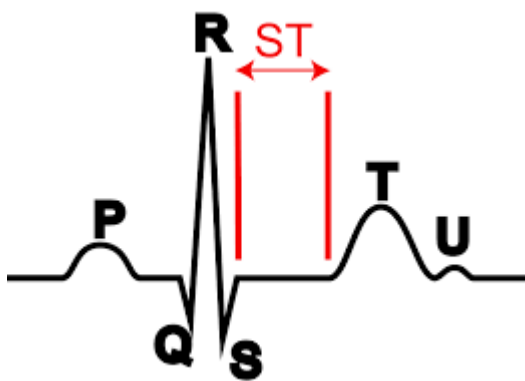


Figure I.5 : L'électrocardiogramme normal chez l'homme

ECG	D'un point de vue électrique	D'un point de vue physiologique
Onde P	Onde de dépolarisation des oreillettes	Contraction des oreillettes et éjection du sang dans les ventricules
Espace PQ	Temps de conduction des oreillettes aux ventricules	Passage du sang des oreillettes aux ventricules
Complexe QRS	Onde de dépolarisation des ventricules	Contraction des ventricules et éjection du sang dans les artères pulmonaires et l'aorte
Onde T	Repolarisation des ventricules	Phase de repos des ventricules

Tableau I.1 : les différentes ondes de l'ECG

	Onde P	Complexe QRS	Onde T	Intervalle PQ	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde R
Durée (s)	< 0.11	0.08	0.2	0.12 – 0.2	0.2	0.36	0.07 – 0.
Amplitude (mV)	<0.25	Qa<0 Ra>0 Sa<0	>0	Isoélectrique 0	Isoélectrique 0	-	01/01/60

Tableau I.2 : valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque

1.2.3.2 L'analyse de l'ECG :

Afin d'enregistrer l'activité électrique du cœur de manière globale un certain nombre d'électrodes sont nécessaires. On distingue ainsi les électrodes *unipolaires* et les *bipolaires*.

• **Les électrodes bipolaires** enregistrent les variations de potentiel entre deux électrodes placées à la surface du corps. Elles étudient l'activité électrique du cœur selon un plan frontal et sont au nombre de 3 :

- DI : entre le bras droit et le bras gauche
- DII: entre le bras droit et la jambe gauche

- DIII: entre le bras gauche et la jambe gauche

La ligne théorique reliant 2 électrodes est appelée ligne de dérivation. Ainsi les trois lignes de dérivation constituent les côtés d'un triangle équilatéral dont le centre est occupé par le cœur constituant le triangle d'Einthoven. [9]

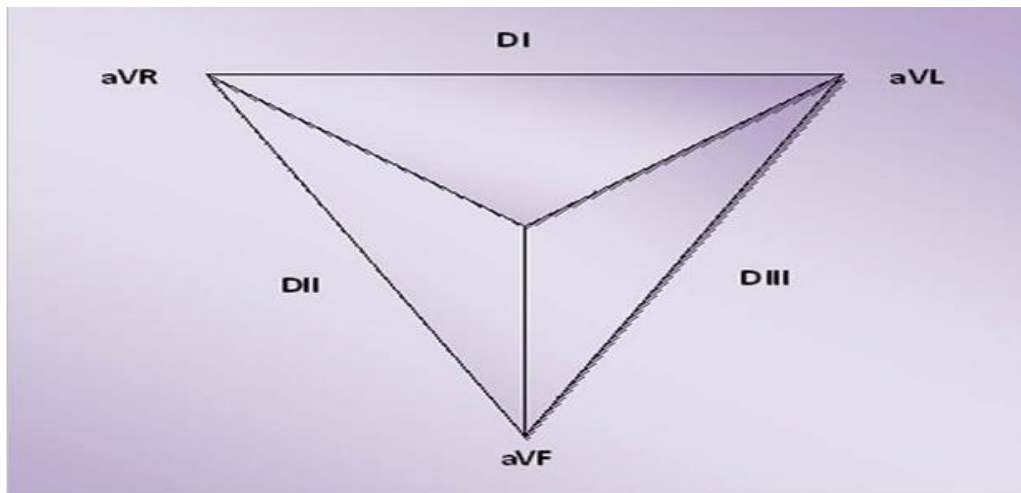


Figure I.6 : Triangle d'Einthoven

- **Les électrodes unipolaires** enregistrent les variations de potentiel entre une électrode positive placée à la surface du cœur et reliée à une borne centrale de potentiel. On distingue les dérivations des membres et les précordiales.
- les dérivations périphériques enregistrent l'activité selon un plan frontal. Pour obtenir un tracé d'amplitude similaire aux autres dérivations, il faut les amplifier d'où leur dénomination. Elles sont au nombre de 3:
 - ✓ AVR (augmented Voltage Right arm) entre le bras droit et la borne centrale.
 - ✓ AVL (augmented Voltage Left arm) entre le bras gauche et la borne centrale.
 - ✓ AVF (augmented Voltage Foot) entre la jambe gauche et la borne centrale. [9]

I.3 Partie 2 :

I.3.1 segment ST au rythme normal :

Le segment ST est la portion de l'ECG qui se situe entre la fin de l'onde S du complexe QRS et le début de l'onde T.

Il est normalement isoélectrique (même niveau que la ligne de base de l'ECG).

On définit aussi le point J : c'est un point défini par l'intersection entre la fin du complexe QRS et le début du segment ST.

On peut voir un léger décalage au niveau de ce point qui s'appelle La repolarisation précoce ou aspect vagotonique, chez les sujets jeunes ce cas-là n'est pas un cas pathologique. [12]

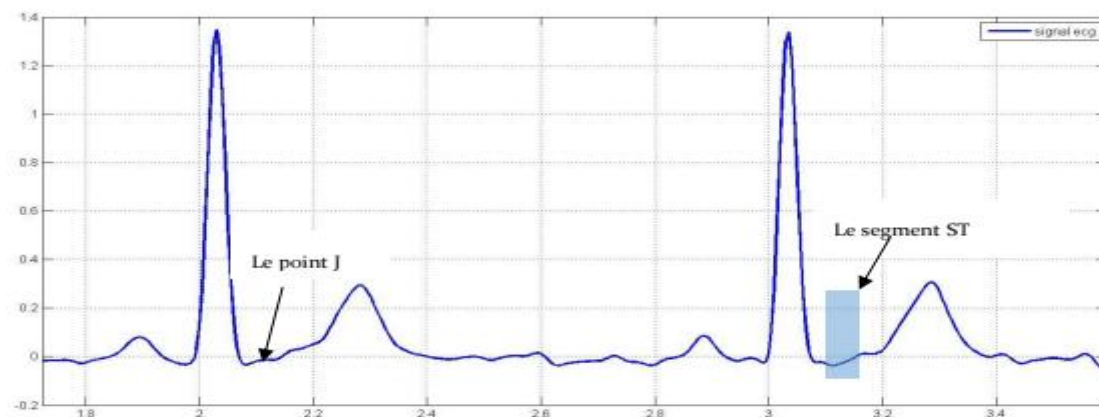


Figure I.7 : segment ST

I.3.2 segment ST anomalie :

Le segment ST anomalie est un segment non isoélectrique causé par l'infarctus de myocarde. L'infarctus du myocarde, appelé aussi « crise cardiaque », est la destruction d'une partie plus ou moins importante du myocarde. Il fait suite à l'obstruction d'une artère coronaire.

D'un point de vue classique, on a différencié trois phases faisant suite à l'occlusion d'une artère coronaire :

Chapitre I Généralités sur le signal ECG

- **L'ischémie** : Réduction de l'apport en oxygène jusqu'au myocarde (inférieur à 20 minutes).
- Les dommages sont réversibles. D'un point de vue électrocardiographique, elle se montre principalement sous la forme d'altérations de l'onde T.

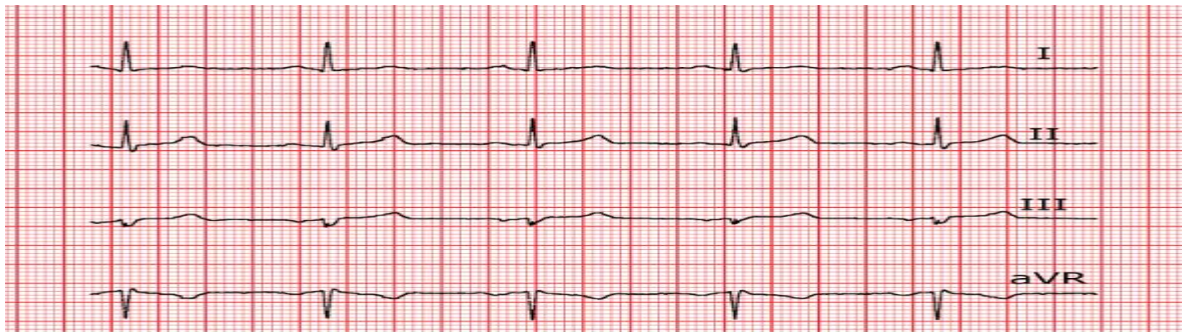


Figure I.8 : l'ECG d'ischémie

- **Lésion** : Persistance dans le temps du déficit en oxygène (supérieur à 20 minutes). Les dommages sont encore réversibles en grande partie. La principale altération sur l'électrocardiogramme consiste en des altérations du segment ST.
- **Nécrose** : Persistance durant plus de 2 heures du déficit en oxygène. Elle est irréversible. Sur l'ECG, elle se caractérise par l'apparition d'ondes Q pathologiques. [10]

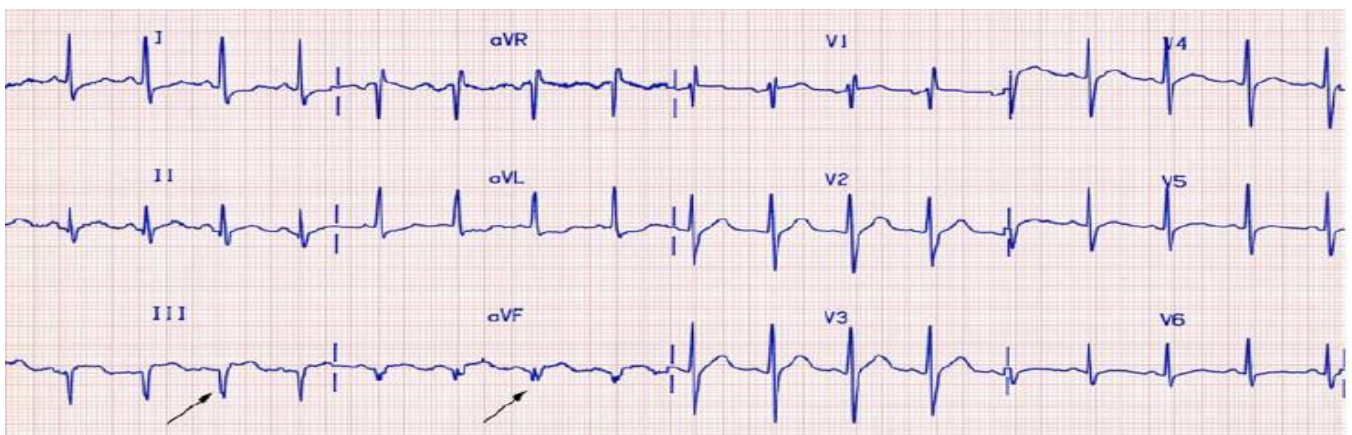


Figure I.9 : l'ECG de nécrose

L'infarctus du myocarde affecte principalement le ventricule gauche, mais des lésions peuvent s'étendre au ventricule droit ou aux oreillettes.

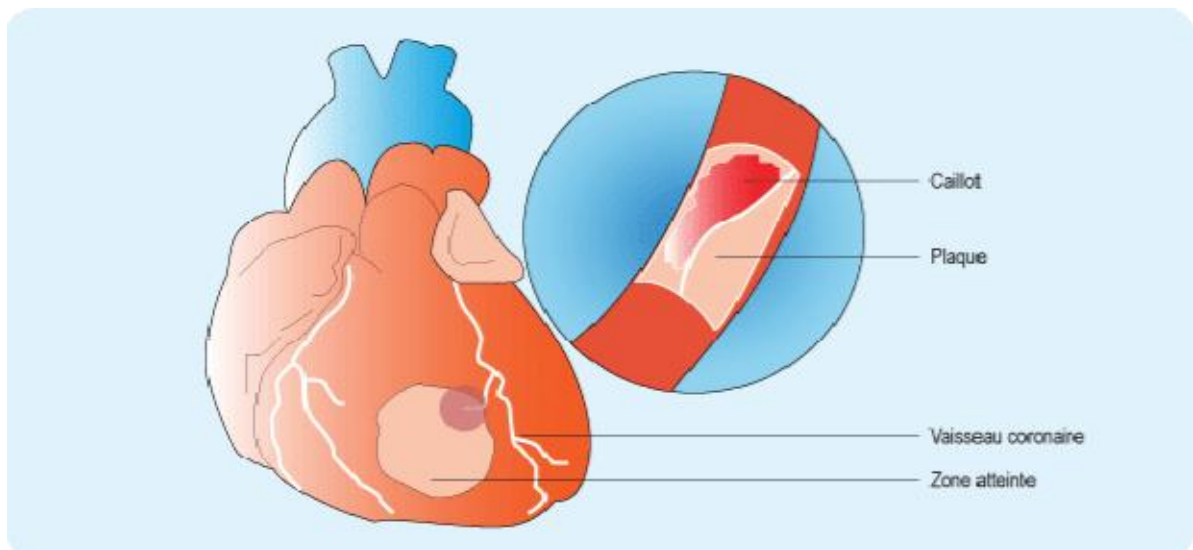


Figure I.10 : Formation d'un infarctus du myocarde

I.3.2.1 Pendant l'infarctus :

I.3.2.1.1 le sus-décalage de segment ST :

Déviation du segment ST au-dessus de la ligne de base. L'amplitude de la déviation se mesure à la fin du QRS (au point J) par comparaison avec le segment PQ.

La très grande majorité des sujets sans cardiopathie présentent un sus-décalage de ST (ST+) physiologique sur l'ECG qui varie selon l'âge, le sexe et les dériviations

Les auteurs du consensus 2018 sur la définition universelle de l'infarctus ont défini un seuil anormal de ST+ de la façon suivante :

- nouveau sus-décalage de ST au niveau du point J dans au moins deux dériviations contiguës ou adjacentes

- en V2-V3 $\geq 0,2$ mV chez l'homme ($\geq 0,25$ mV avant 40 ans) et $\geq 0,15$ mV chez la femme
- ou dans les autres dérivations $\geq 0,1$ mV » (avec $0,1$ mV = 1 mm). [5]

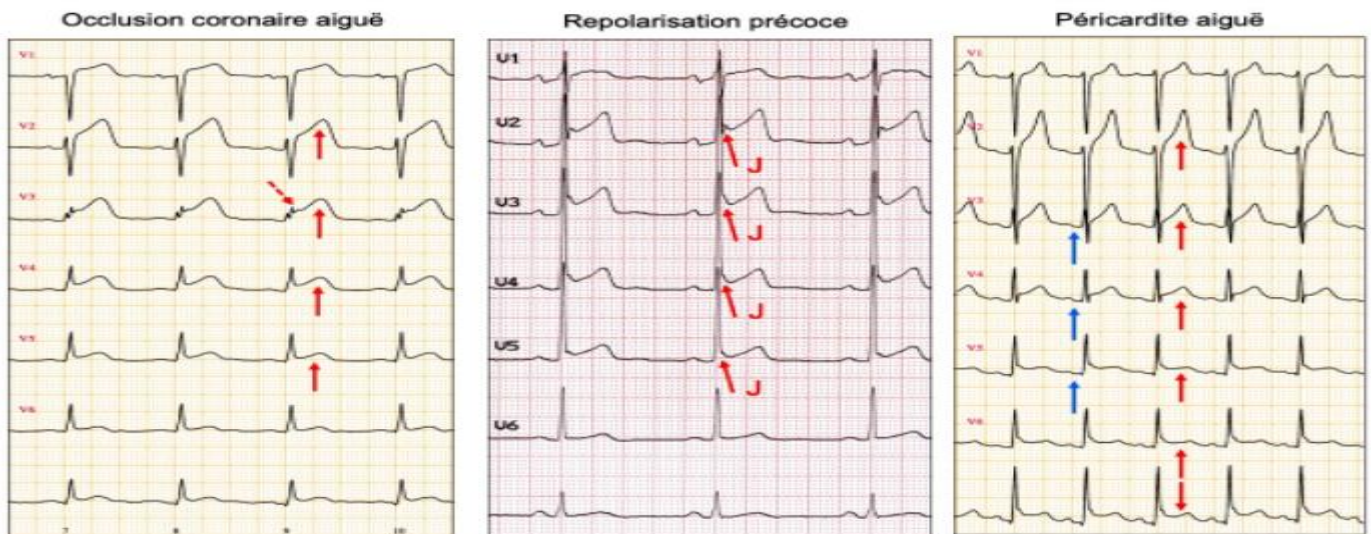


Figure I.11 : le sus-décalage de segment ST

I.3.2.1.2 Le sous-décalage de segment ST :

L'analyse du segment ST apporte des renseignements complémentaires utiles au diagnostic étiologique de certains sous-décalages de ST. Par exemple :

- un aspect horizontal ou descendant, mais rectiligne (« raide ») est en faveur d'une lésion sous-endocardique d'origine ischémique. Plus le segment ST est sous décalé, plus une origine coronaire est probable. Néanmoins, un sous-décalage minime $< 0,5$ mm en V2-V3 ou < 1 mm dans deux dérivations concordantes est très suspect d'une origine coronaire en contexte ischémique. De plus, un sous-décalage > 1 mm dans au moins huit dérivations associées à un sus-décalage de ST en V1 et/ou VR doit faire suspecter l'occlusion du tronc commun, de l'IVA proximale ou une atteinte tritronculaire (nombreux faux positifs, comme septicémie, insuffisance respiratoire, anémie sévère, tachycardie, hypertension artérielle sévère, choc, etc.) (Cf. SCA avec sus-décalage de ST en VR).
- un aspect descendant à convexité supérieure se rencontre au cours d'une hypertrophie VG ou une hypertrophie VD, un bloc de branche ou une pré-excitation (le ST- est alors visible dans les

dérivations où l'onde R ou bien l'onde delta domine). Un épanchement péricardique est envisageable en cas de signes diffus, tachycardie et micro-voltage. [5]

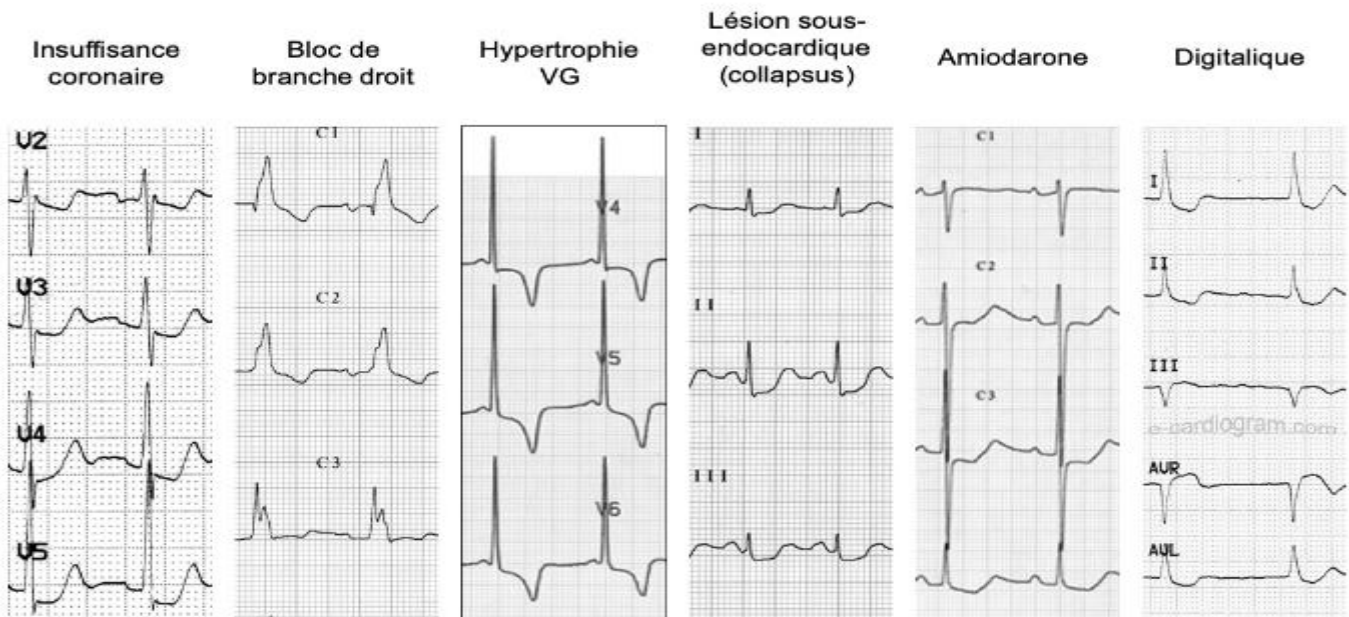


Figure I.12 : le sous-décalage de segment ST

I.3.2.2 Après l'infarctus :

Des modifications en général définitive de l'ECG après un infarctus (mortification tissulaire et cellulaire se produisant au niveau de tissu myocardite). Il s'agit d'anomalies caractéristiques du complexe QRS et/ou de la repolarisation ventriculaire.

- des ondes R rabotées dans deux dérivations contiguës avec par exemple une non croissance voire une décroissance de R de V1 à V4 ou une onde R < 5 mm en V6.
- des complexes QRS fragmentés (aspect en M ou en W)
- des ondes R amples en V1-V2 (miroir d'une onde Q en V7-V9)
- la réapparition d'une onde q septale au cours d'un bloc de branche gauche
- La repolarisation ventriculaire d'un territoire infarcté est généralement anormale. Il peut s'agir d'une lésion sous-épicaire qui persiste à distance d'un infarctus, d'une lésion sous-endocardique et/ou d'ondes T inversées.

Ces anomalies sont parfois les seuls témoins d'une nécrose ancienne. Elles favorisent le risque d'arythmie ventriculaire par ré-entrée (dispersion de la repolarisation du sein du ventricule) et automatisme anormal (post-dépolarisation). De plus, l'allongement possible de l'intervalle QT expose au risque de torsades de pointe.

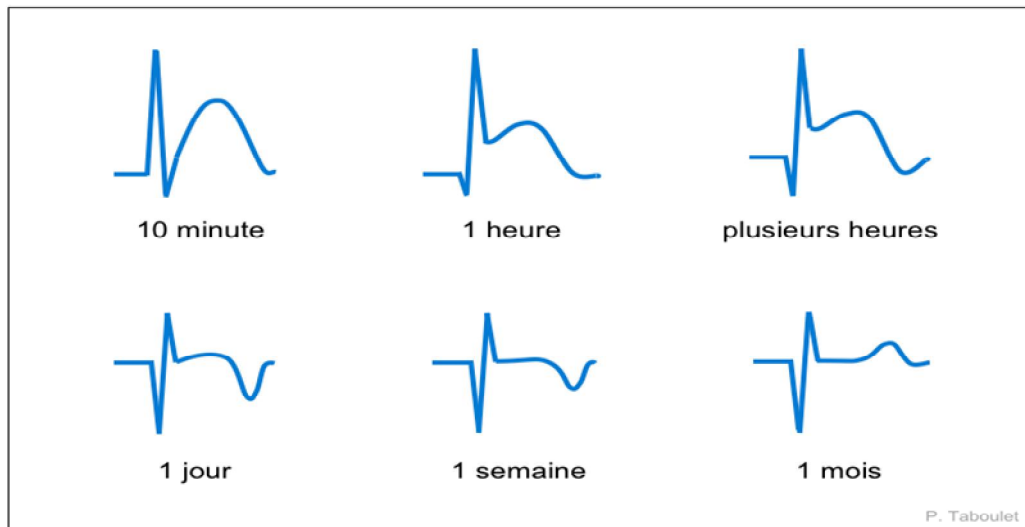


Figure I.13 : la repolarisation après l'infarctus

I.4 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons parlé des généralités sur l'ECG et le myocarde et leurs fonctionnements tels que l'anatomie et l'activité mécanique et électrique du cœur ainsi que les troubles de rythme et les différentes ondes de l'ECG.

Dans un infarctus du myocarde nous remarquons l'apparence du point J au niveau du segment ST en deux changements sous-décalage et le sus-décalage donnant 3 degrés d'anomalies, après ces anomalies le cœur prend du temps pour pouvoir récupérer son rythme normal.

Chapitre II Méthodes de détection et de classification des changements du segment ST

Chapitre II : **Méthodes de détection et de classification des changements** **du segment ST**

II.1 Introduction:

Comme déjà vue, tout changement de l'activité cardiaque (normale ou anomalies) se représente par un changement sur une partie (onde ou intervalle) bien précise du signal ECG (l'infarctus reflétée sur le segment ST).

Pour détecter les anomalies dans le signal on a plusieurs méthodes de traitement ou d'analyse : méthode classique (traitement de signale temporelles ou fréquentielle), de plus on a la méthode d'analyse fractale qui est une méthode non linéaire et la méthode de classification SVM.

Par suite, nous avons étudié des signaux ECG issus des bases des données MIT-BIH et Européen ST-T téléchargé de PhysioNet, par la méthode d'analyse fractale et la méthode de classification SVM sur le segment ST.

II.2 Détection de segment ST:

Pour la détection de segment ST nous avons utilisé le programme de détection "simple RST" développé par « Hooman Sedghamiz » qui est composé de plusieurs filtres :

- Un filtre de Butterworth est un type de filtre linéaire, conçu pour posséder un gain aussi constant que possible dans sa bande passante.

Les filtres de Butterworth furent décrits pour la première fois par l'ingénieur britannique Stephen Butterworth.

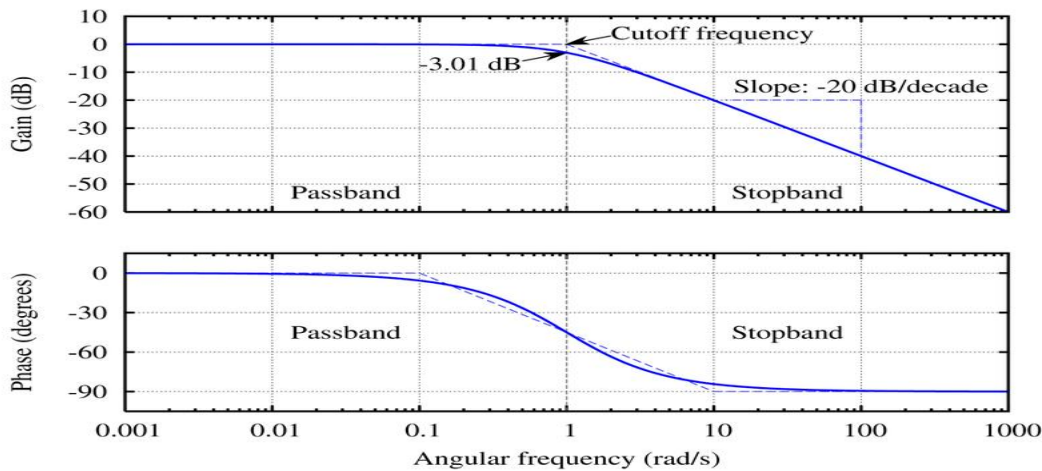


Figure II.1 : Filtre de Butterworth

- Un filtre passe-haut ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, nommée fréquence de coupure. Il atténue les autres (basses fréquences). C'est à dire, il «laisse passer ce qui est haut». C'est un atténuateur de graves pour un signal audio. On pourrait aussi l'appeler coupe-bas.
- Un filtre passe-bas ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. C'est un atténuateur d'aigües pour un signal audio. On pourrait l'appeler coupe-haut. [3]



Figure II.2 : Filtre : a. passe bas

b. passe haut

Comme chaque programme ce programme est réglé sur une ou deux bases de donnée précisés,

nous avons rencontré quelque problèmes de détections (des S et des T en plus et parfois des segments ST), et pour affiné notre travail nous avons créé un petit programme pour éliminer les mauvaise détections.

II.3 L'analyse fractale:

Le mot "fractale" vient de l'adjectif latin 'fractus' qui signifie irrégulier ou brisé. La géométrie fractale s'est développée majoritairement avec l'expansion des ordinateurs. Elle sert à décrire les objets dont les formes laissent apparaître des motifs similaires à des échelles d'observation de plus en plus petites.

Ainsi, les fractales sont des figures invariantes par changement d'échelle (nous parlons aussi de "structures autosimilaires") et sont la représentation graphique de suites récurrentes.

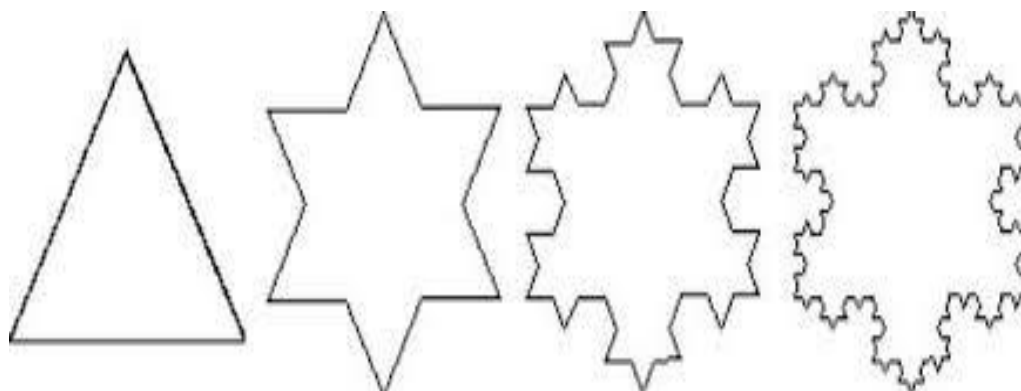


Figure II.3 : exemple de la construction fractale de la courbe de Van Koch

Les fractales permettent de décrire les phénomènes naturels qui présentent une certaine irrégularité, d'où l'appellation de "géométrie de la nature et du chaos".

Les fractales sont apparues au 19e siècle (mais pas sous le nom de fractales, terme introduit dans les années 1970), mais jusque vers les années 1970, elles étaient difficilement étudiées et peu comprises; c'est le mathématicien Benoît Mandelbrot qui a été le premier à les expliquer.

Selon Mandelbrot, un objet fractale (figure géométrique ou un objet naturel) combine des

caractéristique presse :

- Auto-similarité : Si nous regardons une partie de la fractale à plus grande échelle (de plus près), elle ressemblera à l'objet entier. C'est-à-dire que la partie est similaire au tout, bien que ce ne soit pas toujours tout à fait vrai. Par exemple, imaginons un losange composé de nombreux petits losanges. Bien que la taille de ces losanges varie un peu, ce serait une fractale.
- La dimension fractale : La dimension d'une figure simple dans le plan est de 2. Une fois un repère défini, chaque point de la figure peut être déterminé par deux nombres. La dimension d'un corps simple dans l'espace est de 3.
- Ils ne se distinguent à aucun moment : Cela signifie, en termes mathématiques, que la dérivée de la fonction représentée ne peut pas être calculée. En termes visuels, cela signifie que le graphique n'est pas continu, mais à des pics, il n'est donc pas possible de faire la dérivation.

Une figure telle qu'une fractale n'est pas simple. Sa dimension n'est plus aussi facile à définir et n'est plus forcément entière. La dimension fractale, plus complexe, s'exprime à l'aide de la dimension de Hausdorff.

Les fractales existent partout. De nombreux objets naturels sont considérés comme des fractales naturelles en raison de leur comportement ou de leur structure, mais ce sont des types finis de fractales, ce qui les distingue des fractales de type mathématique créées par des interactions récursives. Des exemples de ceux-ci sont les nuages et les arbres. [15]

II.4.1 L'analyse fractale d'un signal ECG:

Les signaux physiologique sont des signaux qui représente l'activité électrique de certain structures biologique et contient des informations très important, ces signaux sont irréguliers et parfois représente des fractale, parmi ces signaux l'ECG. Et pour l'étudier et bien comprendre ces information on est besoin des méthodes non linéaires qui facilite la lecture de signale. L'analyse fractale est une méthode idéale pour utiliser dans le domaine biomédicale. [9,16]

II.4.2.1 La dimension fractale:

En géométrie fractale, la dimension fractale, D , est une grandeur qui a vocation à traduire la façon qu'a un ensemble fractale de remplir l'espace, à toutes les échelles. Dans le cas des fractales, elle est non entière et supérieure 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 (ou "box-counting"), et la dimension de corrélation.

Dans le cas d'ensembles fractals simples (auto-similarité stricte, notamment) on conjecture¹ que ces définitions donnent des résultats identiques.

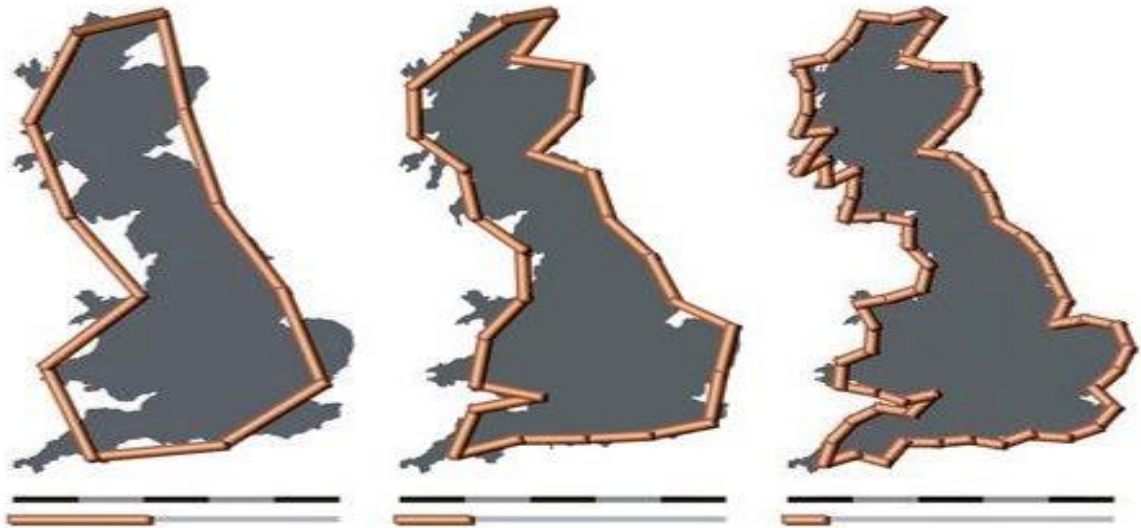


Figure II.4 : Mesure de la dimension fractale de la côte de Grande-Bretagne

Les figures géométriques usuelles ont une dimension entière :

- 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 .

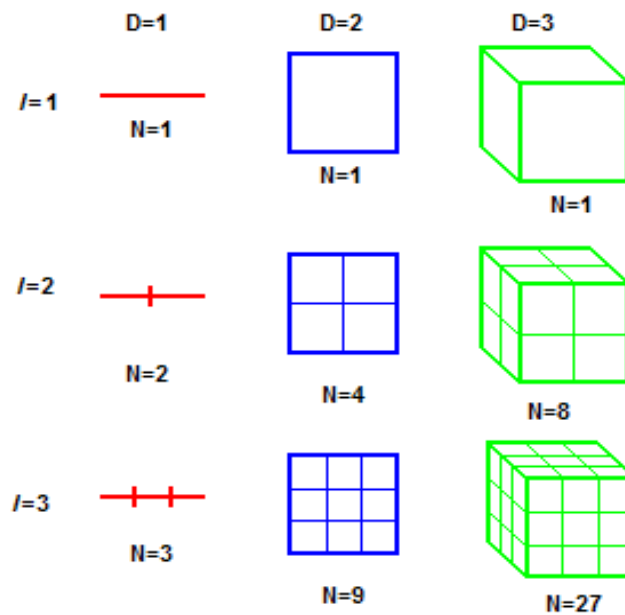


Figure II.5 : Les trois dimensions entières

Or, par exemple, la longueur de la courbe de Koch est multipliée par 4 lorsque sa taille triple (En effet, cette courbe est précisément définie comme étant constituée de quatre copies d'elle-même, trois fois plus petites). Puisque, on peut considérer intuitivement qu'il s'agit d'un objet de dimension (plus précisément). Il ne s'agit plus d'une simple courbe unidimensionnelle, ni d'une surface, elle se situe «entre les deux». Cette «dimension fractale», non entière, est caractéristique des ensembles fractals. [3,15,16]

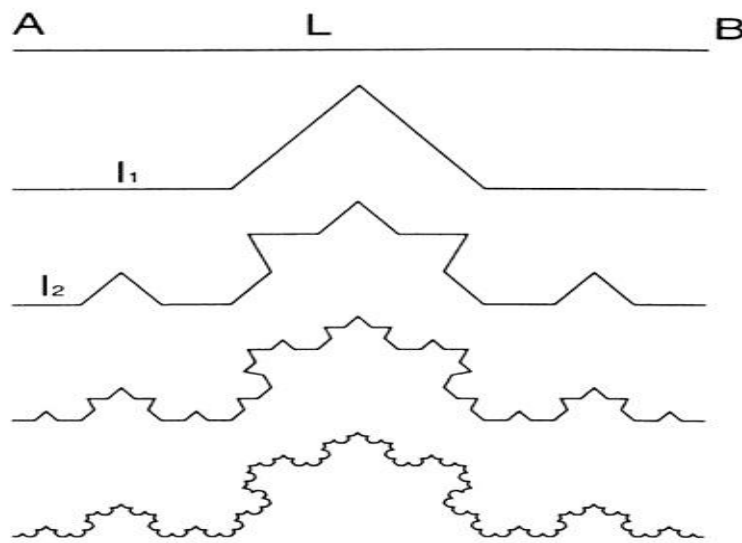


Figure II.6 : calcul de la dimension fractale de la courbe de Koch

II.4.2.2 Calcul de la dimension fractale:

La dimension fractale n'est, en pratique, calculée que sur un intervalle défini, généralement pour des valeurs de ϵ visibles (ou significatives vis-à-vis des propriétés que l'on souhaite étudier). On définira ainsi une dimension fractale apparente ou approximative.

La mesure d'une telle dimension fractale apparente utilise souvent la méthode de Minkowski-Bouligand ou méthode "box-counting" par comptage de boîtes. Elle consiste à :

- mesurer les valeurs de $N(\epsilon)$ pour différentes valeurs de ϵ dans l'intervalle choisi,
- puis porter ces valeurs sur un graphe donnant $\log(N(\epsilon))$ en fonction de $\log(1/\epsilon)$. Si la figure est auto-similaire, ces points seront alignés,
- enfin déterminer la pente de cette droite, ce qui donnera la valeur de la dimension fractale recherchée.

On a plusieurs méthodes pour calculer la dimension fractale, des plus couramment rencontrées telle que :

- ✓ Dimension de Hausdorff : La plus rigoureuse, et définie pour tous ensemble, elle est peu aisée à mettre en œuvre.
- ✓ Dimension d'homothétie : Limitée aux ensembles à homothéties internes ou internes de même rapport
- ✓ Dimension de Minkowski-Bouligand ou "Box-counting"
- ✓ Dimension de régularisation

Comme on a des méthodes un peu rares:

- ✓ Dimension de corrélation
- ✓ Dimension d'information
- ✓ Dimension de Rényi
- ✓ Dimension "packing"
- ✓ Dimension "divider" [14]

II.5 La dimension de régularisation :

Une autre façon d'évaluer la régularité d'une fonction f est de mesurer la dimension de son graphe. Plusieurs définitions existent, nous considérerons la plus fréquemment utilisée :

Soit un graphe Γ d'une fonction bornée $f : R \rightarrow R$

La dimension de boîte de Γf est obtenue via des recouvrements de Γf par des réunions de boules de diamètre de plus en plus petit et en évaluant de la vitesse avec laquelle ces ensembles tendent vers Γf . Le choix d'approcher Γf par une réunion de boules peut être remplacé par des graphes de

fonctions continues. Pour cela, il faut considérer des versions régulières de f obtenues par convolution avec un noyau très régulier, et qui tendent en un certain sens vers f . Leurs graphes ont une longueur finie : on évalue la vitesse avec laquelle celle-ci tend vers celle de Γf .

La dimension de régularisation est une dimension fractionnaire sur les graphes de fonctions réelles, cette dimension vérifie les propriétés géométriques classiques d'une dimension fractale.

Elle est définie en obtenant des versions régularisées rectifiables d'un graphe Γ d'une fonction f par la convolution de cette dernière avec des versions dilatées d'un noyau régulier X qui tendent vers la distribution de Dirac quand le coefficient de dilatation tend vers zéro. Soit f_a les fonctions associés à ces graphes régularisés : La convolution du noyau X :

$$f_a = (f * X_a)(x) = \int f(t)X_a(x - t)dt$$

Soit L_a les longueurs des graphes régularisés en fonction du coefficient de dilatation a :

$$L_a = \int \sqrt{1 + f'_a(t)^2} dt$$

La dimension de régularisation est définie à partir de loi de puissance suivie par L_a comme suit :

$$\text{DimR}(\Gamma) = 1 + \lim_{a \rightarrow 0} (\log(L_a) / -\log(a))$$

Pour un signal réel, le logarithme de la version régularisé du signal $\log(L_a)$ ne varie pas linéairement avec le logarithme de la variance du noyau $\log(a)$, une régression linéaire de $\log(L_a)$ et $\log(a)$ et la pente de la ligne de régression est utilisé pour l'estimation de la dim_R suivant l'équation juste avant.

Nous utiliserons cette dimension car son estimation est plus précise que la dimension de boîte. [16]

II.5 SVM (Support Vector Machine ou Machine à vecteurs de support) :

II.5.1 Définition :

Les SVMs sont une famille d'algorithmes d'apprentissage automatique qui permettent de résoudre des problèmes tant de classification que de régression ou de détection d'anomalie. Ils sont connus pour leurs solides garanties théoriques, leur grande flexibilité ainsi que leur simplicité d'utilisation même sans grande connaissance de data mining.

Les SVMs ont été développés dans les années 1990. Comme le montre la figure ci-dessous, leur principe est simple : il ont pour but de séparer les données en classes à l'aide d'une frontière aussi « simple » que possible, de telle façon que la distance entre les différents groupes de données et la frontière qui les sépare soit maximale. Cette distance est aussi appelée « marge » et les SVMs sont ainsi qualifiés de « séparateurs à vaste marge », les « vecteurs de support » étant les données les plus proches de la frontière. [13]

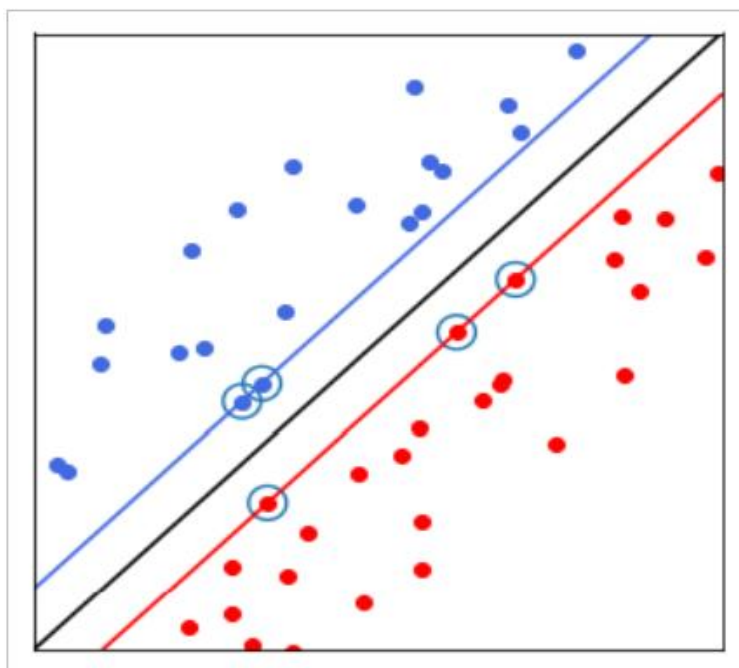


Figure II.7 : exemple des SVMs

Dans cet espace à deux dimensions, la « frontière » est la droite noire, les « vecteurs du support » sont les points entourés (les plus proches de la frontière) et la « marge » est la distance entre la frontière et les droites bleue et rouge.

Cette notion de frontière suppose que les données soient linéairement séparables, ce qui est rarement le cas. Pour y pallier, les SVMs reposent souvent sur l'utilisation de « noyaux ». Ces fonctions mathématiques permettent de séparer les données en les projetant dans un feature space (un espace vectoriel de plus grande dimension, voir figure ci-dessous). La technique de maximisation de marge permet, quant à elle, de garantir une meilleure robustesse face au bruit – et donc un modèle plus généralisable. [13]

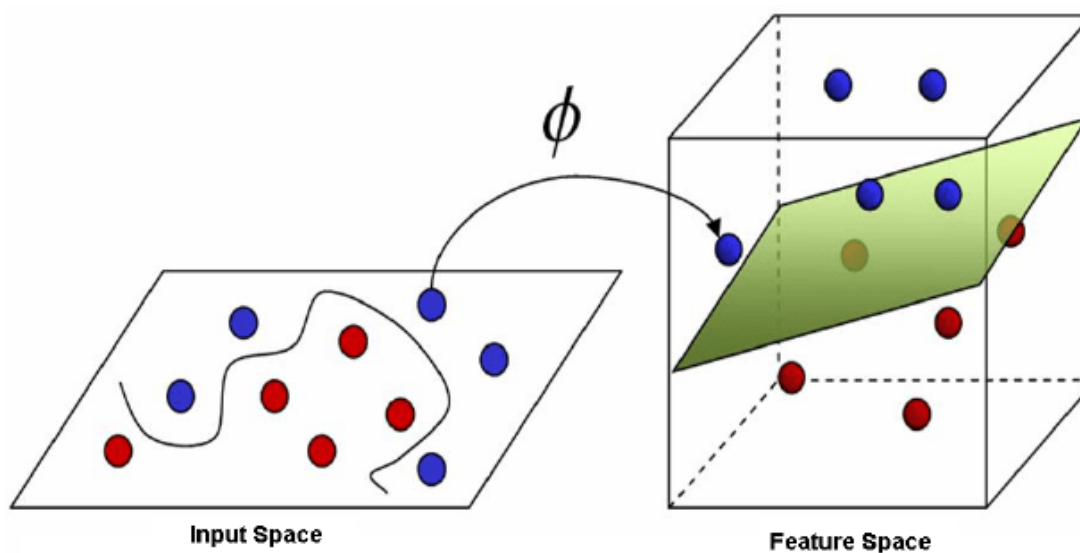


Figure II.8 : projection des données dans une espace de plus grande dimension

Les SVMs permettent de projeter les données dans une espace de plus grande dimension via une fonction noyau pour les séparer linéairement.

II.5.2 Domaine d'utilisation des SVM:

Les SVMs sont utilisés dans une variété d'applications (bio-informatique, recherche d'informations, vision par ordinateur, finance, etc.) notamment parce qu'à la différence des réseaux de neurones, on peut les utiliser sans comprendre leur fonctionnement : il existe des jeux d'hyper paramètres par défaut – pour la classification, la régression ou la détection d'anomalie – qui fonctionnent dans l'immense majorité des cas. C'est un de leurs principaux avantages. Ces hyper paramètres sont, par ailleurs, en nombre très réduit : ils se limitent au choix de la technique de régularisation (de type lasso ou encore régularisation RKHS*, une méthode spécifique aux SVMs) et au choix du noyau (noyaux polynomiaux, Sobolev, RBF**...). Concernant les algorithmes SVMs, citons le kernel ridge regression pour la régression ou le one class SVM pour la détection d'anomalie.

Enfin, selon les données, la performance des SVMs est en général de même ordre voire supérieure à celle d'un réseau de neurones ou d'un modèle de mélanges gaussiens, à l'exception de certains cas notables comme la classification d'images. Il a aussi été montré qu'en utilisant un noyau RBF, les SVMs deviennent un « approximateur universel », c'est à dire qu'avec suffisamment de données, l'algorithme peut toujours trouver la meilleure frontière possible pour séparer deux classes (à condition que cette frontière existe). [13]

II.6 Conclusion:

Pour l'étude de l'infarctus aigu du myocarde il faut passer par plusieurs étapes, nous allons au début détecter le segment ST du signal ECG, ensuite nous allons calculer la dimension fractale et la dimension de régularisation pour pouvoir faire une comparaison, et enfin nous allons faire une classification des résultats obtenues en utilisant la méthode de SVM.

Ces étapes sont expliquées théoriquement dans ce chapitre, et les résultats pratiques sont bien détaillés dans le chapitre qui suit.



Chapitre III Simulation, résultats et discussion

Chapitre III : **Simulation, résultat et discussion**

III.1 Introduction:

Dans un infarctus du myocarde des différents changements sont remarqué sur le signal ECG et surtout le segment ST qui peuvent être définis en plusieurs étapes :

Au début il faut détecter le segment ST en utilisant le programme de Hooman Sedghamiz « Simple RST » pour l'identification des troubles du rythme en quantifiant les changements du segment ST dans l'infarctus du myocarde, puis calculer la dimension fractale et la dimension de régularisation, en suite la classification par la méthode du SVM.

Dans ce chapitre nous allons résumés les cas étudiés des troubles du rythme de plusieurs patients trouvés sur les bases des données European ST-T et MIT-BIH, et les changements qui touchent le signal ECG pendant les différentes maladies ou activités du cœur.

III.2 Objectifs:

Le but de notre travail est de :

- détecter le segment ST.
- calculer la dimension fractale et le nombre d'échantillons pour chaque segment.
- Classifier les résultats des cas normaux, pathologiques ou des perturbations par SVM.

Celui-là peut aider à classifier les cas pathologiques de plus au moins graves, et même à faire une prévention de l'infarctus par la remarque des dimensions avant, pendant et après les battements pathologiques.

III.3 C'est quoi MATLAB (*matrix laboratory*):

Est un langage de script émulé par un environnement de développement du même nom; il est utilisé à des fins de calcul numérique. Développé par la société The Math Works, MATLAB permet de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes, de créer des interfaces utilisateurs, et peut s'interfacer avec d'autres langages comme le C, C++, Java, et Fortran.

Les utilisateurs de MATLAB (environ 4 millions en 20193) sont de milieux très différents tels que l'ingénierie, les sciences et l'économie, dans un contexte aussi bien industriel que pour la recherche.

Matlab peut s'utiliser seul ou bien avec des toolboxes («boîte à outils»). [3]

Il y a plusieurs versions de MATLAB depuis 1984 jusqu'à la dernière version de 9 mars 2022.

Pour notre étude nous avons utilisé la version R2010a.

III.4 les bases des données:

III.4.1 PhysioNet:

PhysioNet, le surnom de "Research Resource for Complex Physiologic Signs", a été créé en 1999 sous les auspices de National Institutes of Health (NIH). Les missions initiales et continues de la ressource PhysioNet étaient de mener et de catalyser la recherche et l'éducation biomédicales, en partie en offrant un accès gratuit à de vastes collections de données physiologiques et cliniques et aux logiciels open source connexes. En coopération avec la conférence annuelle Computing in Cardiology, PhysioNet organise également une série annuelle de défis, concentrant la recherche sur des problèmes non résolus en sciences cliniques et fondamentales. [8]

III.4.2 La base des données MIT-BIH :

La base de données sur les arythmies du MIT-BIH contient 49 extraits d'une demi-heure d'enregistrements ECG ambulatoires à deux canaux, obtenus à partir de 47 sujets étudiés par le BIH Arrhythmia Laboratory entre 1975 et 1979. Vingt-trois enregistrements ont été choisis au hasard parmi un ensemble de 24 enregistrements ECG ambulatoires d'une heure collectés auprès d'une population mixte de patients hospitalisés (environ 60%) et de patients externes (environ 40%) à l'hôpital Beth Israel de Boston; les 25 enregistrements restants ont été sélectionnés dans le même ensemble pour inclure des arythmies moins courantes mais cliniquement significatives qui ne seraient pas bien représentées dans un petit échantillon aléatoire. [8]

III.4.3 La base des données Européen ST-T:

La base de données européenne ST-T est destinée à être utilisée pour l'évaluation des algorithmes d'analyse des modifications des ondes ST et T. Cette base de données se compose de 90 extraits annotés d'enregistrements ECG ambulatoires de 79 sujets. Les sujets étaient 70 hommes âgés de 30 à 84 ans et 8 femmes âgées de 55 à 71 ans. (Il manque des informations pour un sujet). Une ischémie myocardique a été diagnostiquée ou suspectée pour chaque sujet, des critères de sélection supplémentaires ont été établis afin d'obtenir une sélection représentative des anomalies de l'ECG dans la base de données, y compris le déplacement initial du segment ST résultant de conditions telles que l'hypertension, la dyskinésie ventriculaire et les effets des médicaments. [8]

III.5 Téléchargement des signaux (.mat) :

On a téléchargé les bases des données MIT-BIH et EUROPEEN ST-T à partir du site web PHYSIONET (PhysioBank ATM) avec des enregistrements complets (to the end), on a choisi ECG1 dans « Signals » pour MIT-BIH et V1 pour EUROPEEN ST-T, dans « Toolbox » on a choisi Export signals as .mat.

The screenshot shows the PhysioBank ATM web interface. At the top, there is a 'PHYSIONET' logo and a search bar. Below this, the title 'PHYSIOBANK ATM' is centered. The main content area is divided into several sections: 'Input', 'Output', 'Toolbox', and 'Navigation'. In the 'Input' section, the 'Database' is set to 'MIT-BIH ST Change Database (stdb)', 'Record' is '300', 'Signals' is 'all', and 'Annotations' is 'reference beat annotations (atr)'. The 'Output' section has 'Length' set to 'to end', 'Time format' set to 'time/date', and 'Data format' set to 'standard'. The 'Toolbox' section has 'Export signals as .mat' selected. The 'Navigation' section includes buttons for navigating between records and a 'Help' button. At the bottom right, there is an 'About ATM' button.

Figure III.1 : Le site web PhysioNet _téléchargement des signaux

Après il s'affiche les signaux comme les montre la figure si dessous, le téléchargement est terminé en cliquant sur 300m.mat.

Download these files:

- [300m.mat](#) (binary, 2148096 bytes; the matrix of raw signal values)
- [300m.info](#) (text, 405 bytes; signal names and other information about 300m.mat)
- [300m.heu](#) (text, 150 bytes; needed to read 300m.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 300m.mat and 300m.info and plots the converted data.)

Figure III.2 : Le signal à télécharger (.mat)

III.6 Téléchargement des annotations (.ATR) :

Pour le téléchargement des annotations on a modifié juste le « Toolbox » en choisissant Show annotations as text.

Input

Database: MIT-BIH ST Change Database (stdb)

Record: 300

Signals: all

Annotations: reference beat annotations (atr)

Output

Length: ☐ 10 sec ☐ 1 min ☐ 1 hour ☐ 12 hours ☒ to end

Time format: ☒ time/date ☐ elapsed time ☐ hours ☐ minutes ☐ seconds ☐ samples

Data format: ☒ standard ☐ high precision ☐ raw ADC units

Toolbox ☒ Show annotations as text

Navigation |<< << < * > >> >>|

Previous record - + Next record

Help About ATM

Figure III.3 : Le site web PhysioNet _téléchargement des annotations

Les annotations s'affichent comme suit, en copiant ses annotations sur EXEL en conversant les lettres d'annotation par ses codes sur MATLAB.

Time	Sample #	Type	Sub Chan	Num	A
0:00.464	167	N	0	0	0
0:01.122	404	N	0	0	0
0:01.769	637	N	0	0	0
0:02.425	873	N	0	0	0
0:03.078	1108	N	0	0	0
0:03.731	1343	N	0	0	0
0:04.375	1575	N	0	0	0
0:05.039	1814	N	0	0	0
0:05.706	2054	N	0	0	0
0:06.378	2296	N	0	0	0
0:07.044	2536	N	0	0	0
0:07.725	2781	N	0	0	0
0:08.400	3024	N	0	0	0
0:09.061	3262	N	0	0	0
0:09.736	3505	N	0	0	0
0:10.406	3746	N	0	0	0
0:11.078	3988	N	0	0	0
0:11.753	4224	N	0	0	0
0:12.397	4463	N	0	0	0
0:13.067	4704	N	0	0	0
0:13.753	4944	N	0	0	0
0:14.386	5179	N	0	0	0
0:15.042	5415	N	0	0	0
0:15.697	5651	N	0	0	0
0:16.353	5887	N	0	0	0
0:17.003	6121	N	0	0	0
0:17.642	6351	N	0	0	0
0:18.286	6583	N	0	0	0
0:18.922	6812	N	0	0	0
0:19.556	7040	N	0	0	0
0:20.191	7265	N	0	0	0
0:20.811	7492	N	0	0	0
0:21.439	7718	N	0	0	0
0:22.061	7942	N	0	0	0
0:22.681	8165	N	0	0	0
0:23.300	8388	N	0	0	0
0:23.925	8613	N	0	0	0
0:24.550	8838	N	0	0	0
0:25.167	9060	N	0	0	0
0:25.792	9285	N	0	0	0

24:31.131	529607	N	0	0	0
24:31.758	529853	N	0	0	0
24:32.389	530099	N	0	0	0
24:33.014	530285	N	0	0	0
24:33.642	530511	N	0	0	0
24:34.272	530738	N	0	0	0
24:34.903	530965	N	0	0	0
24:35.533	531192	N	0	0	0
24:36.169	531421	N	0	0	0
24:36.803	531649	N	0	0	0
24:37.436	531877	N	0	0	0
24:38.072	532106	N	0	0	0
24:38.703	532333	N	0	0	0
24:39.333	532560	N	0	0	0
24:39.964	532787	N	0	0	0
24:40.592	533013	N	0	0	0
24:41.214	533237	N	0	0	0
24:41.839	533462	N	0	0	0
24:42.461	533686	N	0	0	0
24:43.081	533909	N	0	0	0
24:43.706	534134	N	0	0	0
24:44.336	534361	N	0	0	0
24:44.975	534591	N	0	0	0
24:45.611	534820	N	0	0	0
24:46.244	535048	N	0	0	0
24:46.872	535274	N	0	0	0
24:47.503	535501	N	0	0	0
24:48.139	535730	N	0	0	0
24:48.769	535957	N	0	0	0
24:49.403	536185	N	0	0	0
24:50.028	536410	N	0	0	0
24:50.664	536639	N	0	0	0
24:51.286	536863	N	0	0	0

Figure III.4 : L'affichage des annotations

Chapitre III Simulation , résultat et discussion

Les pics considéré (43) sont des pics mal détectés par l'ECG alors ils n'existe pas sur le signal donc on ne peut pas calculer leurs dimension, pour faciliter la comparaison entre l'atr téléchargé du PhysioNet et les résultats eu par notre programme, nous avons ajouté un petit programme qui cherche les pics noté 43 sur l'atr et les élimine.

On a créé un variable matrice dans MATLAB nommé « atr »pour ces annotations.

Annotation	Code sur Matlab	Description
N	78	Battement normale (Normal beat)
V	86	Contraction ventriculaire prématurée (premature ventricular contraction)
S	83	Battement supraventriculaire prématurée (supraventriculare premature beat)
A	65	Contraction auriculaire prématurée (primature auricular contraction)
T	84	Changement dans l'onde T (T wave change)
t	116	Le pic d'onde T (peak of T wave)
s	115	Changement dans le segment ST (ST segment change)
F	70	Fusion de battement N et V (fusion on N and V beats)
R	82	Bloc de branche droit (Right bundle branch block beat)
L	76	Bloc de branche gauche (left bundle branch block beat)
Q	81	Battement non classifié (Unclassifiable beat)
~	126	Changement de qualité de signal (change in signal quality)
+	43	Changement de rythme (Rhythm change)
	124	Artefact de type QRS isolé (Isolated QRS-like artifact)

Tableau III.1 : La description des annotations et leurs codes sur MATLAB

III.7 Méthode de calcul pour la dimension de régularisation :

La dimension fractale interprétée par l'indicateur des irrégularités d'un graphique d'une fonction, est allée au-delà des limites de la théorie mathématique pour devenir à la fin des deux dernières décennies un outil de mesure reconnu pour le traitement de signal et d'image. Elle sert à définir le spectre de singularité d'une mesure donnée qui met en évidence le degré de régularité de cette mesure en un point.

La notion de dimension fractale est souvent utilisée dans l'analyse fractale à travers diverses méthodes qui existent pour la calculer. Bien qu'ils soient tous différents, un principe de base est toujours respecté, il est résumé par les trois étapes suivantes :

- Mesurer les quantités représentées par l'objet en utilisant différentes mesures.
- Tracer le logarithme des quantités mesurées en fonction du logarithme des tailles et approximer cette courbe par une droite de régression linéaire.
- Estimer la DF comme étant la pente de la droite obtenue.

Nous suivons le même cheminement pour l'estimation de la dimension de régularisation définie de la manière suivante : on construit des versions de plus en plus lisses du signal étudié par une simple convolution par un noyau. Si le signal original est "fractal", son graphe a une longueur infinie alors que ses versions lissées auront une longueur finie.

Lorsque le paramètre de lissage tend vers zéro, la version lissée tend vers le signal original (au sens des distributions) et sa longueur tend donc vers l'infini. La dimension de régularisation mesure la vitesse à laquelle la convergence vers l'infini se produit.

Réaliser un lissage d'une courbe revient à déterminer une fonction avec une représentation satisfaisante. La qualité de ce lissage dépend des méthodes et des contraintes utilisées pour choisir et paramétrer cette fonction. Deux méthodes sont principalement utilisées : l'approximation et l'interpolation

Chapitre III Simulation , résultat et discussion

L'approximation consiste à approcher un ensemble de points par une courbe et l'interpolation consiste à faire passer cette courbe par un sous ensemble de points extraits de l'ensemble à lisser. Pour cela on utilise généralement des fonctions polynômiales.

L'algorithme d'estimation de la dimension de régularisation utilise la régression des moindres carrés pour l'approximation et ensuite une interpolation polynômiale pour alors «ajuster» ou «lisser» les valeurs brutes pour représenter de manière plus fidèle ce que l'on veut estimer. Il est nécessaire de définir les paramètres suivants : V_{min} , V_{max} , le nombre des courbes à générer et le noyau.

➤ Les V_{min} et V_{max} :

Ce sont des paramètres qui délimitent le nombre des courbes régularisées.

➤ Calcul des courbes régularisées :

Ce paramètre donne le nombre des courbes régularisées calculées pour le signal, une valeur de 64 représente 64 signaux régularisés sont générés et espacés régulièrement entre V_{min} et V_{max} .

➤ Le noyau Gaussien :

La version lisse ou régularisé d'un signal régie par un noyau gaussien revient à convoluer le signal avec ce noyau et c'est l'équivalence du filtrage du signal. Les paramètres du noyau doivent être correctement sélectionnés pour le calcul de la dimension de régularisation. Soit une fonction Gaussienne de variance a et centré à l'origine avec des dérivées définies comme suit :

$$g_a^{(0)}(t) = \exp(-t^2/2a^2)$$

$$g_a^{(n)}(t) = (d^{(n)}/dt^{(n)}) g_a^{(0)}(t)$$

La transformée de Fourier d'une fonction Gaussienne est une Gaussienne

$$G_a^{(0)}(\omega) = a \exp(-a^2\omega^2/2)$$

$$G_a^{(n)}(\omega) = (-j\omega)^n G_a^{(0)}(\omega)$$

$$\omega_a^{(n)} = \sqrt{n/a}$$

Afin de contrôler les amplitudes relatives des gaussiennes dans le domaine temporel et fréquentiel, et incrémenter la largeur du noyau de Gauss, un coefficient d'atténuation est habituellement utilisé et la largeur du noyau gaussien est modifié comme suit :

$$a = i - 1 / (2 \sqrt{\alpha \ln 10}) \quad I$$

Où i est le support temps définit pour le noyau Gaussien, $i = 2, 3, \dots$ (Avec la prise en charge de ces support, l'amplitude gaussienne n'est pas négligeable) et α est le coefficient d'atténuation, sa valeur par défaut est réglé à $\alpha = 3$.

La suite consiste à réaliser un ajustement par régression linéaire (moindres carrés) d'une quantité en fonction d'échelles dans une représentation logarithmique. [16]

III.8 Résultats et discussion :

III.8.1 Tableaux de détection :

Après l'étude de plus de trentaine des signaux, on a choisis les signaux résumés dans les deux tableaux ci-dessous car les autres signaux sont presque identiques avec ces exemples qu'on a pris en considération et qui contiennent les cas qu'on veut étudier.

Dans le premier tableau on a fait l'étude avec une fréquence de 300 mhz, pour le deuxième tableau on a augmenté la fréquence à 500 mhz pour les deux signaux particulièrement à cause des battements pathologiques V qui nécessite une haute fréquence pour pouvoir les détecter.

Chapitre III Simulation , résultat et discussion

signaux	Détection des segments	Cas normales	perturbations	Cas pathologiques	total
300	100%	100%	100%	/	100%
303	99%	100%	98%	99%	99%
308	97.5%	80%	65%	50%	65%
324	98.8%	99%	82%	76%	85.7%
326	30.7%	98%	/	/	/
e0104	99%	98%	98%	99.8%	98.6%
e0105	100%	97%	96%	/	96.5%
e0108	99%	100%	97%	98%	98.3%
e0116	87.2%	70%	98,%	96%	88%
e0122	48%	99%	99%	/	99%

Tableau III.2 : Pourcentages des détections avec fréquence de 300 Hz

signaux	Détection des segments	Cas normales	perturbations	Cas pathologiques	total
305	84.7%	/	/	/	84.7%
e0103	90.1%	100%	/	/	95.05%

Tableau III.3 : Pourcentages des détections avec fréquence de 500 Hz

III.8.2 Les signaux après détection :

III.8.2.1 Battements normaux:

atr	dim	d	inf	sup	x	y
atr <2558x2 double>	dim <472x1 double>	d <472x1 double>	inf <0x1 double>	sup <5x1 double>	x <1x1 double>	y <0x1 double>
1	1	1	1	1	1	1
2	2	2	2	2	2	2
3	3	3	3	3	3	3
4	4	4	4	4	4	4
5	5	5	5	5	5	5
6	6	6	6	6	6	6
7	7	7	7	7	7	7
8	8	8	8	8	8	8
9	9	9	9	9	9	9
10	10	10	10	10	10	10
11	11	11	11	11	11	11
12	12	12	12	12	12	12
13	13	13	13	13	13	13
14	14	14	14	14	14	14
15	15	15	15	15	15	15
16	16	16	16	16	16	16
17	17	17	17	17	17	17
18	18	18	18	18	18	18
19	19	19	19	19	19	19
20	20	20	20	20	20	20
21	21	21	21	21	21	21
22	22	22	22	22	22	22
23	23	23	23	23	23	23
24	24	24	24	24	24	24
25	25	25	25	25	25	25
26	26	26	26	26	26	26
27	27	27	27	27	27	27

Figure III.5 : Résultats de calcul du signal 300

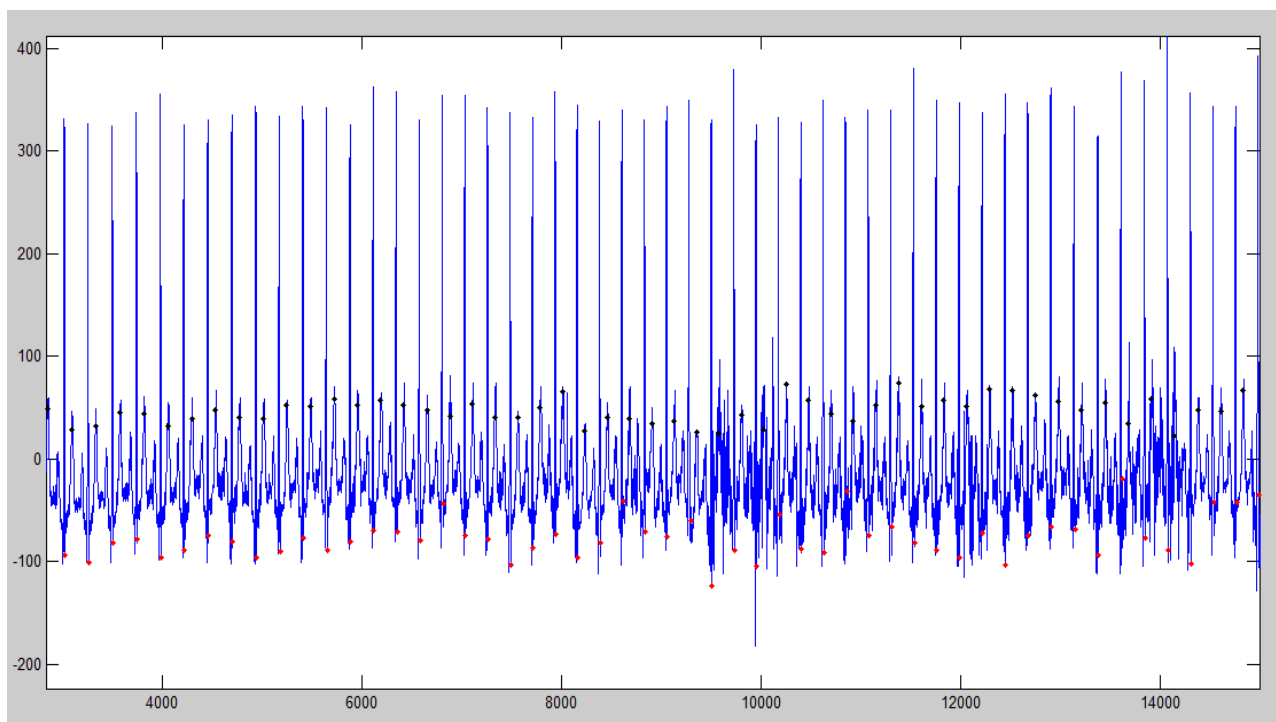


Figure III.6 : Le tracé du signal 300 après exécution sous MATLAB

III.8.2.2 Battements perturbés sans anomalie:

bth	dim	d	sup	inf	x	y	per
bth <4604x2 double>	dim <273x1 double>	d <273x1 double>	sup <65x1 double>	inf <0x1 double>	x <125x1 double>	y <133x1 double>	per <60x1 double>
1 141 78	1 1.3885	114 108	1 138	1	1 138	1 1	1 1.9163
2 476 78	2 1.4245	115 109	2 142	2	2 147	2 2	2 1.8819
3 810 78	3 1.6162	116 108	3 143	3	3 148	3 3	3 1.8895
4 1144 78	4 1.4620	117 104	4 144	4	4 149	4 4	4 1.9219
5 1486 78	5 1.4467	118 108	5 145	5	5 150	5 5	5 1.9040
6 1830 78	6 1.4307	119 106	6 146	6	6 151	6 6	6 1.8852
7 2184 78	7 1.5145	120 112	7 153	7	7 152	7 7	7 1.9077
8 2546 78	8 1.3604	121 107	8 154	8	8 153	8 8	8 1.8836
9 2912 78	9 1.5378	122 109	9 155	9	9 154	9 9	9 1.9264
10 3276 78	10 1.4398	123 110	10 156	10	10 155	10 10	10 1.8750
11 3638 78	11 1.4163	124 99	11 165	11	11 156	11 11	11 1.8790
12 3996 78	12 1.3335	125 113	12 172	12	12 157	12 12	12 1.9087
13 4346 78	13 1.5051	126 104	13 176	13	13 158	13 13	13 1.8878
14 4696 78	14 1.4921	127 103	14 177	14	14 159	14 14	14 1.9491
15 5052 78	15 1.4289	128 112	15 179	15	15 160	15 15	15 1.9499
16 5414 78	16 1.4597	129 467	16 180	16	16 161	16 16	16 1.9289
17 5784 78	17 1.5724	130 398	17 181	17	17 162	17 17	17 1.8844
18 6156 78	18 1.4190	131 574	18 182	18	18 163	18 18	18 1.9077
19 6534 78	19 1.3594	132 737	19 183	19	19 164	19 19	19 1.9827
20 6906 78	20 1.4894	133 597	20 184	20	20 165	20 20	20 2.0008
21 7274 78	21 1.3733	134 933	21 185	21	21 166	21 21	21 1.9393
22 7642 78	22 1.2815	135 799	22 191	22	22 167	22 22	22 1.9405
23 8000 78	23 1.5964	136 981	23 192	23	23 168	23 23	23 1.8774
24 8352 78	24 1.2249	137 1001	24 194	24	24 169	24 24	24 1.8775
25 8702 78	25 1.4498	138 1079	25 195	25	25 170	25 25	25 1.8784
26 9046 78	26 1.1597	139 940	26 196	26	26 171	26 26	26 1.8764
27 9392 78	27 1.4918	140 974	27 200	27	27 172	27 27	27 1.8822

Figure III.7 : Résultats de calcul du signal 116

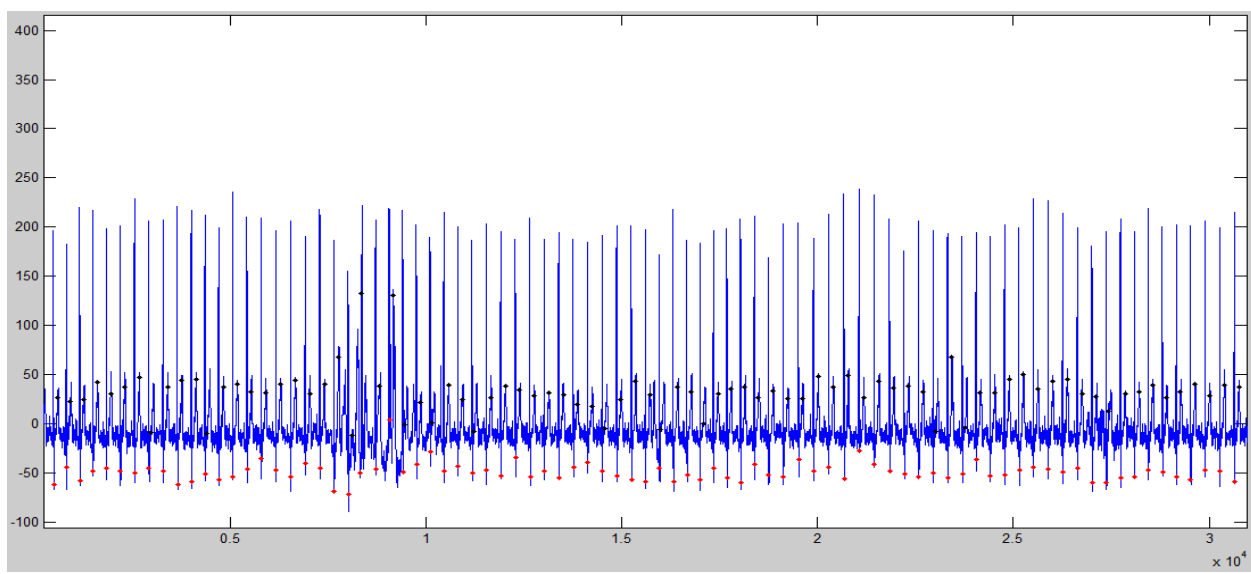


Figure III.8 : Le tracé du signal 116 après exécution sous MATLAB

III.8.2.3 Battements supraventriculaires prématurés :

Voici quelques signaux qui ont des battements supraventriculaires prématurés (supraventriculare premature beat) et leur dimensions et nombre d'échantillons :

Dans le tableau suivant nous avons pris seulement la partie qui a été bien détecté dans le signal 326 car le reste du signal est mal détecté :

atr	S	T	dim	d
78	16581	16647	1,2976	67
78	16986	17045	1.2701	60
83	17747	17810	1.3143	64
78	18838	18904	1.3607	67
78	19661	19725	1.3109	65
78	20905	20953	1.3103	49
78	21315	21361	1.2868	47
83	22916	22979	1.3461	64
78	24165	24232	1.3405	68
78	25826	25888	1.3261	63

Tableau III.4 : Pourcentages des détections du signal 326

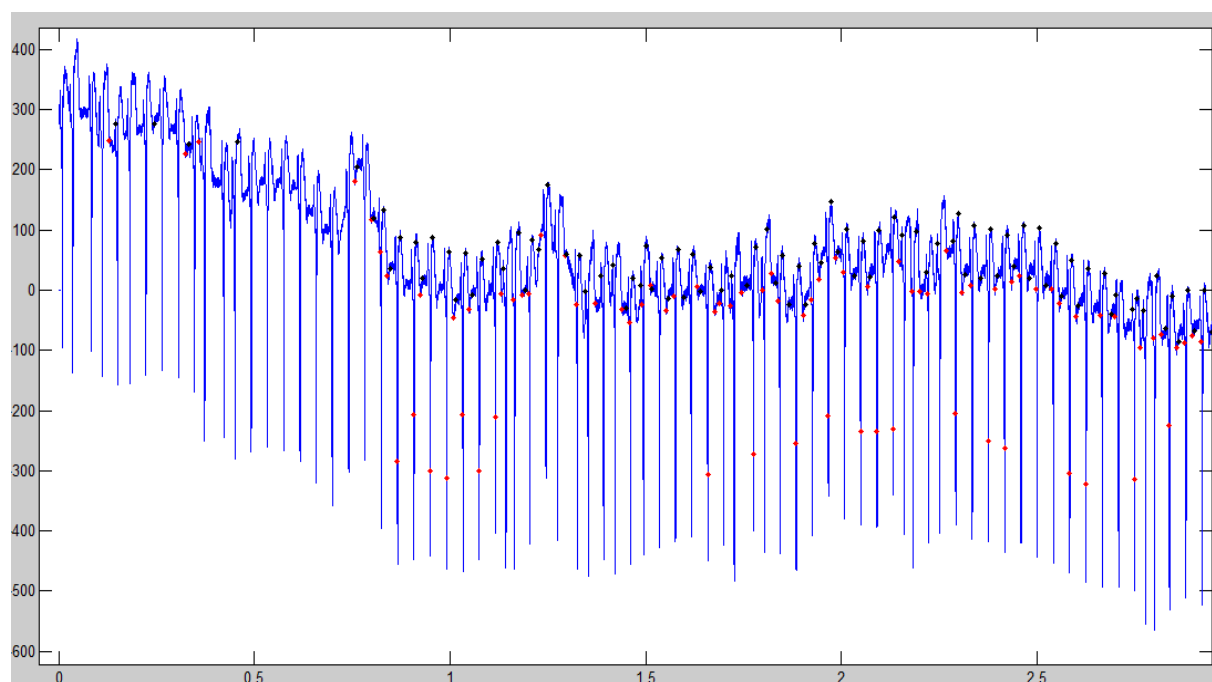


Figure III.9 : Le tracé du signal 326 après exécution sous MATLAB

Chapitre III Simulation , résultat et discussion

atr <1740x2 double>	dim <248x1 double>	d <248x1 double>	inf <0x1 double>	sup <37x1 double>	x <32x1 double>	y <59x1 double>	p83 <21x1 double>
1 271 78	1 1.2464	1 57	1	1 6	1 14	1 1	1 1.5151
2 578 78	2 1.2087	2 76	2	2 9	2 110	2 6	2 1.4037
3 818 78	3 1.2406	3 69	3	3 13	3 112	3 10	3 1.7635
4 1107 78	4 1.1791	4 72	4	4 14	4 118	4 12	4 1.5424
5 1360 83	5 1.3024	5 69	5	5 19	5 126	5 13	5 1.7520
6 1754 78	6 1.5151	6 57	6	6 20	6 130	6 15	6 1.4296
7 2122 78	7 1.2385	7 65	7	7 24	7 142	7 16	7 1.5467
8 2461 78	8 1.1720	8 71	8	8 26	8 144	8 21	8 1.5153
9 2695 83	9 1.6784	9 75	9	9 28	9 161	9 23	9 1.6471
10 3094 78	10 1.3241	10 58	10	10 29	10 163	10 24	10 1.4060
11 3431 78	11 1.1519	11 69	11	11 31	11 166	11 25	11 1.4263
12 3746 78	12 1.2149	12 48	12	12 33	12 170	12 26	12 1.4824
13 4052 78	13 1.4037	13 51	13	13 35	13 174	13 27	13 1.5874
14 4309 83	14 1.6276	14 129	14	14 37	14 183	14 28	14 1.8583
15 4678 78	15 1.1941	15 62	15	15 43	15 185	15 29	15 1.4188
16 4987 78	16 1.3110	16 46	16	16 45	16 186	16 30	16 1.4668
17 5236 83	17 1.2965	17 70	17	17 48	17 188	17 31	17 1.5267
18 5596 78	18 1.2403	18 74	18	18 49	18 189	18 33	18 1.4239
19 5908 78	19 1.3790	19 78	19	19 51	19 191	19 34	19 1.6730
20 6226 78	20 1.6549	20 84	20	20 52	20 192	20 35	20 1.5331
21 6486 83	21 1.2658	21 56	21	21 53	21 197	21 36	21 1.4103
22 6843 78	22 1.1968	22 68	22	22 57	22 199	22 37	
23 7149 78	23 1.2491	23 37	23	23 77	23 203	23 38	
24 7401 83	24 1.7635	24 57	24	24 82	24 204	24 39	
25 7774 78	25 1.2774	25 27	25	25 86	25 215	25 41	
26 8083 78	26 1.5424	26 45	26	26 103	26 223	26 42	
27 8328 83	27 1.2837	27 61	27	27 105	27 231	27 44	

Figure III.10 : Résultats de calcul du signal 324

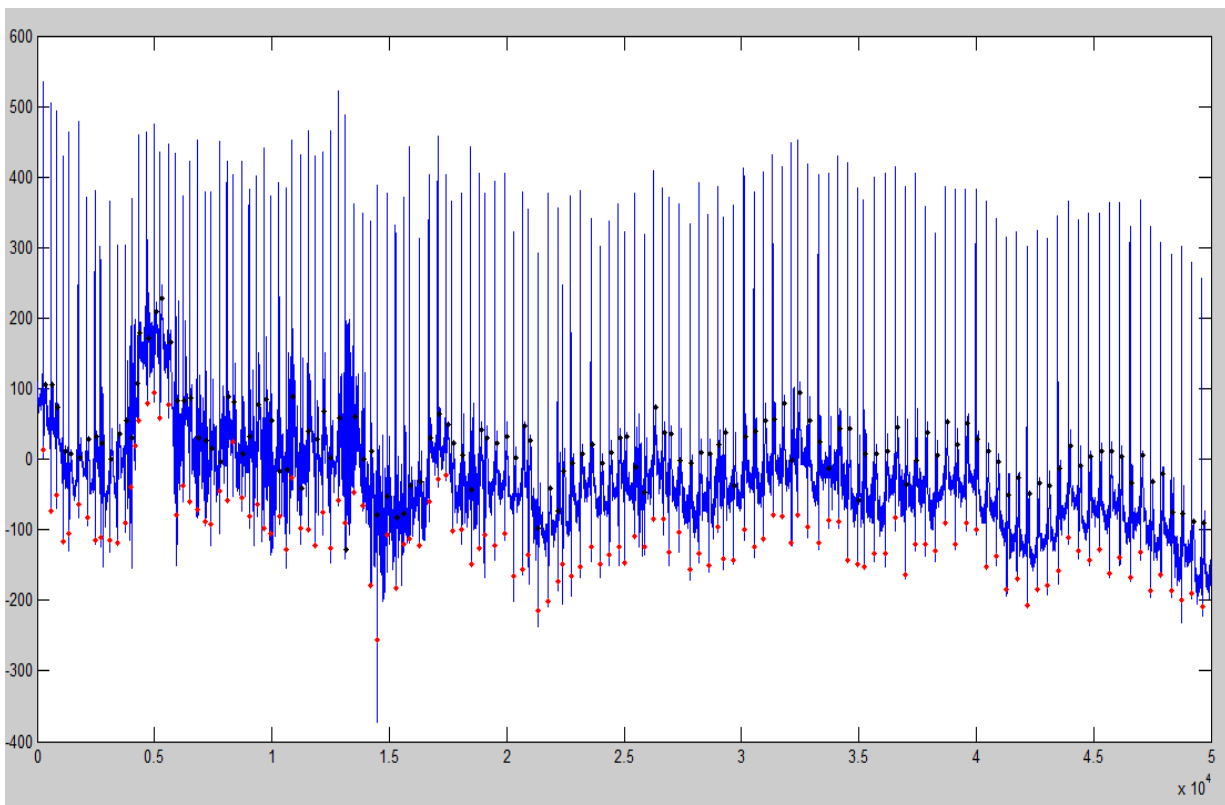


Figure III.11 : Le tracé du signal 324 après exécution sous MATLAB

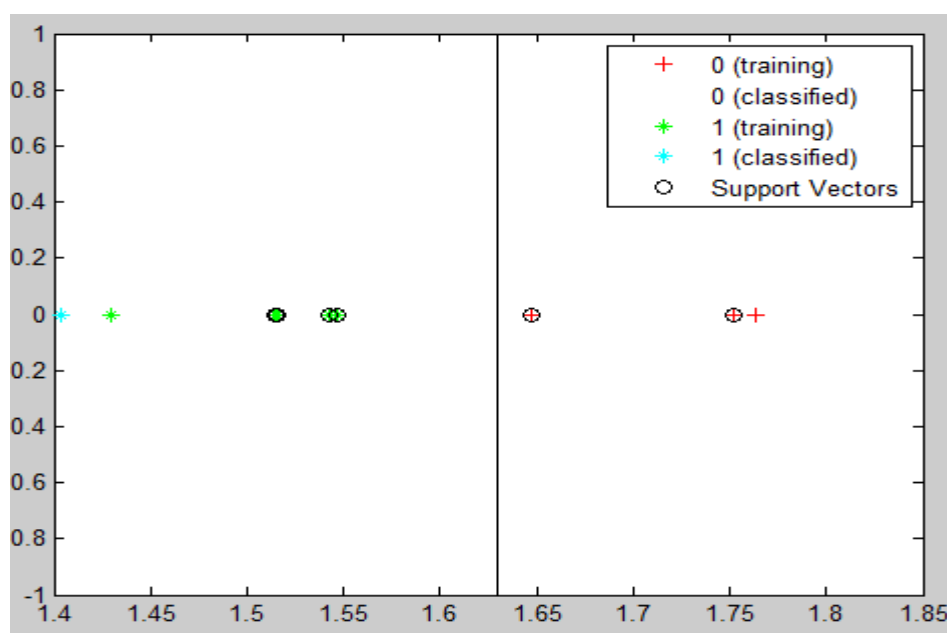


Figure III.12 : Classification par SVM du signal 324 après exécution sous MATLAB

Sur l’affichage du SVM remarquant une classification des battements concédérés comme CSV, les points en vert à gauche sont des vraies CSV, à droite les battements de perturbations.

III.8.2.4 Contraction ventriculaire prématurée :

À cause de la mauvaise détection nous avons pris quelques segments pathologiques du signal 103 :

S (*10 ⁵)	T(*10 ⁵)	dim	d
473010	473040	1.4112	30
473155	473200	1.1538	45
473270	473320	1.3504	50
473350	473390	1.0852	40
473450	473470	1.4078	20
473549	473590	1.1354	41
474110	473149	1.1131	39
474560	474610	1.0643	50
474970	474010	1.0786	40

477975	478020	1.2138	45
478060	478105	1.1393	45

Tableau III.5 : Détection, dimension et nombre d'échantillons du signal 103

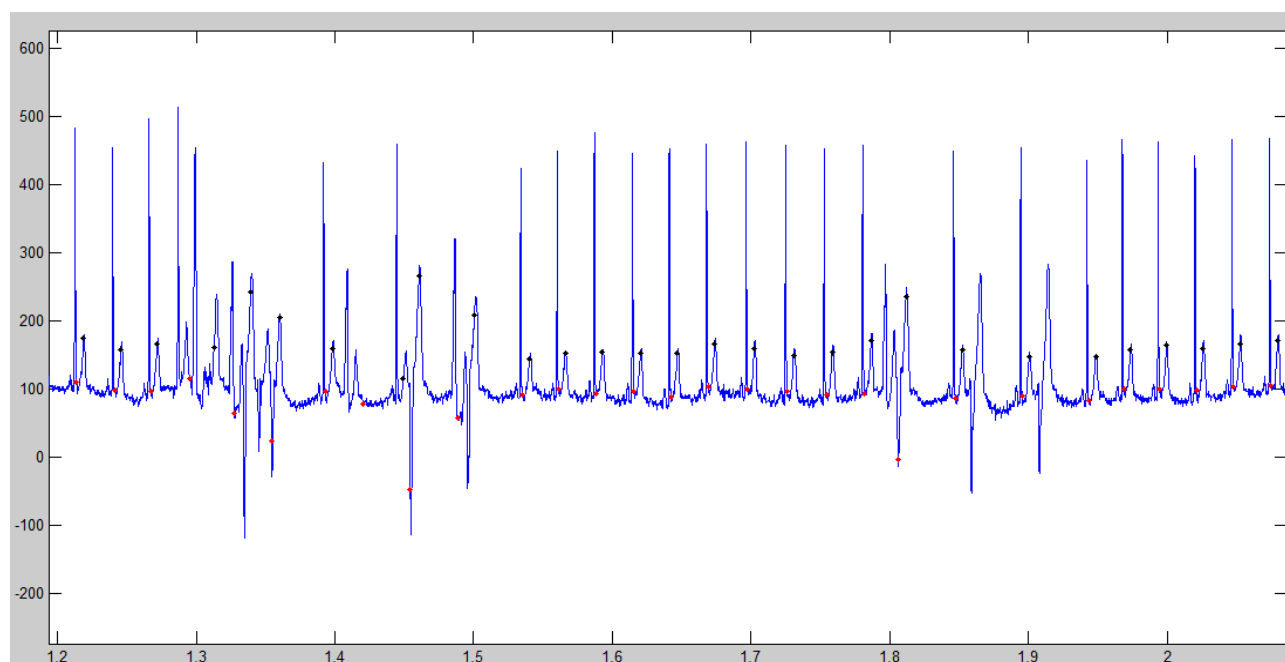


Figure III.13 : Le tracé du signal 103 après exécution sous MATLAB

III.9 Prévention :

L'infarctus aigu du myocarde est présenté sur le signal ECG par des pics successive des battements ESV ou CSV. Au courant de notre étude nous avons pu faire une petite prévention pour détecter l'infarctus avant qu'elle se déroule.

Nous avons remarqué que pour chaque crise il y a une apparence des pics ESV ou CSV séparé par un certain nombre des pics normale, plus que la crise est proche la distance entre ses pics anomalie se diminue.

III.9 Conclusion :

Après la détection du segment ST par le programme de détection sous Matlab « Simple RST » créé par « Hooman Sedghamiz », nous avons pu calculer la dimension fractale et la dimension de régularisation puis extraire le nombre d'échantillons entre le point S et l'onde T. En comparant es résultats de la dimension et le nombre d'échantillons entre les cas pathologiques, les perturbations et les cas normaux, nous avons réussi à extraire la différence entre les pathologies 'Contraction ventriculaire prématurée' et 'supraventriculaire prématurée' et entre les cas normaux stables et perturbées en faisant une classification de chaque cas différent et un pourcentage de détection pour chaque signal.

D'après ces résultats, nous avons obtenu un taux de classification $T_c = 90.61$.

Conclusion générale

Conclusion :

L'infarctus aigu du myocarde est un problème très sérieux dans la vie quotidienne des gens, nous ne pouvons pas savoir quand et où ça va se dérouler, et même pas sa durée, alors la détection de la crise cardiaque au bon moment peut sauver une vie.

Le signal ECG nous donne un tracé de l'activité électrique du cœur et le segment ST étudié pour la détection de l'infarctus, Le signal ECG est soumis à l'analyse fractale par le calcul de la dimension de régularisation du segment ST pour l'étude de son comportement fractal.

Dans notre modeste travail, nous avons essayé de créer un programme pour aider à détecter l'infarctus, pour cela nous avons établi et détaillé quelques étapes, tout d'abord nous avons détecter les segments ST par le programme simple RST, nous avons affiné notre travail par un petit programme pour éliminer la mauvaise détection, ensuite nous avons calculer la dimension de chaque segment et sa longueur (nombre d'échantillon), nous avons essayé de comparer entre ses résultat pour sortir avec des règle des normes de changements remarqué sur le signal ECG (le segment ST exactement) pour pouvoir classifie les battement par la méthode de SVM.

À la fin nous avons réussi à mettre un programme qui pouvait détecter la maladie avec un taux de classification de $T_c = 90.61\%$.

Bibliographie

Les références :

- ✓ [1] www.universalis.fr/encyclopedie/myocarde/1-physiologie/ (09-05-2022)
- ✓ [2] biobenhama.home.blog/2020/05/21/activite-mecanique-du-coeur/ (09-05-2022)
- ✓ [3] Wikipédia.com
- ✓ [4] futura-sciences.com/ (10-05-2022)
- ✓ [5] ecgformation.com/blog/segment-st (24-04-2022)
- ✓ [6] Third Universal Definition of Myocardial Infarction Kristian Thygesen, Joseph S. Alpert, Allan S. Jaffe,
- ✓ [7] Maarten L. Simoons, Bernard R. Chaitman, and Harvey D. White: the Writing Group on behalf of the Joint ESC/ACCF/AHA/WHF Task Force for the Universal Definition of Myocardial Infarction
- ✓ [8] Physionet.org
- ✓ [9] [wikimedi.ca/wiki/Fichier: ECG_STEMI_](http://wikimedi.ca/wiki/Fichier:_ECG_STEMI_) (08-05-2022)
- ✓ [10] fr.my-ekg.com/infarctus-ecg/ischemie-lesion-necrose.html (16-04-2022)
- ✓ [11] msdmanuals.com/ (15-06-2022)
- ✓ [12] THESE Présentée pour l'obtention du grade de DOCTEUR EN SCIENCES En : Génie biomédicale. Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen – Par : KHOLKHAL Mourad. Sujet : Détection et analyse du segment ST du signal ECG en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques.
- ✓ [13] mapageweb.umontreal.ca (23-06-2022)
- ✓ [14] inserm.fr (07-07-2022)
- ✓ [15] Système de surveillance de l'extrasystole auriculaire et ventriculaire pour les signaux ECG. Réalisé Par: ALIK Nachida & HALOUANE Asmaa. Soutenu le 17 /07/2019

- ✓ [16] Thèse sur : L'analyse de la dynamique du système cardiovasculaire à travers le signal ECG par des approches non linéaires. Présenté par SEDJELMACI Ibticeme. Pour obtenir le titre de docteur. Spécialité : électronique biomédicale. Soutenu en 2015