



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par: Hocini Youssouf

Analyse des intervalles RR et QT par les exposants de Hurst

Soutenu le 10/10/2013 devant le Jury

M	KERAI SALIM	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M	ABRI MEHADJI	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M	DIB NABIL	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2013-2014

Remerciements

Remerciements

Je tiens à remercier vivement mes promoteurs, *M DIB Nabil*

Qui m'a encadré durant Ce projet. Pour leur confiance, leurs précieux conseils, leur disponibilité et leurs encouragements qui m'ont poussé à donner le meilleur de moi-même tout au long de la préparation de ce mémoire.

Et de mon jury de mémoire, ainsi que, monsieur *KERAI SALIM* et

ABRI MEHADJI

Que les membres de jury trouvent ici le témoignage de ma reconnaissance pour avoir bien voulu juger mon travail.

A ceux qui m'ont soutenu de près ou de loin pour la réalisation de ce travail, un grand merci.

Finalement je remercie chaleureusement ma famille pour la confiance

Qu'ils m'accordent, leur amour, et leurs encouragements.

Table des matières

Table des matières :

Introduction Générale	5
Chapitre I Notion fondamentale de cardiaque	
I.1 introduction	7
I.2 l'anatomie du cœur	7
I.3 Le battement cardiaque	8
I.4 Activité électrique du cœur	9
I.5 L'enregistrement de l'activité cardiaque	12
I.5.1 Dérivations bipolaires	12
I.5.2 Les dérivations unipolaires	13
I.5.3 Les dérivations unipolaires précordiales	14
I.6.1 Les ondes de l'ECG	15
I.6.2 Les intervalles de l'ECG	16
I.7 La variabilité cardiaque	17
I.8 Les anomalies cardiaques	17
I.8.1 Le rythme normal.....	18
I.8.2 Les contractions pré ventriculaires.....	18
I.8.3 Les blocs de branche	18
I.8.4 Les fibrillations auriculaires	19
I.10 Conclusion	20
Chapitre II Analyse non linéaire	
II.1 Introduction	22
II.2 Système dynamique	22
II.3 L'espace des phases	23

Table des matières

II.3.1	définition	23
II.3.2	Les variables d'états	23
II.3.3	Reconstruction de l'espace des phases	24
II.3.3.1	Détermination de délai	24
II.3.3.2	Déterminer la dimension de propagation D	24
II.4	Attracteur	25
II.5	le comportement chaotique	25
II.6	Exposant de Lyapunov	25
II.7	Exposant de Hurst	27
II.8	conclusion	28
Chapitre III Analyse du comportement chaotique de la variabilité cardiaque		
III.1	Introduction	30
III.2	La base de données MIT-BIH	30
III.3	Génération des signaux de la variabilité cardiaque	31
III.3.1	Description de l'algorithme de la détection	31
III.4	objectifs	33
III.5	Résultats	33
III.5.1	Etude du comportement chaotique pour un cas normal	34
III.5.2	Étude du comportement chaotique pour un cas d'un APC	37
III.5.3	Étude du comportement chaotique pour un cas d'un PVC	39
III.5.4	Étude du comportement chaotique pour un cas d'un BBR	41
III.5.5	Étude du comportement chaotique pour un cas d'un BBL	42
III.6	Comparaison des exposants de Lyapunov et de Hurst	44

Table des matières

III.6.1	Exposants de Lyapunov	44
III.6.2	Exposants de Hurst	45
III.8	Conclusion	47
	Conclusion générale et perspectives	48
	Bibliographie	49...51

Introduction Générale

La variabilité du rythme cardiaque reste un paramètre incontournable dans l'analyse d'activité cardiaque. En effet, ce paramètre est extrêmement utile dans l'aide au diagnostic car il nous permet d'avoir des informations non seulement sur le fonctionnement du cœur mais aussi sur le système nerveux.

Actuellement, certains paramètres dérivés de l'analyse des systèmes dynamique ont été introduits. Parmi ces systèmes, on cite les exposants de Lyapunov, de Holder, la corrélation de la dimension et les exposants de Hurst ; ces exposants ont une grande importance dans l'étude du comportement chaotique.

Dans ce mémoire, nous allons étudier le comportement chaotique du signal de la variabilité cardiaque. Pour cela il existe une multitude de technique, mais dans ce mémoire nous nous sommes limités aux exposants de Lyapunov et les exposants de Hurst.

Ce travail sera divisé en trois chapitres. Dans le premier chapitre nous nous intéresserons à l'anatomie du cœur, à l'origine du signal électrocardiogramme (ECG) et aux différentes techniques d'acquisition de ce signal. Le deuxième chapitre sera consacré à certains concepts fondamentaux issus de l'analyse des systèmes dynamiques ainsi que des définitions sur le comportement chaotique et les exposants de Lyapunov et de Hurst. Le dernier chapitre, on calculera les exposants de Lyapunov et de Hurst sur les signaux de la variabilité du rythme cardiaque afin de voir si un comportement chaotique existe ou pas.

I.1 Introduction

Ce chapitre présente les notions fondamentales de la cardiologie. Il décrit succinctement l'anatomie du cœur, les processus du battement cardiaque, les principes de l'activité cardiaque et l'électrocardiogramme. Ce dernier est un examen non-invasif basé sur l'utilisation des électrodes. L'accent sera mis sur quelques anomalies cardiaques.

I.2 l'anatomie du cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Dans le corps humain, le cœur se situe un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum. Il est l'élément central du système cardiovasculaire qui est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'artère aorte, comme l'illustre la (Figure I.1). [1]

- Le cœur comprend quatre cavités qui sont :

a. **L'oreillette droite**

C'est une cavité lisse. On y trouve l'orifice des 2 veines caves et l'orifice du sinus coronaire. La paroi de l'oreillette droite est fine

b. **Le ventricule droit**

Est une cavité éjectant le sang dans l'artère pulmonaire à travers l'orifice pulmonaire qui présente 3 valvules sigmoïdes pulmonaire.

c. **L'oreillette gauche**

Est la cavité où se déverse le sang oxygéné par les orifices des 4 veines pulmonaires.

d. **Le ventricule gauche**

Expulse le sang dans l'aorte, à travers l'orifice aortique formée de trois valvules sigmoïdes aortique [2].

En plus de ces quatre cavités le cœur dispose de son propre système circulatoire appelé artères coronaire, qui le vascularisé et lui apportent l'oxygène et les nutriments nécessaire à son fonctionnement.

- **Fonctionnement du cœur**

Le cœur propulse le sang grâce aux contractions de son tissu musculaire appelé myocarde. Une épaisse cloison le divise en deux moitiés (cœur gauche/cœur droit), et chacune d'elles comporte deux cavités : l'oreillette et le ventricule.

À chaque battement, le myocarde suit la même séquence de mouvement : le sang pauvre en oxygène arrive au cœur par la veine cave.

Il y entre par l'oreillette droite, et en est chassé par sa contraction appelée systole auriculaire qui le déplace dans le ventricule droit.

La systole ventriculaire (contraction des ventricules) propulse à son tour le sang du ventricule droit vers les poumons où il va être chargé en oxygène. De retour au cœur par les veines pulmonaires, le sang s'accumule dans l'oreillette gauche puis, lors de la systole auriculaire, passe dans le ventricule gauche qui lors de la systole ventriculaire l'envoie vers les organes par l'artère aorte. [3]

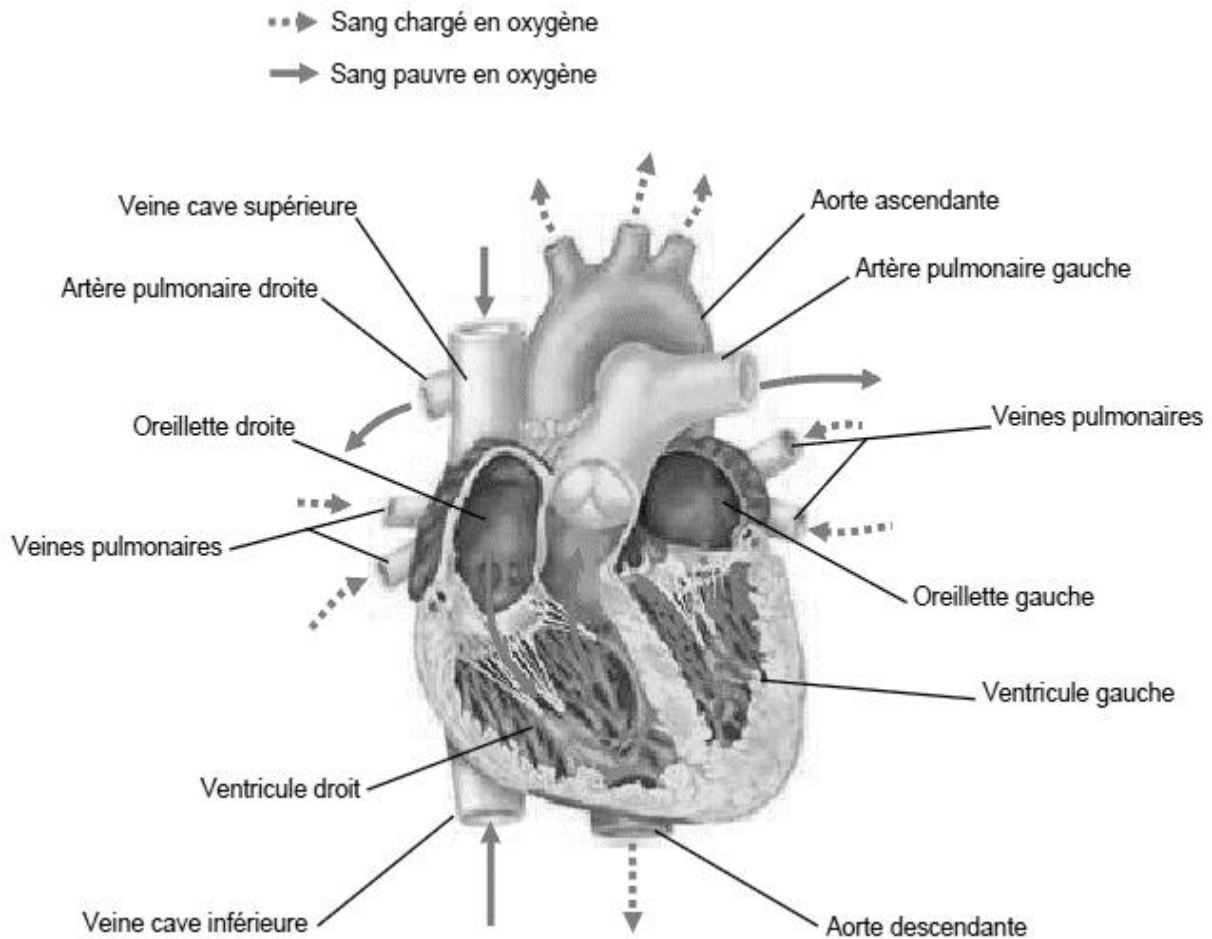


Figure I.1 : structure anatomie du cœur

I.3 Le battement cardiaque

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole. [4]

Dans la systole auriculaire présentée par la (Figure I.2-(a)), les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur.

La systole ventriculaire, illustrée par la (Figure I.2-(b)), implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes - la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche – se referment.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable.

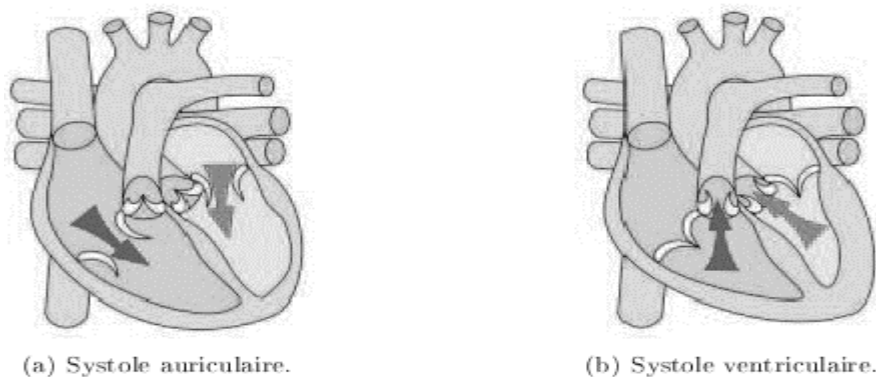


Figure I.2: Principes des systoles auriculaire et ventriculaire.

I.4 Activité électrique du cœur

L'activité électrique du cœur est due à un ensemble des phénomènes bioélectriques successifs qui ont lieu dans ses quatre cavités. Des échanges ionique (Na^+ , Ca^{++} et K^+) déclenchent la contraction puis la relaxation du muscle cardiaque-le myocarde-pendant chaque cycle cardiaque. Ces contractions se propagent tout au long de la membrane cellulaire. Par conséquent, la perméabilité de cette dernière varie.

Durant la phase de repos, l'intérieur de la cellule est négatif par rapport à l'extérieur. Un potentiel, dit de repos, est alors mesuré (entre -80 mV et -90 mV). On dit alors que la cellule est polarisée.

En effet ce potentiel dépend de la concentration des différents ions (notamment Na^+ , Ca^{++} et K^+), de la perméabilité de la membrane cellulaire et de l'activité des canaux de transport. Ce potentiel est approximativement égal au potentiel délivré par le déplacement du K^+ (-96mV).

Ceci revient à l'effet que pendant le repos la membrane cellulaire est perméable 100 fois plus pour les ions des K^+ que pour d'autre type d'ions.

Suite à une excitation électrique l'équilibre électrique change et le potentiel membranaire s'inverse. Le potentiel mesuré, dit d'action, modifie la perméabilité de la membrane cellulaire.

Durant cette phase, l'intérieur de la cellule devient positif par rapport à son extérieur graduellement. La cellule est alors dépolarisée. La différence majeure entre ce potentiel d'action et d'autres types de potentiel d'action est la durée de ce potentiel. [5]

Dans les nerfs, cette durée est de l'ordre de 1ms alors que dans les muscles squelettiques est approximativement 2à5 ms. La durée d'une contraction ventriculaire est entre 200et 400ms. Pour un sujet sain, le potentiel d'action a cinq phases numérotées de 0 à 4. (Figure I.3)

- **Phase 0 :** Cette phase correspond à une dépolarisation rapide. Cette dépolarisation est liée à une augmentation de la conductance des canaux de Na^+ et en même temps à une forte diminution de celle des canaux K^+ . Ceci implique que le potentiel membranaire bascule rapidement d'une valeur voisine de celle du potentiel d'équilibre de K^+ à une valeur voisine de celle du potentiel du Na^+ .
- **Phase 1 :** Correspond au début de repolarisation. Durant cette phase les canaux du K^+ s'ouvrent alors que ceux de Na^+ s'inactivent.
- **Phase 2 :** Due à une forte augmentation de la conductance des canaux L-type qui sont les canaux major du transport du Ca^{+2} . Ils s'ouvrent lorsque le potentiel d'action dépasse -40 Mv et ils restent ouverts pendant un long moment. Durant cette phase contrairement au passage des ions Ca^{+2} au milieu extracellulaire, un mouvement au sens inverse des ions K^+ se continue.
- **Phase 3 :** Correspond à une augmentation dans la conductance des ions K et une diminution de celle de Ca. il est noter que durant la phase 0, 1,2et3, la cellule ne peut être excitée et ceci donne au cœur le temps pour qu'il se remplisse et pour qu'il éjecte le sang (EPR : effective refractory période).
- **Phase 4 :** Le potentiel d'équilibre membranaire est atteint. La cellule revient l'état de polarisation et elle prête d'être excitée

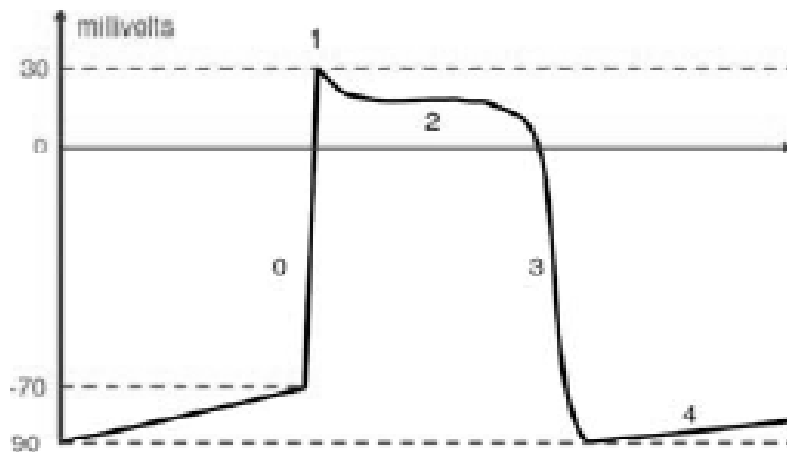


Figure I.3: les différentes phases du potentiel d'action

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 1.4). 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. [6]

Après la contraction complète des ventricules, le myocarde revient à son état de repos. Un nouveau cycle cardiaque commence. Comme est représenté par la (Figure I.4)

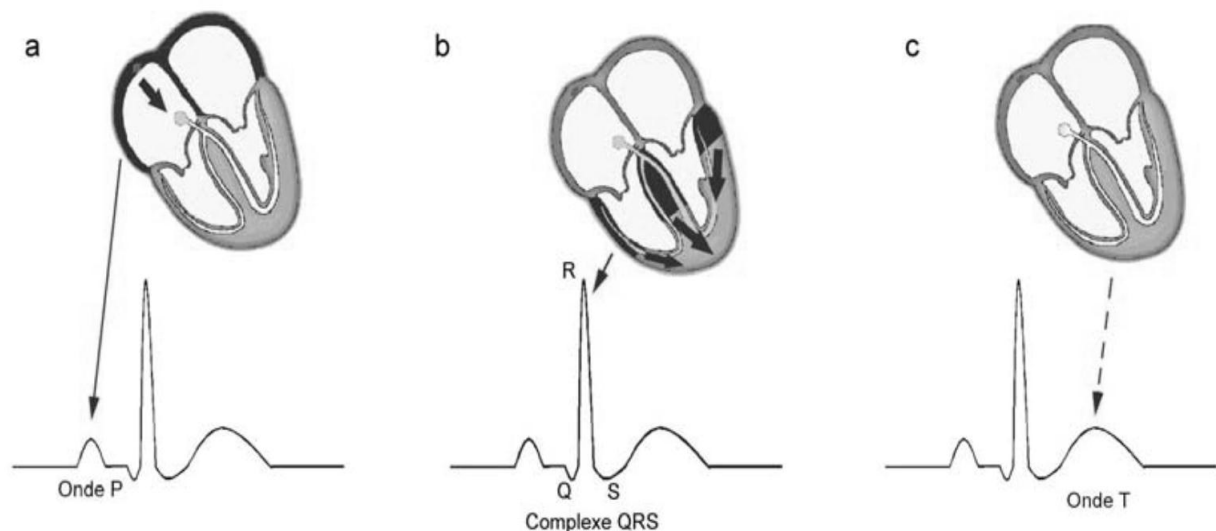


Figure I.4: La contraction des oreillettes se traduit sur l'ECG

I.5 L'enregistrement de l'activité cardiaque

L'enregistrement de l'activité cardiaque se fait à l'aide des électrodes bien disposées sur le corps humain. Chaque emplacement standard de ces électrodes engendre une dérivation.

Le signal électrique acquis est ensuite traité pour le rendre plus exploitable par le médecin.

La chaîne d'acquisition d'un électrocardiogramme peut être représentée par la (Figure I.5).

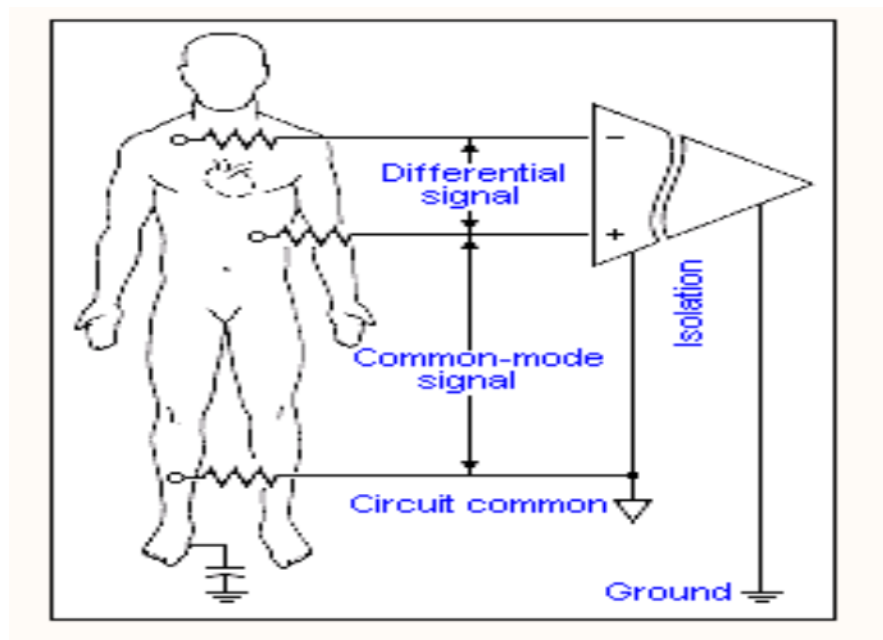


Figure I.5 : Schéma simplifié d'une chaîne d'acquisition d'un ECG

Système de dérivations de l'ECG :

Les 12 dérivations standards s'organisent en 3 groupes :

- 3 dérivations bipolaires d'Eindhoven ;
- 3 dérivations unipolaires augmentées de Goldberger ;
- 6 dérivations unipolaires précordiales de Kossman.

I.5.1 Dérivations bipolaires :

La disposition des électrodes dans les trois dérivations bipolaires standards respecte une convention établie par Einthoven [7]. Le système d'Einthoven se base sur les hypothèses suivantes :

L'activité électrique du cœur est équivalente à celle d'un dipôle, dont la direction, l'orientation et le moment varient au cours de la systole, mais dont l'origine reste fixe ;

Les membres sont de simples conducteurs linéaires ;

Le corps constitue un milieu résistif homogène.

Einthoven a proposé trois dérivations, appelées bipolaires car le potentiel est mesuré entre deux électrodes (voir Figure I.6) :

DI enregistre la DDP entre le bras gauche (VL) et le bras droit (VR) ;

DII enregistre la DDP entre la jambe gauche (VF) et le bras droit (VR) ;

DIII enregistre la DDP entre la jambe gauche (VF) et le bras gauche (VL).

$$DI = VL - VR$$

$$DII = VF - VR$$

$$DIII = VF - VL$$

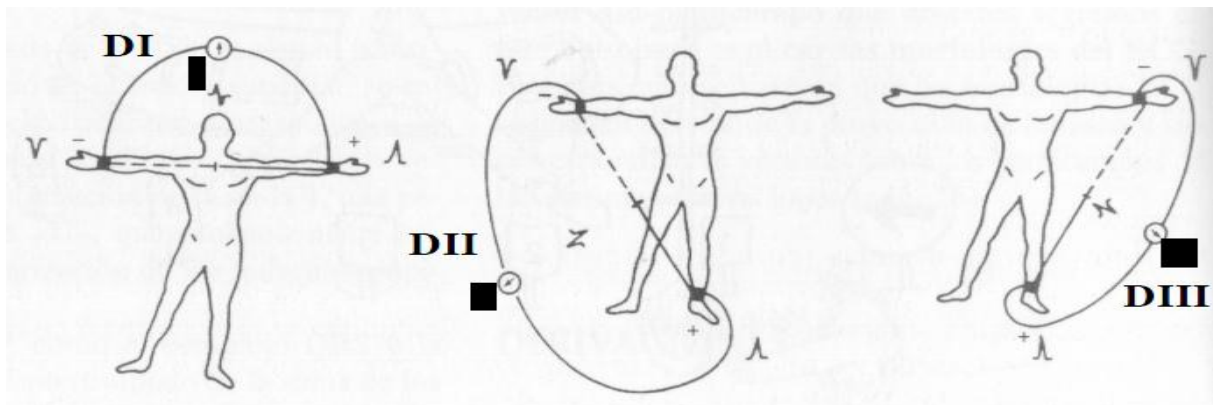


Figure I.6: Les dérivations bipolaires

I.5.2 Les dérivations unipolaires

En 1934, Wilson a introduit des nouvelles dérivations « unipolaires » (Figure I.7.8.9).

Ces dérivations consistent à mesurer une différence de potentiel entre un point de référence virtuel et les trois points R, L et F. Huit ans après, Goldberger a réussi d'améliorer les dérivations de Wilson. Le signal électrocardiogramme est mesuré entre chacune des trois points (R, L et F) et les deux autres points.

Ceci a permis d'avoir des amplitudes plus grandes que celles-ci enregistrées par la méthode de Wilson. [8,9]

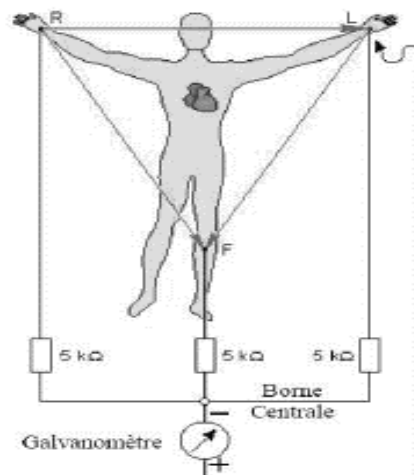


Figure I.7 : Dérivation unipolaire de Wilson

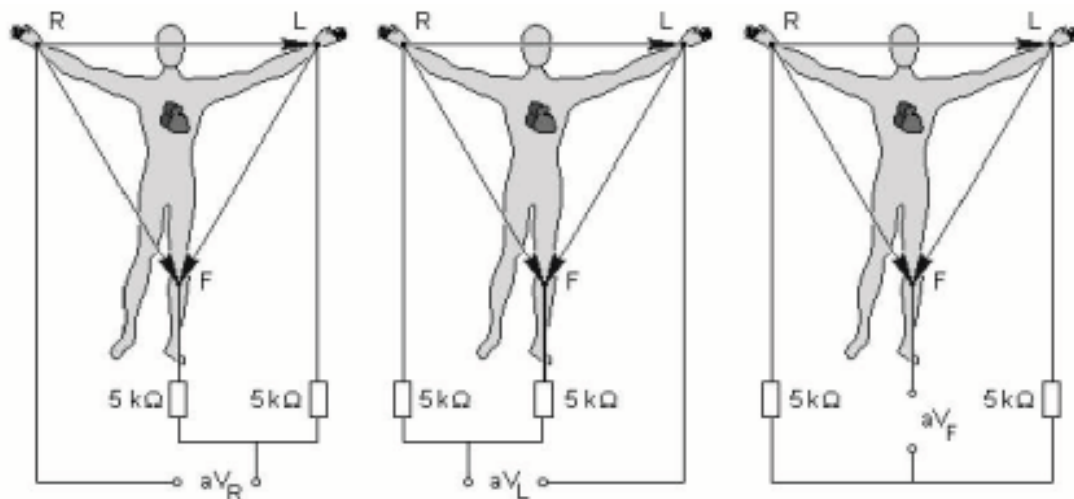


Figure I.8 : Système de Goldberger pour l'enregistrement des trois dérivation unipolaires des membres augmentées.

I.5.3 Les dérivation unipolaires précordiales

Pour mesurer les potentiels proches du cœur, 6 électrodes sont placées sur le thorax, et enregistrent les dérivation dites précordiales introduites dans [10], [V1, V2, V3, V4, V5 et V6]. Ces 6 dérivation sont localisées du côté gauche du thorax. (Figure I.9)

Position des électrodes précordiales:

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

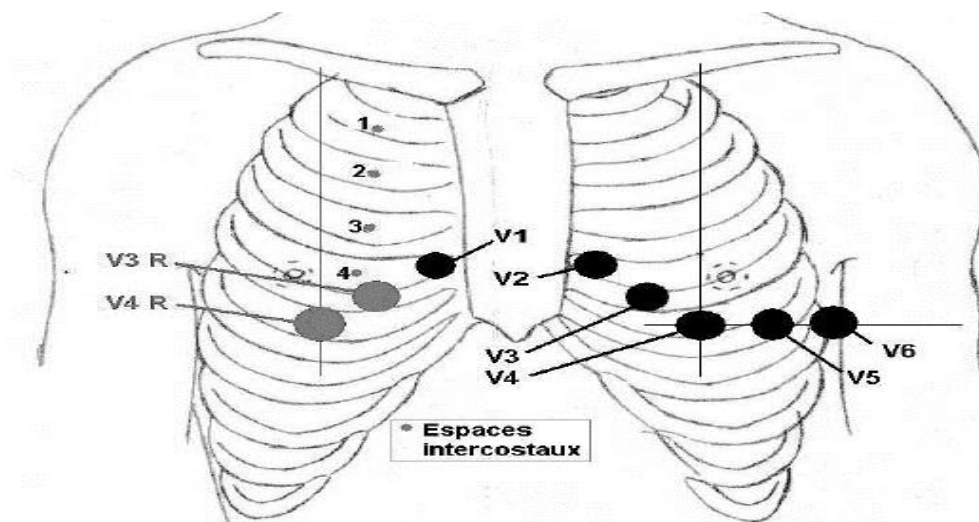


Figure I.9 : Les dérivations précordiales

I.6.1 Les ondes de l'ECG

Chaque cycle de dépolarisation/repolarisation du cœur correspond au passage du courant électrique, chez le sujet sain, des oreillettes vers les ventricules qui se contractent dans ce même ordre. [11] Sur le plan électrocardiographique, cela se traduit par l'enregistrement toujours dans le même ordre de différentes ondes : P, QRS, et T. (Figure I.10)

- 1) L'onde P est une déflexion correspondant à la dépolarisation des oreillettes droite et gauche,
- 2) Le complexe QRS correspond à un ensemble de déflexions dues à la dépolarisation des ventricules,
- 3) L'onde T correspond au courant de repolarisation des ventricules. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

I.6.2 Les intervalles de l'ECG

Les intervalles et segments du tracé électro cardiographique sont des paramètres importants, permettant d'évaluer la normalité ou non de l'espace entre deux événements électriques. [12] (Figure I.10)

- L'intervalle P-R (ou P-Q) correspond au délai entre la dépolarisation de l'oreillette Et elle du ventricule.
- L'intervalle Q-T correspond au temps de systole ventriculaire qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.
- Le segment S-T correspond à la phase de repolarisation ventriculaire
- L'intervalle P-P représente le cycle cardiaque. Il n'est en général pas mesuré.
- L'intervalle R-R sépare les sommets des 2 ondes R successives et représente le cycle de repolarisation ventriculaire. Il est associé à la période cardiaque.

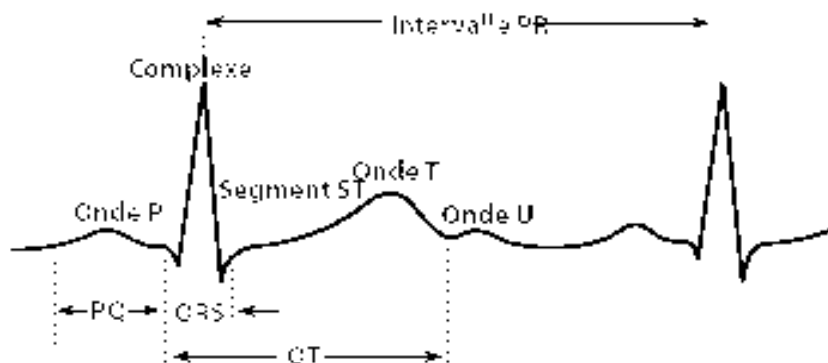


Figure I.10 : les ondes et les intervalles du signal ECG

Ondes et intervalle	Forme
P	Positive, Arrondie, toujours négative en a VR
PR	Isoélectrique
QRS	Fins
ST	Isoélectrique
T	Positive Asymétrique

Tableau I.1 : la morphologie des ondes ECG

I.7 La variabilité cardiaque

La variabilité fréquence cardiaque traduit la variation du rythme cardiaque. Elle représente la différence temporelle entre les différentes ondes R successives. Elle agit comme un excellent indicateur pour évaluer l'activité du système nerveux autonome, tant au niveau périphérique que central et la balance entre les deux branches du système nerveux sympathique et parasympathique. Cet article apporte les arguments théoriques et empiriques qui suggèrent que la variabilité cardiaque est un bon indicateur de la capacité à réguler les émotions.

Des applications cliniques de la variabilité cardiaque également existent. L'amélioration de la capacité à réguler les émotions au moyen du biofeedback pourrait avoir un intérêt dans le traitement des troubles anxieux et dépressifs et d'autres troubles comportementaux. [13]

Les techniques de relaxation et de méditation paraissent également modifier la variabilité cardiaque et pourraient être utilisées, mais les techniques plus efficaces sont celles qui combinent le contrôle respiratoire, la relaxation et méditation au biofeedback de variabilité cardiaque. Un exemple de la détermination de la variabilité cardiaque est illustré sur la

(Figure I.11).

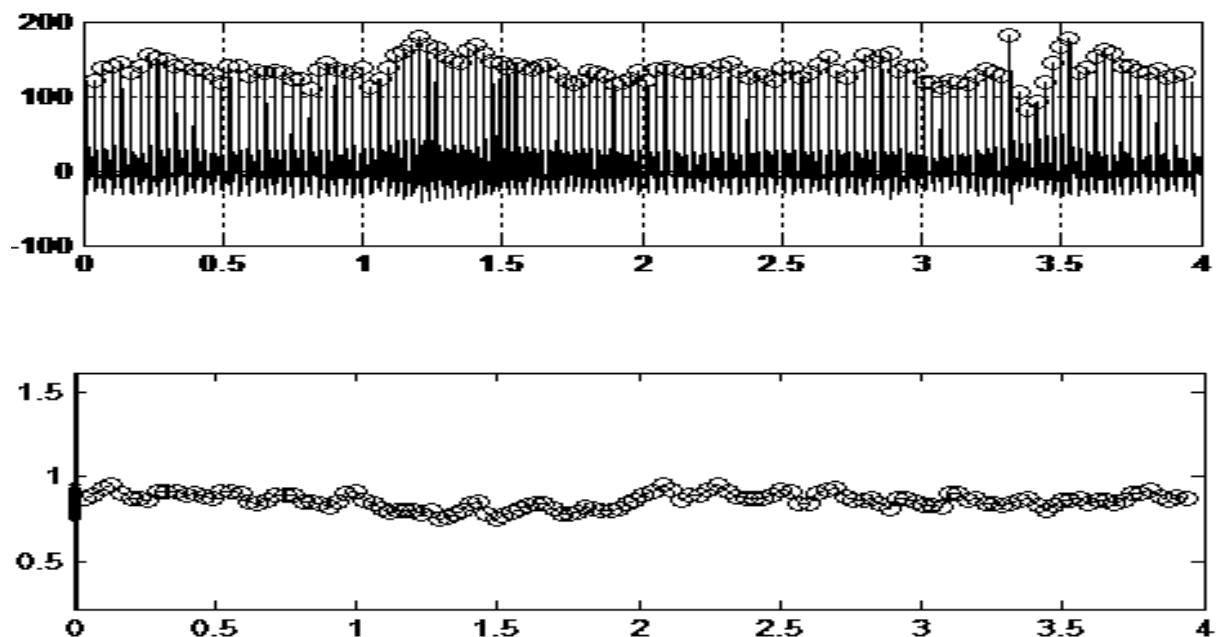


Figure I.11 : La variabilité cardiaque

I.8 Les anomalies cardiaques [14]

I.8.1 Le rythme normal

Le rythme sinusal prend naissance dans le nœud sinusal. la systole dépolarise successivement les oreillettes et les ventricules à une fréquence entre 60 à 100 battement/min.

L'analyse de l'ECG montre autant d'ondes P que de QRS, chaque onde P entraînant un QRS fin. Le segment ST est isoélectrique.

- a) La bradycardie sinusale : Rythme régulier, sinusal de 60 battement/min. Ce rythme peut être normal chez un athlète, par exemple.
- b) La tachycardie sinusale : Rythme régulier, sinusal plus de 100 battement/min. chez l'adulte. Ce rythme peut être normal après un effort physique, un sursaut

I.8.2 Les contractions pré ventriculaires

La dépolarisation commence au nœud sinusal, de proche en proche, il y a une propagation de cette dépolarisation du myocarde autour de ce nœud sinusal. Ainsi l'oreillette droite est d'abord dépolarisée, puis cela se transmet à l'oreillette gauche. Cela correspond à la contraction des oreillettes.

Ensuite, la dépolarisation arrive au niveau du nœud auriculo-ventriculaire elle descend dans le faisceau de His et le réseau de Purkinje.

Elle arrive alors à la pointe inférieure du ventricule gauche et s'étend, partit de là dans le VG. Elle se transmet ensuite de la pointe vers la base (c'est-à-dire qu'elle remonte).

I.8.3 Les blocs de branche

Un bloc de branche est un trouble de la conduction cardiaque dont le blocage est situé sur une des branches du faisceau de His au niveau des ventricules cardiaques.

Il existe le bloc de branche droit qui diminue la conduction de l'influx dans le ventricule droit et le bloc de branche gauche le ventricule gauche.

- a) **Bloc branche droite** : BBD avec des caractères suivante

- QRS : Aspect en RR' dans les dérivations droites (DII, DIII, a VF, V1, V2)
- Ondes T négatives dans les dérivations droites.
- Dérivation axiale droite si BBD complet.

b) **Bloc branche gauche** : BBG avec des caractères suivante

- QRS : Aspect en RR' dans les dérivation gauche (DI, a VF, V5, V6)
- Ondes T négatives dans les dérivation gauches.
- Dérivation axiale gauche si BBD complet.

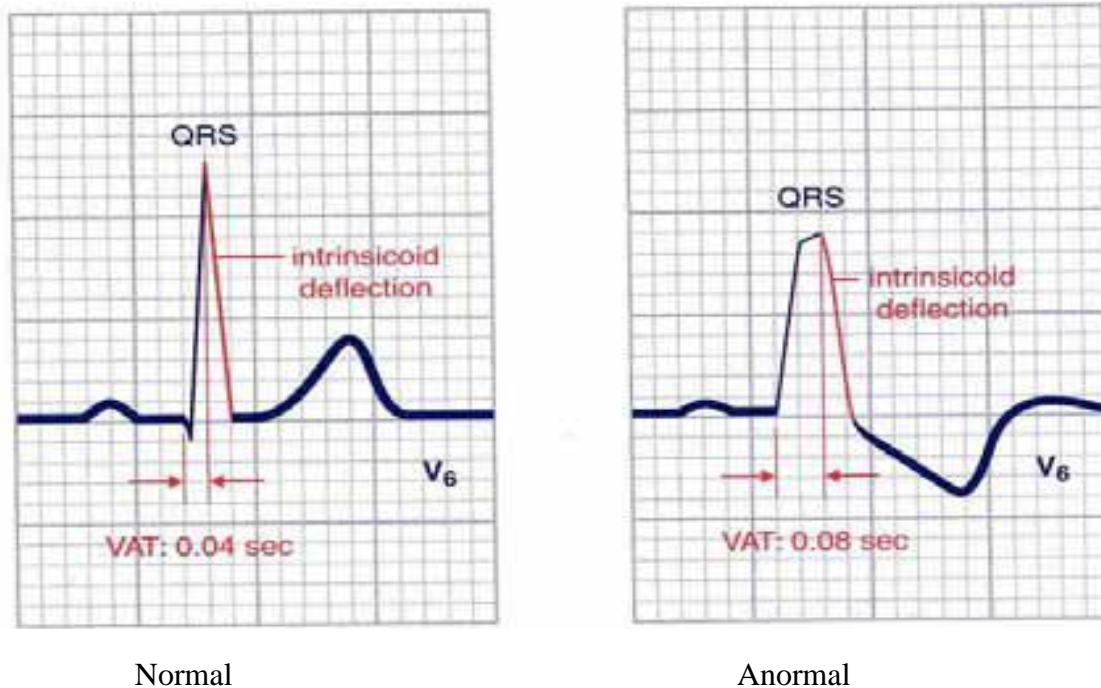


Figure I.12 : Les blocs de la branche

I.8.4 Les fibrillations auriculaires

Durant un battement de cœur régulier, les deux cavités supérieures (les oreillettes) envoient un signal électrique qui fait en sorte que le cœur pompe le sang dans tout le corps. La fibrillation auriculaire se manifeste lorsque l'activité électrique devient irrégulière et cause des contractions rapides et désordonnées des oreilles.

Ces contractions anormales des oreillettes peuvent causer le pompage inefficace du sang dans tout le corps.

I.10 Conclusion

Dans ce chapitre, une étude des notions fondamentales de la cardiologie a été faite. Nous avons vu que l'activité électrique du cœur engendre un signal électrique. Des électrodes sont utilisées pour enregistrer ce signal avec des positions standard appelées dérivations. Le signal obtenu est constitué d'une succession des ondes nommées P, QRS et T. chacune de ces ondes reflète une partie bien précise de l'activité électrique du cœur.

A partir de ce signal des anomalies cardiaque ; tel que les fibrillations auriculaires et les blocs ventriculaire ; peuvent être déterminées et analysées.

Nous avons vu aussi que la variabilité cardiaque est un paramètre assez important puisqu'elle permet non seulement de caractériser ces anomalies mais de donner aussi des indications sur l'effet du cerveau sur l'activité électrique du cœur.

II.1 Introduction

L'objet de l'approche dynamique est l'étude de la formation des patterns et des structures, dans les systèmes complexes. Il s'agit d'une métathéorie, proposant un cadre formel d'analyse, indépendant des substrats ou niveaux d'analyse sur lesquels elle peut être appliquée. Elle est conceptuellement liée à un certain nombre de courants théoriques apparus ces dernières années, parmi lesquels on peut citer les théories de Von Foerster sur le principe de la création de l'ordre à partir du bruit, les travaux d'Atlan sur le bruit et l'auto-organisation dans les organismes vivants, l'analyse systémique, amenant l'idée fondamentale selon laquelle "le tout est plus que la somme des parties", les travaux de Prigogine sur les structures dissipatives, la théorie des catastrophes de Thom [15], la théorie des états critiques ou la théorie du chaos (Gleick, 1991). [16]

Le courant théorique auquel nous nous référons principalement est la synergétique, une approche interdisciplinaire de l'auto-organisation formulée par Haken [17].

Ses domaines d'application sont divers. On retrouve des approches dynamiques dans des domaines tels que l'astrophysique, la physique des particules, l'étude des turbulences hydrauliques, l'étude des champs magnétiques, la météorologie, le développement et le contrôle et l'apprentissage moteur, l'économie, la sociologie, la psychopathologie, la gestion, la prospective.

II.2 Système dynamique

D'une manière générale, un système dynamique décrit des phénomènes qui évoluent au cours du temps. Le terme « système » fait référence à un ensemble de variables d'état (dont la valeur évolue au cours du temps) et aux interactions entre ces variables. L'ensemble des variables d'état d'un système permet de construire un espace mathématique appelé « Espace des phases » [18].

L'identification des paramètres d'ordre et des paramètres de contrôle constitue les étapes principales de l'étude de la dynamique des systèmes complexes.

Les équations décrivant l'évolution des systèmes dynamiques sont généralement des équations différentielles de ce type:

$$\frac{d\vec{x}}{dt} = \vec{F}(\vec{x}(t), \vec{\delta}) \quad \text{II-1}$$

\vec{x} Est un vecteur spécifiant l'état du système, $\vec{\delta}$ représente sa dérivée temporelle, et \vec{F} est une fonction non linéaire du vecteur, qui peut dépendre de certains paramètres et de facteurs stochastiques. x , dans ce type d'équation, est la variable collective rendant compte de la coordination dans son ensemble.

Titre d'exemple des systèmes dynamique non linéaire, on peut citer l'oscillateur de Duffing-Van der Pol. Ce système est donné par l'équation suivante :

$$\frac{d^2y}{dt^2} - \mu(1 - y^2) \frac{dy}{dt} + y^3 = f \cdot \cos(\omega t) \quad \text{II-2}$$

μ , ω et f sont les paramètres du système. Ce système peut être aussi décrit par des équations du premier ordre :

$$\frac{dx_1}{dt} = x_2 \quad \text{II-3}$$

$$\frac{dx_2}{dt} = \mu \cdot (1 - x_1^2) \cdot x_2 - x_1^3 + f \cdot \cos x_3 \quad \text{II-4}$$

$$\frac{dx_3}{dt} = \omega \quad \text{II-5}$$

Avec: $x_1 = y$ $x_2 = \frac{dy}{dt}$ Et $x_3 = \omega t$.

II.3 L'espace des phases

II.3.1 définition

De manière simplifiée, l'espace des phases permet de traduire des séries de nombre en une représentation spatiale, de dégager l'essentiel de l'information d'un système en mouvement et de dresser la carte routière de toutes ses possibilités.

II.3.2 Les variables d'états

L'espace des phases est un espace mathématique souvent multidimensionnel. Chaque axe de coordonnées de cet espace correspond une variable d'état du système dynamique étudié et chaque variable d'état caractérise le système à un instant donné. Pour chaque instant donné, le système est donc caractérisé par un point de cet espace.

A l'instant suivant, il sera caractérisé par un autre point et ainsi de suite. Si l'espace des phases est représenté en trois dimensions, cette suite de points peut montrer graphiquement l'évolution du système dans le temps.

L'ensemble des trajectoires possibles constitue le portrait de phases. Celui-ci peut aider à percevoir l'attracteur du système.

II.3.3 Reconstruction de l'espace des phases

Un système dynamique peut avoir plusieurs variables d'état. La problématique qui peut se poser dans ce cas : quelles sont les variables d'états les plus pertinentes qui peuvent être utilisées pour reconstruction l'espace des phases ?

D'autre part, dans certain cas, nous avons seulement des mesures discrètes d'une seule variable d'état. Comment peut-on alors construire l'espace des phases à partir de cette série temporelle d'une dimension?

La solution est utiliser la technique de reconstruction qui est appuyée sur le théorème formulé par Taken [19]

A partir d'une série de valeur $x(t)$, il faut constituer un nombre fini de vecteurs d'état à m coordonnées construites à partir des valeurs retarder d'un délai τ . Ces vecteurs forment l'attracteur reconstruit. En d'autres termes, il s'agit de reconstituer une série temporelle de points distants d'un délai τ . L'équation suivante illustre la constitution de l'un de ces vecteurs à m coordonnées :

$$Y_i = \mathcal{Y}_{(i+\tau)}, \mathcal{Y}_{(i+2\tau)}, \dots, \mathcal{Y}_{i(m-1)\tau} \cdot [20] \quad \text{II-6}$$

Le paramètre τ est appelé le délai ou bien le retard. Le paramètre m représente la dimension de l'espace des phases, encore appelée dimension de plongement.

II.3.3.1 Détermination de délai

Pour déterminer le délai τ , nous avons utilisé la méthode d'autocorrélation. La méthode peut être comprise la intuitive : l'utilisation de valeur trop petites de τ entraînerait des corrélations (des dépendances) fortes entre les différentes variables du système. A l'opposé, le choix de valeurs trop grandes donnerait naissance à de fausses corrélations observation de l'espace des phases par des repliements de trajectoire la dépendance entre les variable est mesurable par une fonction particulière, appelée fonction d'autocorrélation plus la fonction prend des valeurs élevées, plus les valeurs expérimentales sont corrélées. La méthode consiste à choisir la valeur de τ correspondant au premier zéro de cette fonction, c'est-à-dire à la première fois qu'elle s'annule.

II.3.3.2 Déterminer la dimension de propagation D

Pour déterminer la dimension de propagation nous avons utilisé la méthode de la dimension de corrélation : c'est une détection du chaos pour les données expérimentales se fait le plus souvent par la dimension de corrélation, utilisant généralement la méthode de Grassberger and Procaccia [21].

Le calcul se fait généralement par la mesure de la distance $\square r$ proportionnelle à r . La dimension de corrélation est donnée par : [21]

$$D_2 = \frac{\delta \log(C)}{\delta \log(r)} \quad \text{II-7}$$

Quand: $\delta r \rightarrow 0$;

$r \rightarrow 0$;

II.4 Attracteur

Un système tend à adopter, sous l'influence des contraintes qui le constituent et/ou qui pèsent sur lui, un certain type de comportement, que l'on peut qualifier de naturel, spontané ou préférentiel. C'est à ces coordinations préférentielles que l'on donne le nom d'attracteur.

Plusieurs types d'attracteurs sont classiquement définis: les points fixes correspondent à un état vers lequel semble converger le système: on peut citer l'exemple du pendule, qui tend sous l'action de la pesanteur à rejoindre sa position de repos.

Les cycles limites renvoient à la répétition d'une trajectoire. On retrouve ce type d'attracteur dans les oscillateurs auto-entretenus.

Enfin, les attracteurs étranges ou chaotiques (comme l'attracteur de Lorenz) présentent une trajectoire plus complexe, qui bien que ne se répétant jamais à l'identique, conserve une part de déterminisme.

II.5 le comportement chaotique

Un système ayant un comportement chaotique est un système qui représente une sensibilité aux conditions initiales.

Autrement dit, une faible variabilité dans les conditions initiales produit une grande variabilité de la sortie. c.à.d. que si on change à peine les conditions initiales on aura une sortie totalement différente de la première sortie (la variabilité entre les deux sorties sera très grande alors que la variabilité entre les conditions initiales est à peine perceptible).

II.6 Exposant de Lyapunov

Les systèmes dynamiques peuvent être parfois très sensibles aux petites variations d'une condition initiale. Ces petites variations prennent rapidement de l'ampleur.

Alexander Lyapunov, un mathématicien russe, s'est intéressé à ce phénomène et a développé une entité appelée "exposant de Lyapunov" qui mesure la vitesse à laquelle ces variations peuvent s'amplifier dans les systèmes décrivant dans l'espace un état qui évolue dans le temps, ou encore le degré de sensibilité d'un système dynamique [22].

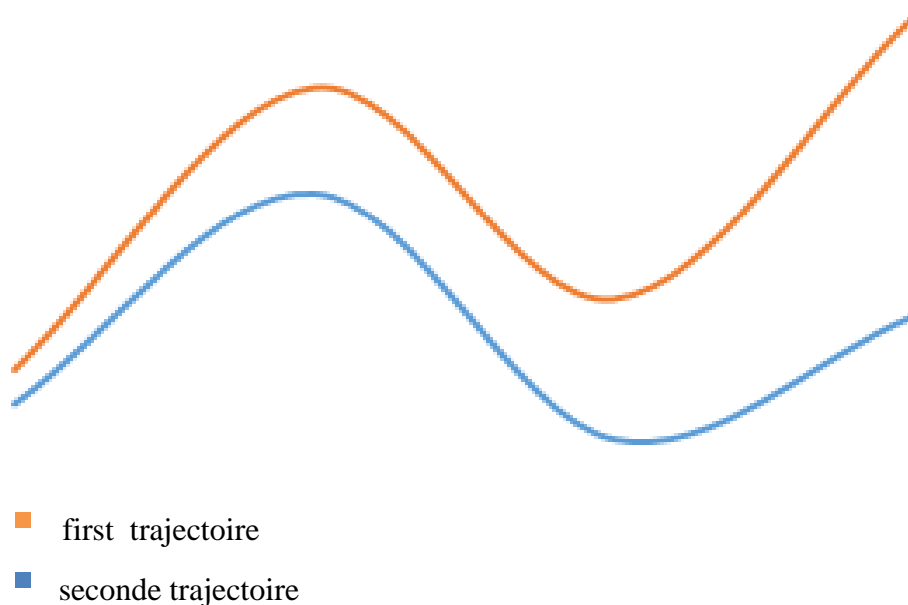


Figure II.1 : Principe de trajectoire des exposants de Lyapunov

Soit une application discrète f de \mathbb{R} dans \mathbb{R} qui applique X_t sur X_{t+1} . Choisissons deux conditions initiales très proches, soit x_0 et $x_{0+\varepsilon}$ et regardons comment se comportent les trajectoires qui en sont issues pour trouver alors un réel λ tel que après t itérations. [23]

$$|f^t(x_0 + \varepsilon) - f^t(x_0)| \cong \varepsilon e^{t\lambda} \quad \text{II-8}$$

$$\ln \left| \frac{f^t(x_0 + \varepsilon) - f^t(x_0)}{\varepsilon} \right| \cong t\lambda \quad \text{II-9}$$

Si l'on fait tendre ε vers 0, il vient :

$$\lambda \cong \frac{1}{t} \ln \left| \frac{df^t(x_0)}{x_0} \right| \quad \text{II-10}$$

Finalemment, en faisant tendre t vers l'infini et en utilisant la règle de dérivation en chaîne
On obtient :

$$\lambda = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{1}{t} \sum_{i=0}^{t-1} \ln \left| f'(x_i) \right| \quad \text{II-11}$$

λ Est appelé exposant de Lyapunov. Cette quantité sert à mesurer le degré de sensibilité d'un système suite à une très petite variation de sa condition initiale x_0 . Un tel système (ayant une des caractéristiques des systèmes chaotiques) aura une quantité la positive. Si, par contre elle sera négative on perd de l'information sur les conditions initiales, et de petites variations n'ont aucun effet à long terme sur le système. L'exposant de Lyapunov est en fait une mesure du degré de stabilité d'un système.

II.7 Exposant de Hurst

Certains phénomènes naturels ont une dépendance temporelle à long terme : les corrélations de leurs séries persistent de manière continue. Ces caractéristiques peuvent prouver la présence d'une structure fractale. Hurst a introduit une notion (largement développée par la suite par Mandelbrot) dans le but de détecter la structure de dépendance de long terme d'une série temporelle.

L'exposant de Hurst permet de classifier les séries temporelles en fonction de leur mémoire.

L'exposant de Hurst est compris entre 0 et 1. Un exposant supérieur à 0.5 révèle que si une série a augmenté précédemment, il est fort probable qu'il continue à le faire (Phénomènes de persistance).

Ces séries ont une mémoire à long terme, les événements actuels et les événements futurs ont une corrélation à long terme (la variable est sensible à son histoire).

A l'inverse un exposant inférieur à 0.5 qui révèle un phénomène d'anti-persistance. [24]

II.8 conclusion

Ce chapitre nous a permis d'avoir une vue générale sur l'analyse dynamique ainsi que sur la théorie du chaos. Ces outils sont très efficaces pour résoudre des problèmes de traitement du signal dans le domaine médical. Dans ce travail nous allons faire une étude comparative sur le comportement de chacune des paramètres à savoir les exposants de Lyapunov et de Hurst.

Conclusion Générale

Conclusion générale et perspectives :

Ce mémoire s'est attaché à étudier la présence du comportement chaotique du signal de la variabilité cardiaque. En effet, ce comportement est récemment étudiée pour certain processus biologique tels que le débit cardiaque.

Dans notre travail les signaux représentant la variabilité du rythme cardiaque est générée, ils sont par la suite subdivisés en deux groupes. Le premier groupe contient des signaux VRC pour des cas normaux. Le deuxième groupe est constitué des signaux pathologiques (APC, PVC, BBR, BBL). Pour l'ensemble des signaux générés les exposants de Lyapunov et de Hurst sont calculés.

Après calcul des différents exposants, les résultats trouvés nous indique que la plupart des signaux analysé ont un comportement chaotique sauf pour certain cas qui ont été calculé avec les exposants de Hurst.

Comme perspective, nous souhaitons faire une étude plus élargie en utilisant d'autre base de données ainsi que d'étudié le comportement chaotique de ces signaux en utilisant d'autres méthodes tels que la exposant de Holder et corrélation de la dimension.

Bibliographie

- [1] Etienne-Paul D'Alché, "comprendre La physiologie cardiovasculaire", Flammarion Médecine-Sciences, 2003.
- [2] F. boudreal, M. boyer, M. Claude Désorcy, "principe d'anatomie et de physiologie", De Boeck Université, Tortora, 2002.
- [3] MEZIANE Hadj Boumediene, "Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de la carte DSPACE", Mémoire de fin d'étude, 2003.
- [4] Aymeric Histace, " Traitement de signal biomédical", thèse de doctorat, université de Nice, téléchargeable à partir de
http://www.i3s.unice.fr/~cabasson/data/research/Cabasson_Aline_These.zip
- [5] M. Blondeau, M.hiltgen," Electrocardiography Clinique", Masson, 1980.
- [6] S. A. Jones, M. S Ed, Mha, Emt-P, "ECG Notes Interpretation and Management Guide, F. A Davis Company, Philadelphia", Us a, 2005.
- [7] W. Einthoven: "Weiteresuber das elektrokardiogram". Arch Ges Physiol Menschen-Thiere, pages 517-548, 1908.
- [8] E. Goldberger: The a VL, a VR and a VF leads; "a simplification of standard lead Electrocardiography". Am. Heart J., vol. 24: pagers 378-396, 1942.
- [9] E. Goldberger," A simple electrocardiographic electrode of zero potential and a Technic of obtaining augmented, unipolar extremity leads", Am. Heart J., Vol.23, pagers 483-492, 1942.
- [10] C.E. Kossman ET F.D. Johnson:" The precordial electrocardiogram I. the potential Variations of the precordium and of the extremities in normal subjects", Am. Heart J., vol. 10, pagers 925-941, 1935.
- [11] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real time QRS detection algorithm", IEEE Trans. on

Bibliographie

Biomed. Eng., vol. BME-32, pages 230-236, 1985.

[12] N.V. Thakor, J.G. Webster ET W.J. Thompkins: "Estimation of the QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter". IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-31, No.vol.11: pages 702-706, 1984.

[13] D.P. Zipes, J. Jalife, "CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY: FROM CELL TO BEDSIDE", Philadelphia, 2004.

[14] formation sur le langage et la lecture d'un ECG destinée aux techniciens ambulanciers de la région Chaudière-Appalaches Denise Hébert, chargée De Projet Uccspu, 2006

[15] Thom, http://fr.wikipedia.org/wiki/Th%C3%A9orie_des_catastrophes

[16] Gleick, J. "La théorie du Chaos". Paris: Flammarion, (1991).

[17]Haken, H., Kelso, J.A.S. & Bunz, H." A theoretical model of phase transition in human hand movement". Biological Cybernetics vol. 51, pages 347-356, (1985).

[18]LORENZ E. "Deterministic non periodic flow". J AtmSci 1963, vol.20, pages 130-141.

[19] TAKENS. Detecting strange attractors in turbulence. LS Young Springer: "Dynamical systems and turbulence. Lecture Notes on mathematics", berlin 1980,

[20] Teich, Steven B, Lowen, Bradley M. Jost, and Karin Vibe-Rheymer,"Heart rate variability" measures and models Melvin C,

[21] P Grassberger and I Procaccia, "Characterization of Strange Attractors", Physical Review Letters 50, pp346-349, 1983.

[22] J. B. Ding well, "Lyapunov Exponents", Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2006.

[23] A. Wolf, Jack B. Swift, Harry L. Swinney and J.A. Vastano, "Determinig Lyapunov Exponents from a Time Series", Physica, pp285-317, 1985.

Bibliographie

[24] Ibticeme Sedjelmaci, F. Bereksi. Reguig, "Etude du Comportement Chaotique et l'Organisation Fractale du Signal ECG", Biomeic 13, université de Tlemcen ABOUBEKR BELKAÏD ,2013.

[25] George B. Moody, Records in the MIT-BIH Arrhythmia Database; 1997 (revised 2010)

III.1 Introduction

Pour un bon diagnostic du signal ECG, il est nécessaire d'avoir suffisamment de données. Mais l'analyse de l'ensemble des données d'un signal ECG est une opération souvent ennuyeuse et demande beaucoup de temps et d'effort, c'est pour cela que l'analyse par ordinateur est de plus en plus utilisée.

Plusieurs algorithmes ont été développés pour extraire les paramètres d'intérêt clinique en vue d'une reconnaissance des signatures des pathologies cardiaques.

Dans ce travail nous avons utilisé un algorithme capable de détecter le début et la fin des différentes ondes pour extraire le signal de la variabilité du rythme cardiaque (VRC) pour des signaux ECG de cas normaux et de cas pathologique (PVC, BBR...), puis nous avons calculé les exposants de Lyapunov et de Hurst pour l'ensembles des signaux VRC et cela pour étudier le comportement chaotique de ces signaux, leurs variabilités ainsi que leur phénomène de persistance.

III.2 La base de données MIT-BIH

Depuis 1975, les laboratoires de l'hôpital de Beth Israël à Boston et MIT ont réalisé une base de données MIT/BIH, qui a commencé à être distribuée en 1980.

Cette base de données contient 48 enregistrements extraits d'une demi-heure des enregistrements ambulatoires à deux voies d'ECG, obtenus à partir de 47 sujets étudiés par le laboratoire d'arythmie de BIH entre 1975 et 1979. Vingt-trois enregistrements ont été choisis au hasard d'un ensemble de 4000 enregistrements ambulatoires de 24 heures d'ECG rassemblées d'une population mélangée des patients hospitalisés (60%) et des patients non hospitalisés (40%) à l'hôpital de Beth Israël à Boston, les 25 enregistrements restants ont été choisis parmi les mêmes enregistrements mais qui en considération des arythmies rarement observées qui ont une signification clinique.

Les enregistrements ont été échantillonnés à une fréquence $F_e=360$ Hz avec une résolution de 11 bits sur une gamme de 10mV.

Deux cardiologues ou plus ont indépendamment analysés chaque enregistrement, environ 110.000 annotations ont été incluses avec la base de données MIT/BIH. [25]

- Le tableau suivant représente les annotations des battements cardiaques (Tableau III.1)

Annotation	Description
N	Battement normal (normal beat)
A	Contraction auriculaire prématuré (Atrial Prématuré Contraction)
V	Contraction ventriculaire prématuré (prématuré Ventriculaire contraction)
a	Contraction auriculaire prématuré aberré (aberrated Atrial Prématuré Contraction)
R	Bloc de branche droit (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)
j	Battement nodal(ou jonctionnel) échappé (Nodal (Junctional) escape beat)
E	Battement ventriculaire échappé (ventricular escape beat)
e	Battement auriculaire échappé (atrial escape beat)
S	Battement supraventriculaire prématuré (supraventricular premature beat)
Q	Battement non classé (unclassified beat)

Tableau III.1: les annotations des battements cardiaques de la base de données MIT/BIH

III.3 Génération des signaux de la variabilité cardiaque

III.3.1 Description de l'algorithme de la détection

C'est une représentation de l'algorithme qui est développée dans le but de détecter les différentes ondes et par conséquent les différents intervalles. La détection est faite selon la chronologie suivante :

a. Détection de l'onde Q

La détection de l'onde Q est faite d'une manière similaire. La détection est basée sur la première dérivation. Une pente "*Slope*" est calculée à partir du signal ECG, est définie pour détecter le début de l'onde T. Elle est donnée par la formule suivante :

$$Slop(i) = -2.ecg.(i - 2) - ecg.(i - 1) + ecg.(i + 1) + 2.ecg.(i + 2) \quad \text{III-1}$$

Les différentes valeurs de cette pente vont subir une opération de seuillage, Le seuil est mis à jour pour chaque battement cardiaque comme suite :

$$Slope_thresh = \frac{thresh_param}{16} * \max i \quad \text{III-2}$$

$Thresh_param = 2, 4, \text{ ou } 16.$

$\max i$: représente simplement le pic R. La mise à jour de cette valeur est donnée par cette relation:

$$\max i = \frac{first_max\ i - \max i}{filter_param} + \max i \quad \text{III-3}$$

$first_max\ i =$ l'amplitude de l'onde R- l'amplitude de l'onde Q.

$filter_param = 2, 4, 8 \text{ ou } 16.$

L'onde Q est détectée si deux points successifs du signal ECG satisfont la condition suivante:

$$Slope(i) > Slope_thresh \quad \text{III-4}$$

Pour une détection plus fiable, l'onde Q est prise comme étant le minimum local dans une fenêtre de taille à partir du premier échantillon qui vérifie la condition précédente.

b. Détection de pic R

Une fois l'onde Q est détectée, l'onde R est définie comme étant la plus grande d'amplitude qui après l'onde Q

c. Détection de l'onde S

Pour détecter l'onde S, le premier passage par zéro après l'onde R est détecté. Ensuite, l'onde S est prise comme la valeur minimale dans la fenêtre de taille fixe à partir de la position du ce premier passage par zéro.

III.4 objectifs

Le signal de la variabilité cardiaque a été traité avec plusieurs méthodes d'analyses, l'analyse temporelle, fréquentielle et temps-fréquence. Récemment les méthodes issues de la théorie de chaos ont été utilisées.

Dans ce chapitre, la présence du comportement chaotique est étudiée. En effet, la présence du comportement chaotique est analysée en utilisant les exposants de Lyapunov et de Hurst.

La réalité de la valeur positive des exposants de Lyapunov signifie la présence du comportement chaotique. Alors que la valeur de l'exposant de Hurst comprise entre 0 et 1 indique qu'il y a un comportement chaotique.

Les valeurs de l'exposant de Hurst compris entre l'intervalle 0,5 et 1 signifie qu'il y a un phénomène de persistance et les valeurs comprises dans l'intervalle $[0; 0.5]$ indique un phénomène d'anti-persistance.

Remarque :

Les valeurs de l'exposant de Hurst sont toujours positives alors que les valeurs de l'exposant de Lyapunov peuvent être négatives et positives.

La base des signaux MIT/HIB a été utilisée pour générer les signaux de la variabilité du rythme cardiaque.

L'algorithme décrit auparavant a été utilisé pour détecter les ondes R du signal ECG. Le signal VRC est généré en calculant l'écart temporel entre les ondes R obtenus qui serait représenté par un point dans l'espace. Une interpolation de ses points est faite et par conséquent le signal de la variabilité du rythme cardiaque est obtenu.

Une fois les signaux reflétant la variabilité du rythme cardiaque sont générés les exposants de Lyapunov et de Hurst sont calculés.

Par conséquent, le comportement chaotique peut être étudié tout en analysant d'autres paramètres (variabilité et persistance) grâce aux valeurs de ces exposants.

III.5 Résultats

Comme il a été cité auparavant, une fois les signaux de la VRC générés, l'exposant de Lyapunov et Hurst sont calculés. En effet ces exposants sont calculés pour des signaux VRC reflétant un cas normal, PVC, APC, bloc de branche droit BBR et bloc de branche gauche BBL.

Les signaux utilisés dans cette analyse sont illustrés dans le tableau suivant (Tableau III.2)

Signal/cas	Normal	APC	PVC	BBR	BBL
103	+	+			
105	+		+		
109			+		+
111			+		+
112	+	+			
118		+	+	+	
122	+				
207				+	+
209	+	+	+		
212	+			+	

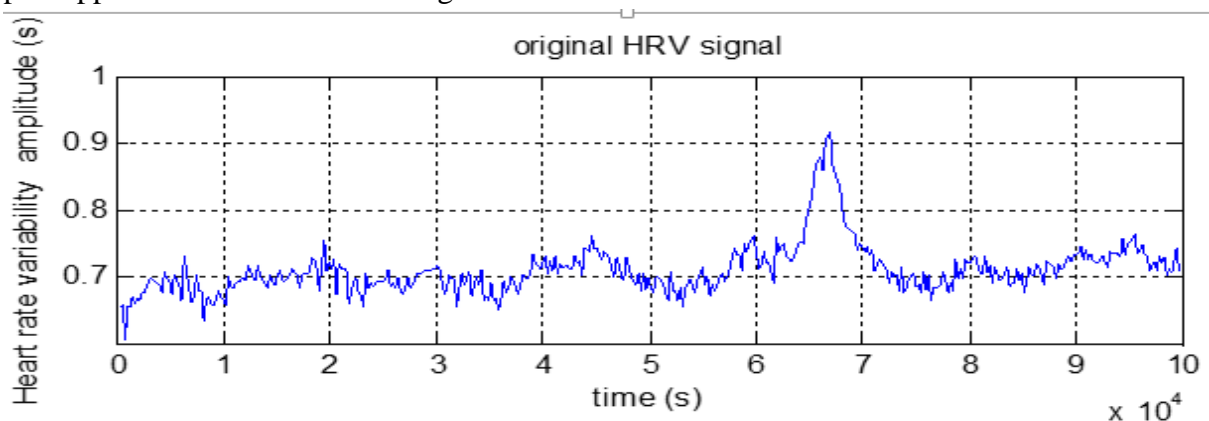
Tableau III.2 : signaux utilisés dans l'étude

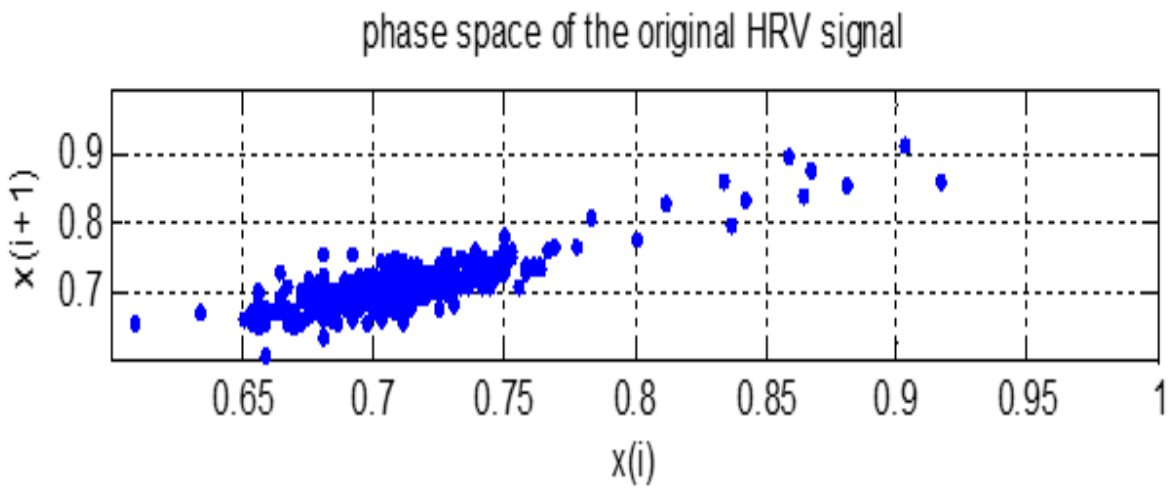
III.5.1 Etude du comportement chaotique pour un cas normal

a- En utilisant les exposants de Lyapunov :

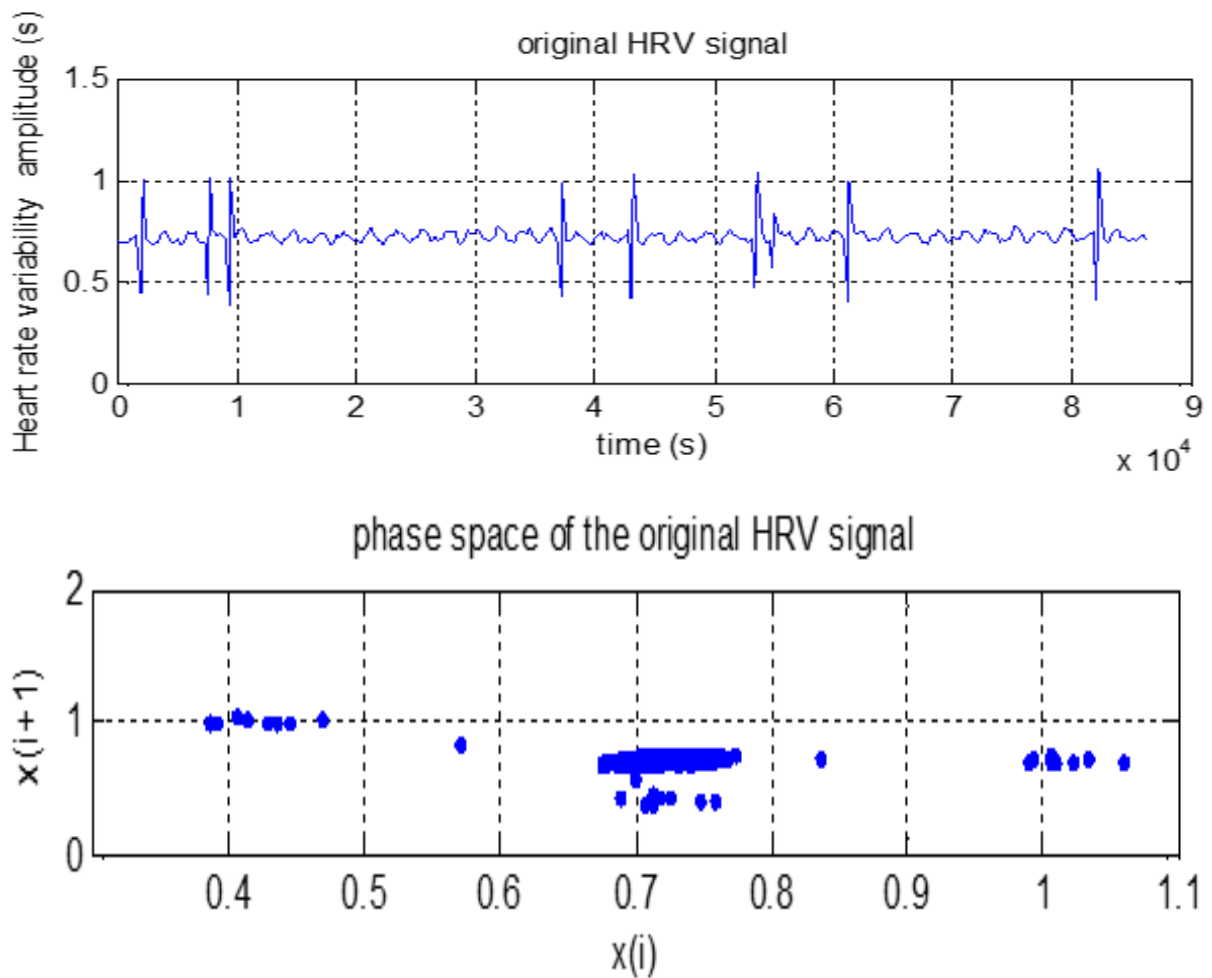
Les figures illustrent les signaux de la variabilité cardiaque ainsi que leurs espaces de phase pour deux cas normaux. Pour ces deux les exposants de Lyapunov sont 0.444, 0.456 respectivement. Ceci implique qu'il y a un comportement chaotique. On remarque que l'espace de phase pour le premier signal VRC est plus étroit par rapport au deuxième signal VRC.

Ceci revient à l'effet que la variabilité du rythme cardiaque du premier signal est plus faible par rapport à celle du deuxième signal.





FigureIII.1: Signal VRC et son espace de phase d'un cas normal (122)



FigureIII.2: Signal VRC et son espace de phase d'un cas normal (105)

En effet, l'allongement du deuxième espace de la phase est dû à de forte variabilité de la deuxième partie de ce signal (la partie comprise entre les échantillons 7×10^4 et 8.5×10^4).

b- En utilisant les exposants de Hurst :

En ce qui concerne les exposants de Hurst des deux signaux précédents leurs valeurs sont respectivement 0,9009 et 0,2991 .On remarque que ces deux valeurs sont comprises entre 0 et 1 cela implique que ces signaux ont un comportement chaotique.

Par ailleurs la valeur de l'exposant de Hurst du premier signal (122) est supérieure à 0,5 c.à.d. qu'il y a un phénomène de persistance.

Alors que la valeur de l'exposant de Hurst du deuxième signal (105) est inférieure à 0.5 cela implique qu'il y a un phénomène d'anti-persistance.

Normal	Les exposants de Lyapunov	Les exposants de Hurst
103	0.0599	0.7880
105	0.0456	0.2991
112	0.0120	0.9680
122	0.0853	0.9009
209	0.3853	0.6379
212	0.0861	0.6982
Total	0.6742	4.2921
Moyenne	0.1123	0.7153

Tableau III.3 : les calculs des cas normal avec les exposants de Lyapunov et de Hurst

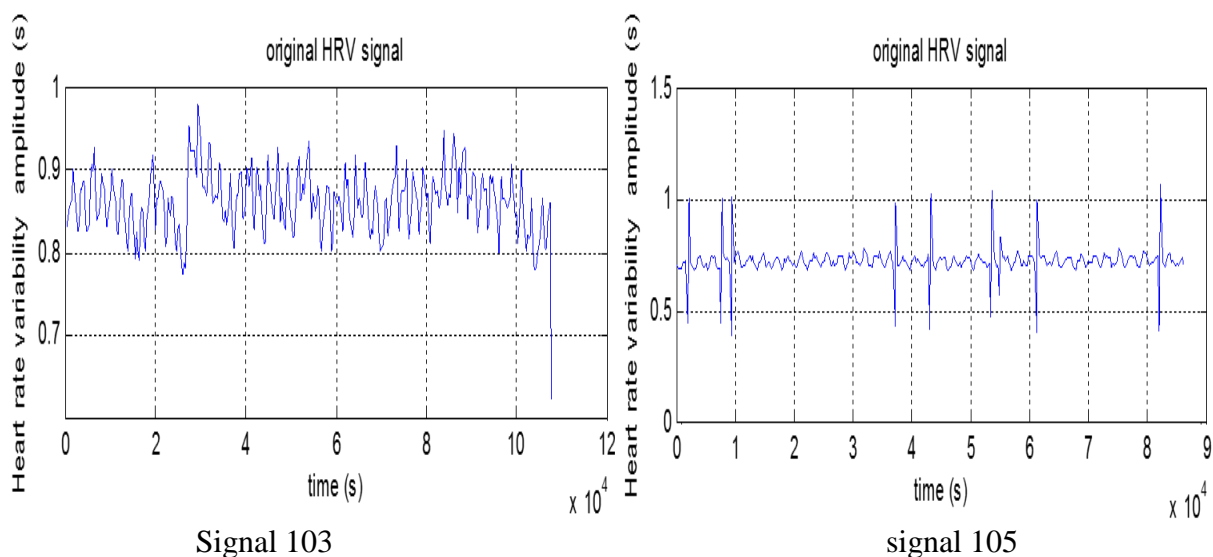


Figure III.3: les Signaux VRC d'un cas normal

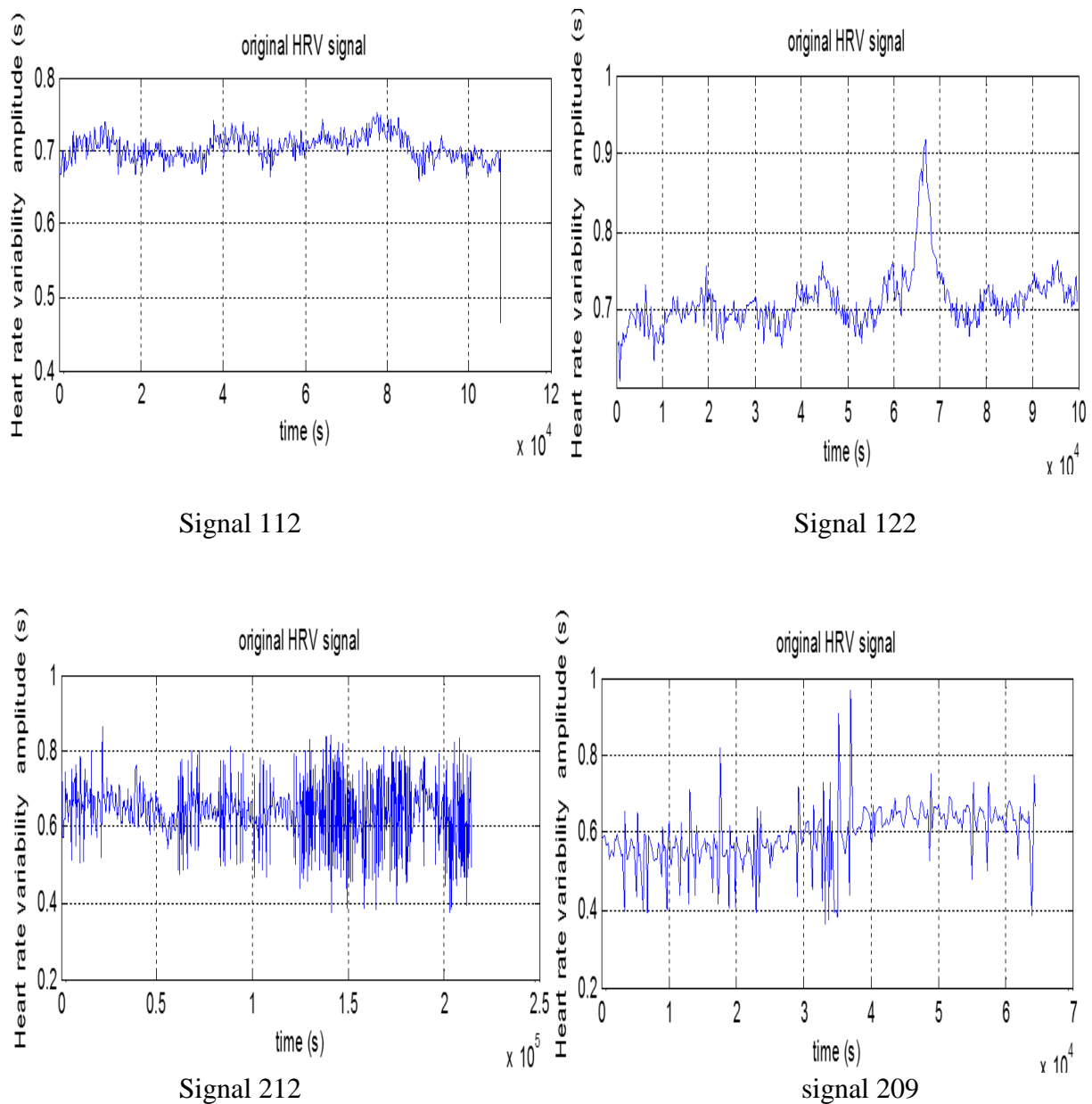


Figure III.3: les Signaux VRC d'un cas normal

III.5.2 Étude du comportement chaotique pour un cas d'un APC

La même étude faite précédemment est refaite mais cette fois-ci pour des signaux représentant des APC. Deux signaux de VRC de deux sujets (103 -209) possédant une APC

a- En utilisant les exposants de Lyapunov

Pour tous les signaux APC étudié, les valeurs des exposants de Lyapunov sont positifs c.à.d. que tous ces signaux ont un comportement chaotique.

Les faibles valeurs de l'exposant de Lyapunov signifie que le signal a une faible variabilité, c'est le cas du signal 118, autrement dit plus la variabilité augmente, la valeur de l'exposant de Lyapunov augmente aussi.

b- En utilisant les exposants de Hurst

Pour les exposants de Hurst des signaux étudiés, leurs valeurs sont inférieures à 1 sauf pour le cas 209. Ceci implique que tous les signaux étudiés ont un comportement chaotique à part le cas du signal 209 qui n'a pas de comportement chaotique.

Les signaux qui ont un comportement chaotique ont des exposants de Hurst supérieur à 0,5 c.à.d. qu'il y a un phénomène de persistance.

APC	Les exposants de Lyapunov	Les exposants de Hurst
103	0.2649	0.8616
112	0.3480	0.8151
118	0.0790	0.5211
209	0.1671	1.0181
Total	0.8590	3.2159
Moyenne	0.2147	0.8039

Tableau III.4 : les calculs des cas APC avec les exposants de Lyapunov et de Hurst

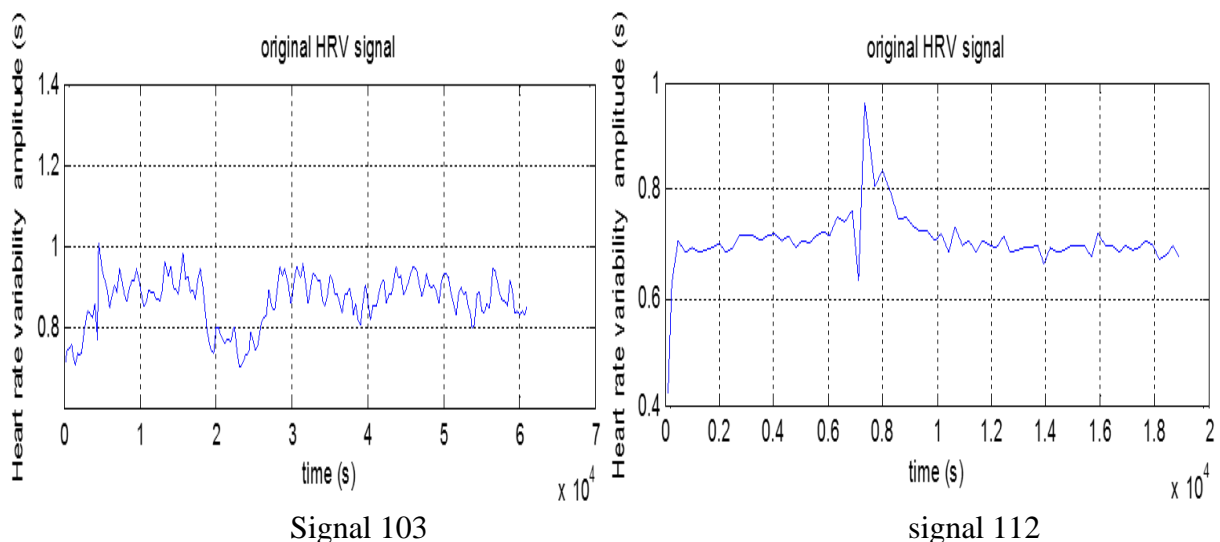


Figure III.4: les Signaux VRC d'un cas APC

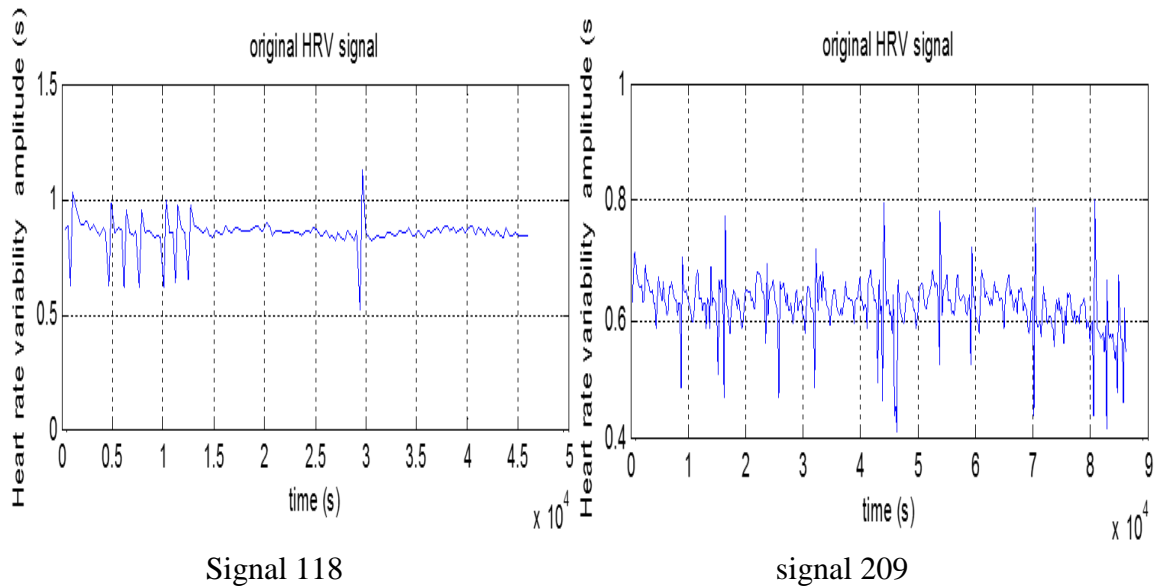


Figure III.4: les Signaux VRC d'un cas APC

III.5.3 Étude du comportement chaotique pour un cas d'un PVC :

La même étude faite précédemment est refaite mais cette fois-ci pour des signaux représentant des PVC. Deux signaux de VRC de deux sujets (105 -111) possédant un PVC

a- utilisant les exposants de Lyapunov

Pour tous les signaux VRC représentant un PVC étudié les valeurs des exposants de Lyapunov sont positifs c.à.d. que tous ces signaux ont un comportement chaotique.

Les faibles valeurs de l'exposant de Lyapunov signifient que le signal a une faible variabilité, c'est le cas des signaux (105 et 109), autrement dit plus la variabilité diminue la valeur de l'exposant de Lyapunov diminue aussi.

b- utilisant les exposants de Hurst

Tous les signaux VRC représentant un PVC étudiés ont un comportement chaotique (exposant de Hurst entre 0 et 1).

En ce qui concerne la persistance, les signaux étudiés ont un phénomène de persistance (exposant de Hurst supérieur à 0,5) sauf pour le cas 105 qui a un phénomène d'anti-persistance (exposant de Hurst inférieur à 0,5).

PVC	Les exposants de Lyapunov	Les exposants de Hurst
105	0.0820	0.4688
109	0.0739	0.5280
111	0.1121	0.8696
118	0.2322	0.9733
209	0.6612	0.7782
Total	1.0875	3.0899
Moyenne	0.2718	0.7724

Tableau III.5: les calculs des cas PVC avec les exposants de Lyapunov et de Hurst

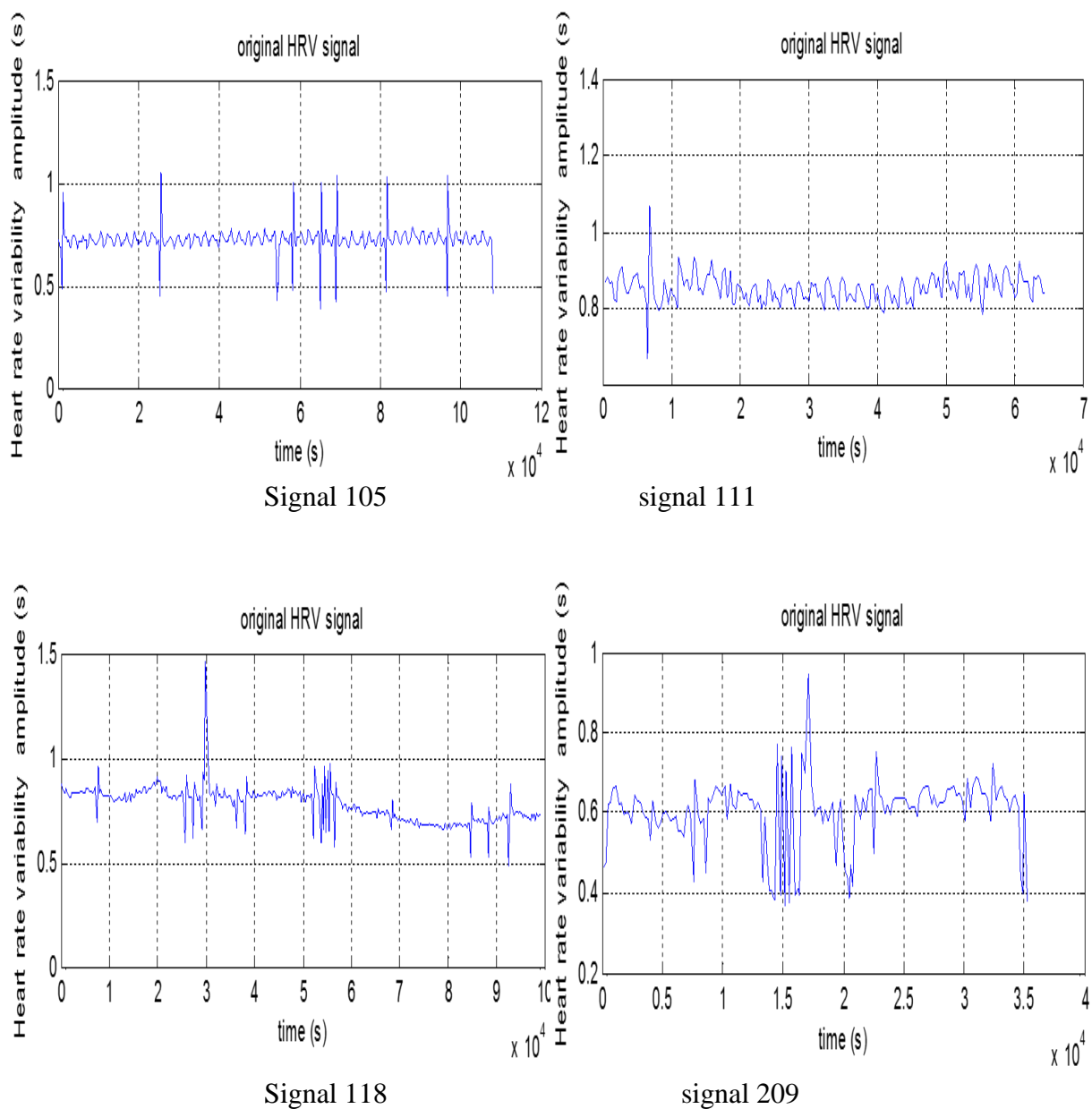


Figure III.5: les signaux VRC d'un cas PVC

III.5.4 Étude du comportement chaotique pour un cas d'un BBR :

La même étude précédente a été faite sur des signaux VRC représentant un BBR.

a- utilisant les exposants de Lyapunov

Pour tous les signaux VRC représentant un BBR étudié les valeurs des exposants de Lyapunov sont positives c.à.d. que tous ces signaux ont un comportement chaotique.

Les faibles valeurs de l'exposant de Lyapunov signifient que le signal a une faible variabilité, c'est le cas du signal 118, autrement dit plus la variabilité diminue la valeur de l'exposant de Lyapunov diminue aussi.

b- utilisant les exposants de Hurst

Les deux premiers signaux étudié (118-207) ont un comportement chaotique puisque la valeur de leur exposant de Hurst est dans un intervalle compris entre 0 et 1 par contre le troisième signal 212 n'a pas de comportement chaotique parce que la valeur de son exposant est supérieur à 1.

Les deux signaux qui ont un comportement chaotique ont aussi un phénomène de persistance car la valeur de leurs exposants de Hurst est supérieure à 0,5.

BBR	Les exposants de Lyapunov	Les exposants de Hurst
118	0.1309	0.6100
207	0.5831	0.9150
212	0.5439	1.0690
Total	1.2579	2.5940
Moyenne	0.4193	0.8646

Tableau III.6 : les calculs des cas BBR avec les exposants de Lyapunov et de Hurst

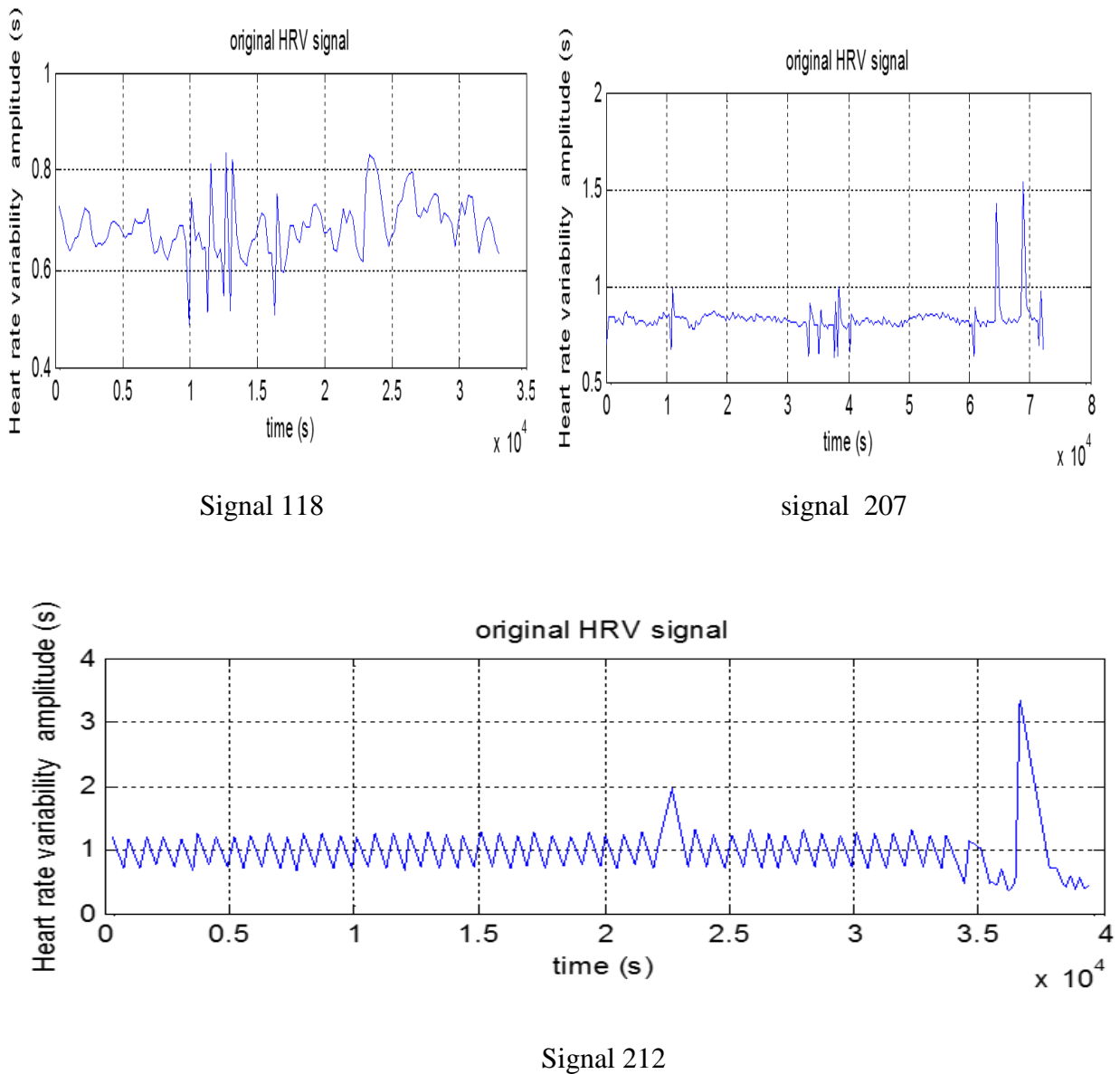


Figure III.6: les signaux VRC d'un cas BBR

III.5.5 Étude du comportement chaotique pour un cas d'un BBL :

La même étude précédente a été faite sur des signaux VRC représentant un BBL.

a- utilisant les exposants de Lyapunov

Pour tous les signaux VRC représentant un BBL étudié les valeurs des exposants de Lyapunov sont positives c.à.d. que tous ces signaux ont un comportement chaotique.

En ce qui concerne la variabilité on remarque que le signal 111 a une faible variabilité puisque la valeur de son exposant de Lyapunov est très faible alors que le signal 207 a une très grande valeur de son exposant ce qui signifie qu'il a une forte variabilité.

b- utilisant les exposants de Hurst

Les deux premiers signaux étudiés (109-111) ont un comportement chaotique puisque la valeur de leur exposant de Hurst est dans un intervalle compris entre 0 et 1 par contre le troisième signal 207 n'a pas de comportement chaotique parce que la valeur de son exposant est supérieure à 1.

Les deux signaux qui ont un comportement chaotique ont aussi un phénomène de persistance car la valeur de leurs exposants de Hurst est supérieure à 0,5.

BBL	Les exposants de Lyapunov	Les exposants de Hurst
109	0.2456	0.5168
111	0.0361	0.6707
207	2.0197	1.0084
Total	2.3014	2.1959
Moyenne	0.7671	0.7319

Tableau III.7 : les calculs des cas BBL avec les exposants de Lyapunov et de Hurst

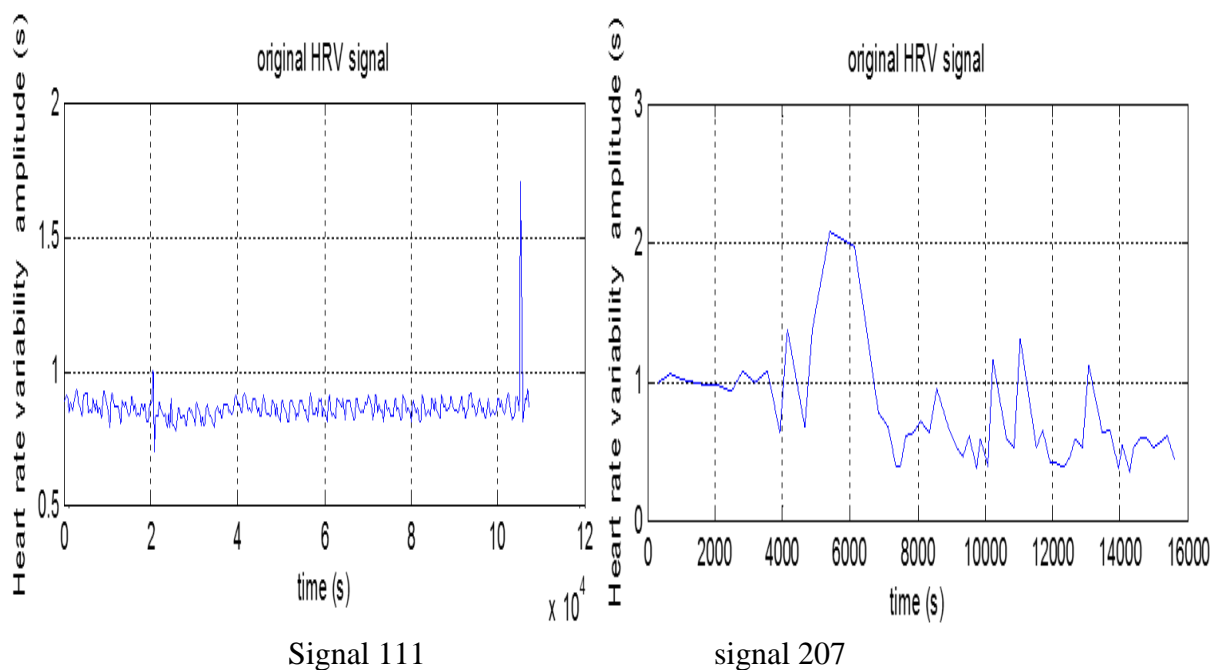


Figure III.7: les signaux VRC d'un cas BBL

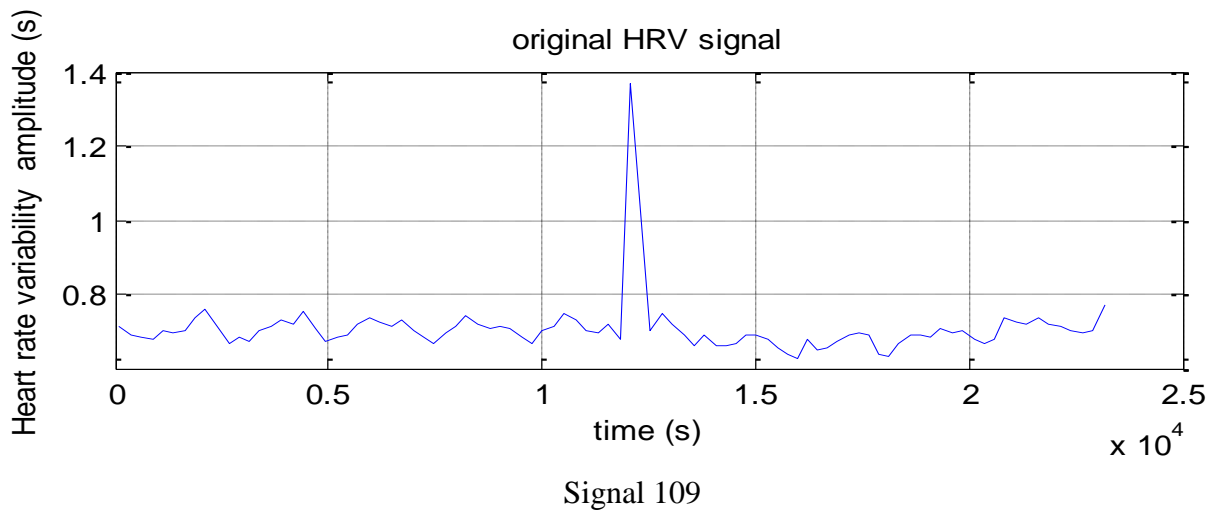


Figure III.7: les signaux VRC d'un cas BBL

III.6 Comparaison des exposants de Lyapunov et de Hurst :

	Normal	APC	PVC	BBR	BBL
M. de Lyapunov	0.1123	0.2147	0.2718	0.4193	0.7671
M. de Hurst	0.7153	0.8039	0.7724	0.8646	0.7319

Tableau III.8 : calculs les moyennes des signaux VRC utilisés dans l'étude des exposants de Lyapunov et de Hurst

M : moyenne

III.6.1 Exposants de Lyapunov :

Pour comparer entre les différents exposants de Lyapunov et de Hurst, nous avons calculé la moyenne des exposants pour chaque classe d'anomalie (N, APC, PVC, BBR, BBL).

La moyenne des exposants de Lyapunov est représentée sur le graphe suivant :

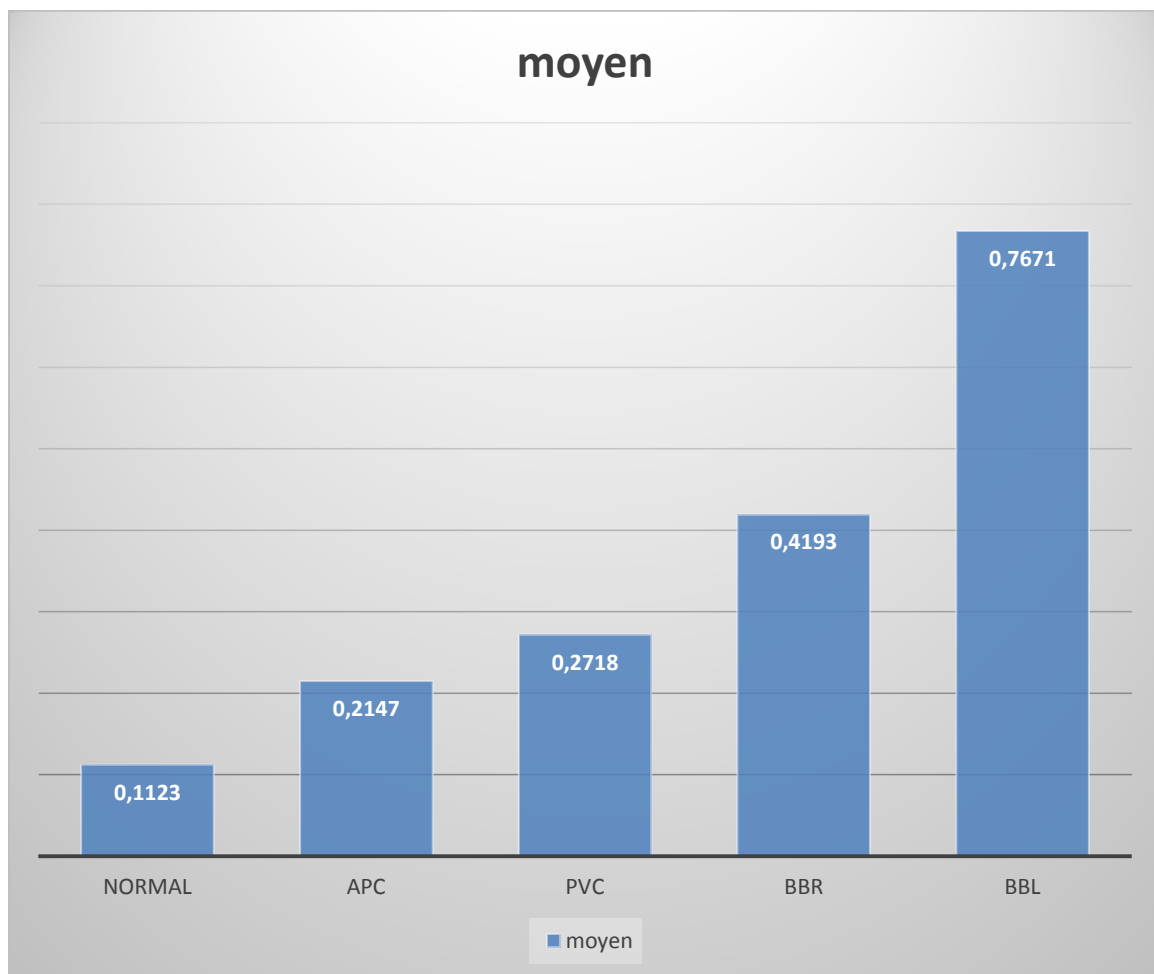


Figure III.8 : Histogramme des moyennes des exposants de Lyapunov

D'après la (figure III.8) précédente nous remarquons que les cas normaux ont une valeur moyenne des exposants de Lyapunov plus faible que les cas pathologiques.

Ceci implique que les cas représentant une pathologie cardiaque ont un comportement chaotique plus élevé par rapport au cas normal.

III.6.2 Exposants de Hurst :

Nous avons calculé la moyenne des exposants de Hurst des différents cas.

La moyenne des exposants de Hurst est représentée sur la figure ci-dessous :

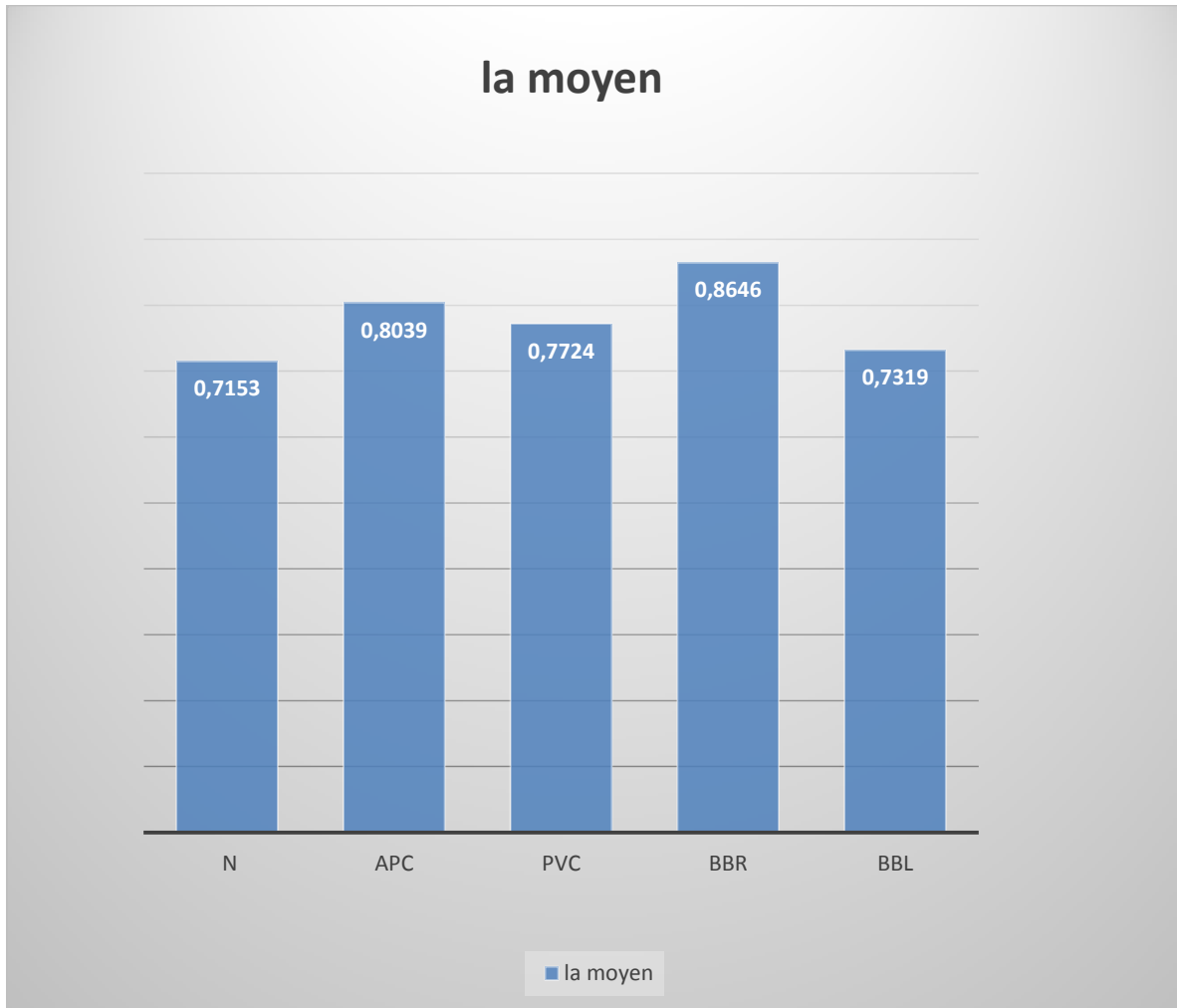


Figure III.9 : Histogramme des moyennes des exposants de Hurst

D'après la (figure III.9), on constate que la valeur de l'exposant de Hurst la plus faible correspond au cas normal, mais d'une manière générale les valeurs des exposants de Hurst sont comprise entre 0.5 et 1.

Cela veut dire que les signaux VRC (variabilité du rythme cardiaque) utilisés dans notre étude représentent une persistance.

III.8 Conclusion :

Dans ce chapitre le comportement chaotique d'un sujet sain et de certains cas pathologiques ont été étudiés. Tout d'abord des signaux traduisant la variabilité du rythme cardiaque ont été générés. Ces signaux sont obtenus tout en détectant les ondes R et en calculant l'écart temporel entre ces ondes. Une fois les signaux VRC sont obtenus les exposants de Lyapunov et de Hurst sont calculés.

D'après les résultats obtenus, nous avons trouvé que tous les cas qui ont été analysés (N, PVC, APC, BBR, BBL) ont un comportement chaotique.

En ce qui concerne les exposants de Hurst nous avons trouvé que la plupart des cas analysés ont un comportement chaotique sauf pour les cas (APC-209, BBR-212 et BBL-207). Ceci peut revenir à l'effet que les signaux analysés présentent une faible variabilité du rythme cardiaque.

Liste des figures

I.1	structure anatomie du cœur.....	8
I.2	Principes des systoles auriculaire et ventriculaire.....	9
I.3	les différentes phases du potentiel d'action.....	11
I.4	La contraction des oreillettes se traduit sur l'ECG.....	11
I.5	Schéma simplifié d'une chaîne d'acquisition d'un ECG.....	12
I.6	Les dérivations bipolaires.....	13
I.7	Dérivation unipolaire de Wilson.....	14
I.8	Système de Goldberger pour l'enregistrement des trois dérivations unipolaires des membres augmentées.	14
I.9	Les dérivations précordiales.....	15
I.10	Les ondes et les intervalles du signal ECG.....	16
I.11	La variabilité cardiaque.....	17
I.12	Les blocs de la branche.....	19
II.1	principe des exposants de Lyapunov.....	26
III.1	Signal VRC et son espace de phase d'un cas normal (122)	34, 35

Liste des figures

III.2	Signal VRC et son espace de phase d'un cas normal (105).....	35
III.3	les Signaux VRC d'un cas normal.....	36, 37
III.4	les Signaux VRC d'un cas APC.....	38,39
III.5	les signaux VRC d'un cas PVC.....	40
III.6	les signaux VRC d'un cas BBR.....	42
III.7	les signaux VRC d'un cas BBL.....	43, 44
III.8	Histogramme des moyennes des exposants de Lyapunov.....	45
III.9	Histogramme des moyennes des exposants de Hurst.....	46

Abréviations

Abréviations

Na: Sodium.

Ca: Calcium.

K: Potassium.

ECG: électrocardiographique.

DDP: Dérivations de la différence de potentiel.

τ : Délai tau

VRC: variabilité du rythme cardiaque.

HRV: Heart rate variability.

APC: Contraction auriculaire prématuré.

PVC: Contraction ventriculaire prématuré.

BBR: Bloc de branche droit.

BBL: Bloc de branche gauche.

Liste des tableaux

I.1	La morphologie des ondes ECG.....	16
III.1	Les annotations des battements cardiaques de la base de données MIT/BIH.....	30
III.2	signaux utilisés dans l'étude.....	34
III.3	les calculs des cas normal avec les exposants de Lyapunov et de Hurst.....	36
III.4	les calculs des cas APC avec les exposants de Lyapunov et de Hurst.....	38
III.5	les calculs des cas PVC avec les exposants de Lyapunov et de Hurst.....	40
III.6	les calculs des cas BBR avec les exposants de Lyapunov et de Hurst.....	41
III.7	les calculs des cas BBL avec les exposants de Lyapunov et de Hurst.....	43
III.8	calculs les moyennes des signaux VRC utilisés dans l'étude des exposants de Lyapunov et de Hurst.....	44