



MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPEREUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE

جامعة عبد الحميد بن باديس مستغانم

Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem

كلية العلوم و التكنولوجيا

Faculté des Sciences et de la Technologie

DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE



N° d'ordre : M...../GE/2020

MEMOIRE

Présenté pour obtenir le diplôme de

MASTER EN GENIE ELECTRIQUE

Option: Electronique des Systèmes Embarqués

Par

KADI Habib

Intitulé du sujet

**Analyse du Signal de Variabilité de la Fréquence Cardiaque par
l'EMD en Vue de la Paramétrisation de l'Insuffisance Cardiaque
Congestive**

Soutenu le 2020 devant le jury composé de :

Président :	BENTOUMI Mohamed	M.C.B	U.M.A.B
Examineur :	DAOUD Mohamed	M.C.A	U.M.A.B
Rapporteur :	BENDANI Djazia	M.A.A	U.M.A.B

Année Universitaire 2019/2020

SOMMAIRE

<u>Résumé</u>	ii
----------------------------	----

<u>Introduction Générale</u>	2
---	---

Chapitre 1 : Bases Cardiologiques

Introduction	5
1.1. Le système cardiovasculaire	5
1.1.1. Le cœur	5
1.1.1.1. Anatomie	5
1.1.2. Le fonctionnement électrique du cœur	6
1.2. L'électrocardiogramme	7
1.2.1. Définition de l'électrocardiogramme	7
1.2.2. Enregistrement de l'ECG standard	7
1.2.2.1. Les dérivations	7
1.2.3. Tracé électrique de cœur	8
1.2.4. Le battement cardiaque standard et ses caractéristiques.....	9
1.2.5. De l'ECG au Holter	10
1.3. Les pathologies cardiaques	11
1.3.1. Diagnostic à partir des ondes	11
1.3.2. Diagnostic à partir du rythme	11
1.3.2.1. Fréquence	11
1.3.2.2. Arythmies, ou troubles de la régularité	11
1.4. L'Insuffisance Cardiaque Congestive (ICC)	12
1.4.1. La définition de l'ICC	12
1.4.2. La sévérité de l'ICC	13
Conclusion	13

Chapitre 2 : Techniques d'Analyse de la VRC

Introduction	15
2.1. La variabilité du rythme cardiaque VRC	15
2.1.1. Définition de la VRC	15

2.1.2. VRC et SNA	16
2.1.3. La dynamique de la VRC	17
2.1.3. Importance clinique et pathologique de la VRC	18
2.2. La VRC et l'ICC	18
2.3. L'analyse de la VRC	19
2.3.1. Définition	19
2.3.2. Les caractéristiques du signal de la VRC	19
2.4. Les méthodes d'analyse de la VRC	20
2.4.1. L'analyse linéaire	20
2.4.1.1. Les méthodes temporelles	20
2.4.1.2. Les méthodes fréquentielles	23
2.4.2. Méthodes temps-fréquence	25
2.4.3. Les méthodes non-paramétriques	25
2.4.4. Analyse non linéaire	25
2.5. La décomposition modale empirique EMD	26
2.5.1. Principe de l'EMD	26
2.5.1.1. Définition de l'IMF	27
2.5.2. Algorithme EMD	28
2.5.3. Critère d'arrêt	29
Conclusion	30

Chapitre 3 : Système d'Extraction et Résultats

Introduction	32
3.1. Travail effectué	32
3.2. Base de Données	32
3.3. Processus d'analyse de l'ICC	34
3.3.1. Prétraitement	35
3.3.1.1. Conversion	35
3.3.1.2. Suppression des valeurs critiques	36
3.3.1.3. Décomposition	37
3.3.2. Extraction des caractéristiques	37
3.3.2.1. Application de l'EMD	37
3.3.2.2. Calcul des paramètres statistiques	38
3.3.2.2. Calcul des paramètres géométriques.....	38

3.3.2.2. Calcul des paramètres de PoincaréPlot	38
3.3.2.3. Calcul de Skewness et Kurtosis	39
3.3.2.4. Calcul de Paramètres de Hjroth	39
3.4. Résultats et interprétation	40
Conclusion	51
<u>Conclusion Générale</u>	53
<u>Bibliographie</u>	55

Liste des Tableaux et Organigramme

Chapitre 1 : Bases Cardiologiques

Tableau 1. 1 : Paramètres caractérisant un battement cardiaque	9
--	---

Chapitre 3 : Système d'Extraction et Résultats

Tableau 3. 1 : Description des 10 patients ICC	33
Tableau 3. 2 : Paramètres caractéristiques du patient CHF201	41
Tableau 3. 3 : Paramètres caractéristiques du patient CHF202	42
Tableau 3. 4 : Paramètres caractéristiques du patient CHF203	43
Tableau 3. 5 : Paramètres caractéristiques du patient CHF204	44
Tableau 3. 6 : Paramètres caractéristiques du patient CHF205	45
Tableau 3. 7 : Paramètres caractéristiques du patient CHF206	46
Tableau 3. 8 : Paramètres caractéristiques du patient CHF207	47
Tableau 3. 9 : Paramètres caractéristiques du patient CHF208	48
Tableau 3. 10 : Paramètres caractéristiques du patient CHF210	49
Tableau 3. 11 : Paramètres caractéristiques du patient CHF211	50
Organigramme 3. 1 : Processus d'analyse d'ICC	35

Liste des Figures

Chapitre 1 : Bases Cardiologiques

Figure 1. 1 : Anatomie du cœur	6
Figure 1. 2 : Activité électrique du cœur et propagation de l'influx électrique	7
Figure 1. 3 : Les dérivations standards I, II, III, V1, V2, V3, V4, V5, V6, aVL, aVF et aVR (a) : emplacement des électrodes sur le plan frontal et horizontal (b) : Tracé ECG à chaque électrode...	8
Figure 1. 4 : Le tracé électrique du cœur	8
Figure 1. 5 : Paramètres caractéristiques d'un battement cardiaque normal	9
Figure 1. 6 : Boitier d'enregistrement Holter	10
Figure 1. 7 : Cœur sain et cœur atteint de l'ICC.....	13

Chapitre 2 : Techniques d'Analyse de la VRC

Figure 2. 1 : La représentation graphique d'un tachogramme de la VRC obtenu en mesurant les intervalles RR des complexes QRS de l' ECG.....	16
Figure 2. 2 : Schéma général de l'organisation du SNA.....	17
Figure 2. 3 : Analyse géométrique par indice triangulaire d'un signal de la VRC	22
Figure 2. 4 : Exemple de tracé de Poincaré d'un signal de VRC	23
Figure 2. 5 : Principe de l'EMD: « oscillation rapide »(a) + « oscillation lente » (tendance) (b).....	26
Figure 2. 6 : Illustration de la de composition par EMD des oscillations d'un signal synthétique modulé en amplitude et en fréquence	28

Chapitre 3 : Système d'Extraction et Résultats

Figure 3. 1 : Diagramme général de description d'ICC	32
Figure 3. 2 : Une heure de série d'intervalles RR du patient chf201	33
Figure 3. 3 : Représentation numériques d'une série d'intervalles RR du patient chf201	34
Figure 3. 4 : Editeur *.m après exécution du programme lecture.....	36
Figure 3. 5 : Représentation graphique du signal chf201 avant et après suppression des valeurs critiques	36
Figure 3. 6 : Représentation de décomposition du signal chf201 en 4 trames	37
Figure 3. 7 : Exemple des 8 décompositions IMFs sur chaque trame du signal du patient CHF201.	38

RÉSUMÉ

ملخص :

يُعرَّف قصور القلب الاحتقاني (CHF) بأنه عدم قدرة عضلة القلب على ضخ كمية كافية من الدم لتلبية احتياجات الجسم. يتم تحديده سريريًا عن طريق تقلب معدل ضربات القلب (HRV) المأخوذ من إشارة تخطيط القلب. يعتمد تحليل HRV على قياس فترات RR المتتالية لمعدل ضربات القلب. تم تطوير العديد من الطرق والتحقق من صحتها لفترة طويلة لإتاحة إمكانية إجراء أنواع مختلفة من التحليل الزمني، التواتري، الزمني-تواتري، الهندسي أو اللاخطي. نظرًا لأن CHF لـ HRV هو إشارة غير خطية غير ثابتة، فقد تقرر الجمع بين الطرق غير الخطية والطرق الخطية من أجل استخراج المعلومات المؤشرة التي تصف CHF من أجل مساعدة طبيب القلب في تشخيص المرض أو حتى التنبؤ به في مرحلته المبكرة.

كلمات مفتاحية : قصور القلب الاحتقاني، مخطط كهربية القلب، معدل ضربات القلب، مخطط Poincaré، الانحراف، التفرطح، معلمات Hjorth، طريقة التحليل التجريبية.

Résumé :

L'Insuffisance Cardiaque Congestive (ICC) est définie comme l'incapacité du muscle cardiaque à pomper un volume sanguin suffisant pour répondre aux besoins de l'organisme. Elle s'identifie cliniquement par la Variabilité du Rythme Cardiaque (VRC) prélevée du signal ECG.

L'analyse du VRC repose sur la mesure des intervalles RR consécutifs du rythme cardiaque. Plusieurs méthodes ont été développées et validées depuis longtemps pour permettre de réaliser différents types d'analyse temporelle, fréquentielle, tempo-fréquentielle, géométrique ou non linéaire.

Vu que la VRC de l'ICC est un signal non stationnaire non linéaire, on a opté à combiner des méthodes non linéaires avec des méthodes linéaires afin d'extraire des paramètres indicateurs qui décrivent l'ICC dans le but d'aider le cardiologue dans son pronostic voire prévoir la maladie dans son stade précoce

Mots clé : Insuffisance Cardiaque Congestive, ECG, VRC, PoincaréPlot, Skewness, Kurtosis, Paramètres de Hjorth, EMD.

Abstract:

Congestive Heart Failure (CHF) is defined as the inability of the heart muscle to pump sufficient blood volume to meet the body's needs. It is clinically identified by the Heart Rate Variability (HRV) taken from the ECG signal.

The analysis of HRV relies on measuring consecutive RR intervals of the heart rate. Several methods have been developed and validated for a long time to make it possible to perform different types of analysis: temporal, frequency, tempo-frequency, geometric or non-linear. Since the HRV of CHF is a non-stationary and nonlinear signal, it was decided to combine non-

linear methods with linear methods in order to extract indicator parameters that describe CHF in order to assist the cardiologist in his prognosis or even predict the disease in its early stage.

Keywords: Congestive Heart Failure, ECG, HRV, PoincaréPlot, Skewness, Kurtosis, Hjorth parameters, EMD.

INTRODUCTION

GÉNÉRALE

Le cœur est l'organe central du système cardiovasculaire, il peut être affecté de nombreuses pathologies qui peuvent soit être bénignes, comme certaines arythmies par exemple, soit s'avérer très sérieuses qui mènent à la mort subite, comme l'infarctus du myocarde ou l'Insuffisance Cardiaque Congestive (ICC).

L'électrocardiogramme (ECG) est un signal qui représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps. Ce signal peut être enregistré à partir de la peau par un matériel de détection : les électrodes. Depuis son apparition il est devenu un moyen très important dans le diagnostic ou la prédiction des anomalies qui peuvent toucher le cœur.

Le complexe QRS est l'onde de l'ECG la plus convoitée par les algorithmes d'analyse automatique, c'est l'onde la plus dominante de l'ECG. La détection du complexe QRS est d'une importance capitale dans les systèmes de traitement automatique de l'ECG. En effet, une fois les pics R identifiés, la fréquence cardiaque peut être calculée, différents temps et amplitudes du cycle cardiaque peuvent être mesurés et repérés, ainsi, les anomalies. Cependant, la détection des pics RR dans un enregistrement ECG ou Holter mène à calculer la fréquence cardiaque des battements donc repérer la Variabilité du Rythme Cardiaque (VRC).

La VRC est définie comme la variation de l'intervalle de temps séparant deux battements cardiaques consécutifs (intervalle RR). Elle est provoquée par l'activité continue des deux composantes du Système Nerveux Autonome (SNA) qui sont antagonistes et fonctionnent simultanément. Son intérêt réside dans le fait que les fluctuations rapides peuvent spécifiquement refléter des changements d'activité du SNA. Elle prouve que la structure produisant le signal de la VRC n'est pas simplement linéaire et met en jeu des fonctionnements non-linéaires. Les signaux résultants par ce système, tel que le signal de la VRC, sont essentiellement non stationnaires en raison de la nature statistique et non déterministe des données.

Depuis la mi des années 80, l'analyse de la Variabilité du Rythme Cardiaque (VRC) a été confirmée comme un outil fiable et non invasif dans le pronostic et l'évaluation de certaines pathologies cardiaques telles que les arythmies, elle fournit des informations efficaces sur le dysfonctionnement autonome. Parmi les maladies que la VRC peut servir dans leur description ou identification : l'Insuffisance cardiaque Congestive (ICC)

L'insuffisance cardiaque congestive (ICC) est définie comme l'incapacité du muscle cardiaque à pomper un volume sanguin suffisant pour répondre aux besoins de l'organisme. La mortalité à cause de l'ICC est d'environ 60 à 70% après cinq ans du diagnostic initial.

Le signal VRC de l'ICC est un bio-signal stochastique de nature non stationnaire, formés de plusieurs composantes fréquentielles (*signal multi-composantes*) qui nécessitent un traitement robuste pour estimer le plus finement possible ses différentes composantes. Par conséquent

l'information essentielle s'implique dans la dynamique de variation de l'amplitude du signal de la VRC en fonction du temps. Donc, leurs variations peuvent être référenciés comme des indicateurs d'ICC.

Un nombre impressionnant de méthodes destinées à mesurer la VRC a été proposé. Plusieurs approches linéaires et non linéaires ont été proposées. Les méthodes linéaires traditionnelles d'analyse de domaine temporel et fréquentiel évaluent la phase et l'amplitude moyenne des changements de séries temporelles entre les temps consécutifs, alors que les méthodes non-linéaires quantifient les propriétés du signal tel que les caractéristiques dynamiques et structurelles.

Le travail de ce projet se situe dans le cadre de la description de l'ICC par l'analyse de la VRC à partir d'un enregistrement de longue durée par l'application des méthodes de traitement de signal linéaires et non linéaires. L'objectif est d'extraire des paramètres pertinents qui caractérisent la VRC de l'ICC, donc de construire des vecteurs descripteurs qui comportent des indicateurs spécifiques de cette anomalie.

Ainsi, le mémoire est structuré tel que :

Le premier chapitre définit l'anatomie du cœur et l'électrocardiographie, les pathologies cardiaques et nous abordons à la fin l'Insuffisance Cardiaque Congestive (ICC).

Dans le deuxième chapitre, on détaillera la Variabilité du Rythme Cardiaque (VRC), son importance clinique et pathologique puis on présentera les différentes techniques linéaires et non linéaires d'analyse de la VRC.

La partie réalisation fera l'objet du troisième chapitre : L'exploitation de la base de données se traduit par le choix des signaux. Une phase de prétraitement corrige, supprime les bruits des signaux et améliore leurs qualités. L'extraction des paramètres est accomplie par la combinaison des méthodes linéaires et non linéaires dans le but de construire des vecteurs qui contiennent des caractéristiques qui décrivent l'ICC. Enfin, les différents résultats obtenus et leurs interprétations seront exposés.

Une conclusion générale terminera notre mémoire.

CHAPITRE 1

Bases Cardiologiques

Introduction :

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cardiovasculaire, puis, de manière plus détaillée, le principe de *l'électrocardiogramme* ECG. Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension du mémoire. Les pathologies repérables par un trouble de la fréquence et de la régularité cardiaque et les anomalies électrocardiographiques seront décrites en particulier les arythmies. Nous définirons l'Insuffisance Cardiaque Congestive et les mécanismes des implications potentielles qui l'ont engendrée.

1.1. Le système cardiovasculaire [Dubois, 04] :

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est composé du cœur, sorte de double pompe, qui assure la circulation dans deux réseaux complémentaires : celui des artères et celui des veine.

1.1.1. Le cœur :

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Nous décrivons dans la suite du chapitre l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur sain.

1.1.1.1. Anatomie :

Le cœur présente l'élément central du système cardiovasculaire, grâce aux contractions de son tissu musculaire appelé myocarde il est capable de propulser, au repos, 4 à 5 litres de sang par minute. Le cœur est un muscle strié, creux et subdivisée en quatre cavités contractiles: deux oreillettes qui reçoivent le sang veineux et deux ventricules qui assurent l'expulsion du sang. Les ventricules sont séparés des oreillettes au moyen des valves auriculo ventriculaires qui laissent passer le sang dans un sens unique

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 se charger en oxygène. 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 (Figure 1.1).

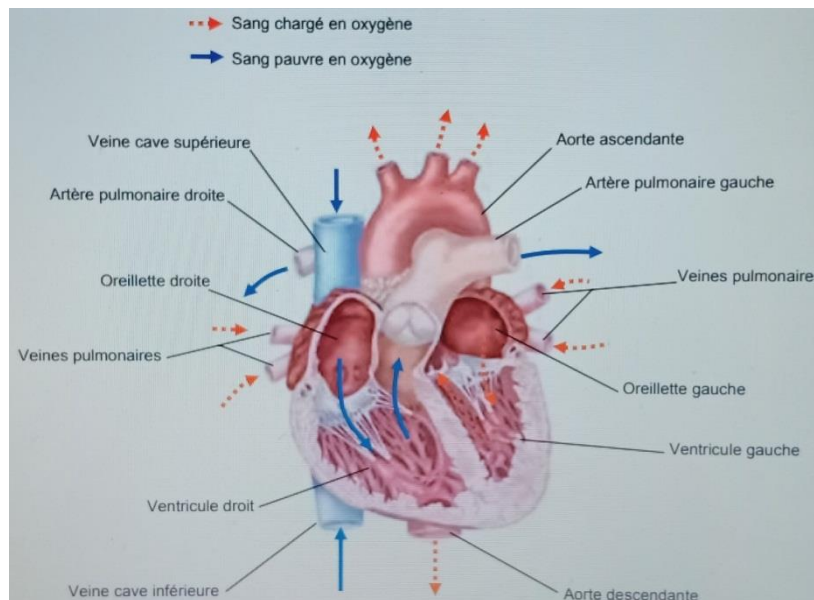


Figure 1. 1 : Anatomie du cœur [Dubois, 04]

1.1.2. Le fonctionnement électrique du cœur :

Le cœur comprend un système de conduction électrique automatique qui assure chacun de ses battements. La contraction du muscle cardiaque a pour origine la propagation d'une onde électrique qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi pour que la contraction soit la plus efficace possible. Cette onde électrique (*impulsion électrique*) prend sa naissance dans le nœud sinusal (Figure 1.2). Ce nœud est constitué d'un ensemble de cellules auto excitables qui génèrent un courant de dépolarisation 60 à 100 fois par minute. Il est considéré comme le "*pacemaker*" du cycle cardiaque.

L'impulsion électrique se propage dans le muscle cardiaque et induit sa contraction. Elle prend naissance dans le sinus (a) puis se propage dans les oreillettes (b) entraînant leurs contractions (systole auriculaire). L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV) seul point de passage électrique entre les oreillettes et les ventricules. Une courte pause est alors introduite (c) juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique (d) les ventricules se contractent à leur tour (e) (systole ventriculaire). Après la diastole (décontraction du muscle) les cellules se re-polarisent (f). Le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement (Figure 1.2).

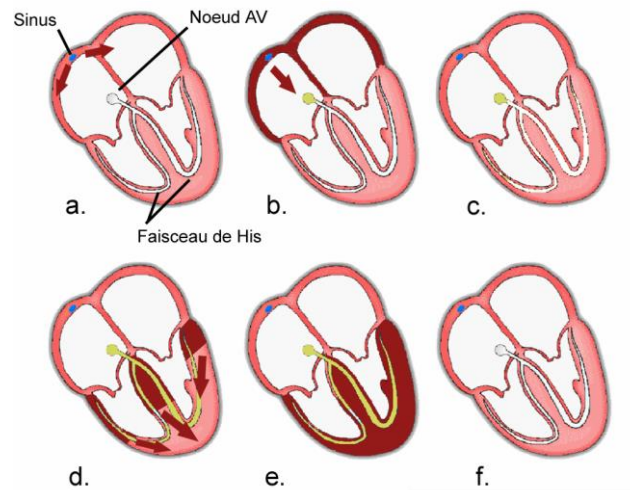


Figure 1. 2 : Activité électrique du cœur et propagation de l'influx électrique [Dubois, 04]

1.2. L'électrocardiogramme [Lepage, 03]:

1.2.1. Définition de l'électrocardiogramme :

L'électrocardiogramme est l'enregistrement en des points de référence (les dérivations cardiaques) par l'intermédiaire d'électrodes placées à la surface du corps, de différences de potentiels électriques provoquées par la propagation de l'influx électrique au sein du cœur. En réalité, l'électrocardiogramme désigne le tracé de l'activité électrique obtenu; l'examen s'appelle électrocardiographie (ECG).

1.2.2. Enregistrement de l'ECG standard :

1.2.2.1. Les dérivations :

Une convention internationale a présenté cet enregistrement sous la forme immuable d'un électrocardiogramme de 12 à 18 dérivations, les plus usitées étant les douze premières. Ces dérivations standards se caractérisent par leur polarité et leur position dans l'espace par rapport au cœur (Figure 1.3). Ainsi, on distingue :

a. Les dérivations du plan frontal :

- Dérivations bipolaires (enregistrement de différence de potentiel entre deux points du corps) : I, II, III.
- Dérivations unipolaires (enregistrement de différence de potentiel entre un point du corps et un point de référence considéré comme neutre) : aVR, aVL, aVF.

b. Les dérivations du plan horizontal :

- Dérivations précordiales unipolaires : V1, V2, V3, V4, V5 et V6.

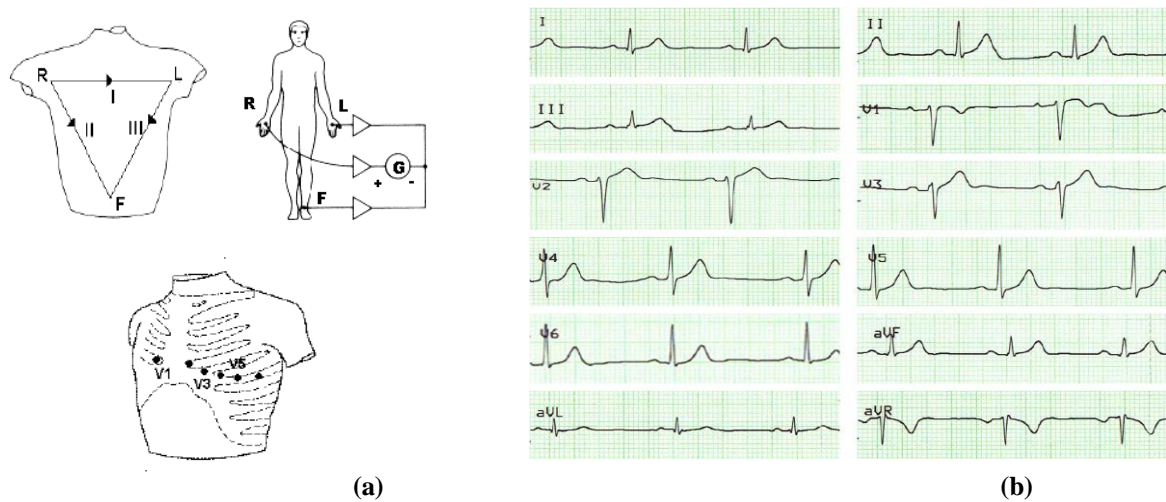


Figure 1. 3 : Les dérivations standards I, II, III, V1, V2, V3, V4, V5, V6, aVL, aVF et aVR [Lepage, 03]
(a) : emplacement des électrodes sur le plan frontal et horizontal (b) : Tracé ECG à chaque électrode

1.2.3. Tracé électrique de cœur :

Le battement cardiaque peut donc être suivi grâce à l'enregistrement en surface du signal électrique qui l'accompagne. En effet, chaque phase du battement possède une trace électrique particulière.

La contraction des oreillettes se traduit sur l'ECG par une onde positive appelée onde P. Elle est suivie d'une courte pause correspondant à la temporisation effectuée par le nœud (AV). La contraction brève et puissante des deux ventricules est représentée par trois ondes : l'onde Q, l'onde R et l'onde S. On parle alors de complexe QRS. Q est la première onde négative en début de complexe ; elle n'est pas toujours visible ; l'onde R est la deuxième onde ; elle est positive et de grande amplitude, la troisième étant l'onde S. L'onde T correspond à la repolarisation des cellules musculaires des ventricules. Entre cette onde et l'onde S se situe le segment ST.

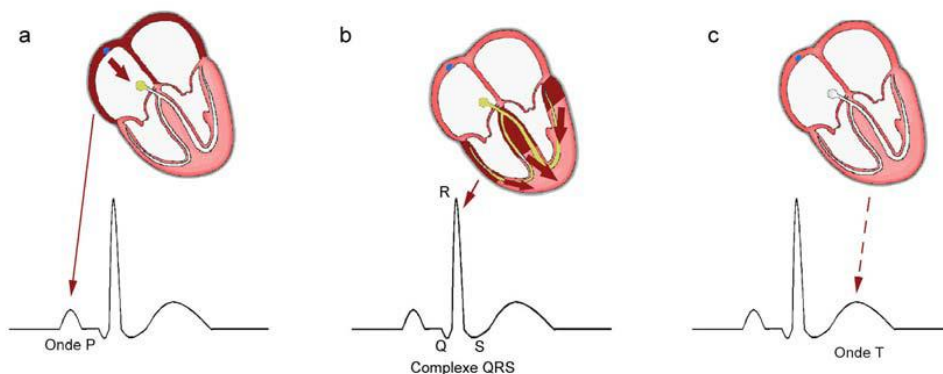


Figure 1. 4 : Le tracé électrique du cœur [Dubois, 04]

1.2.4. Le battement cardiaque standard et ses caractéristiques

L'étude d'un enregistrement ECG est fondée sur l'analyse de quelques battements cardiaques successifs ; l'étude d'un seul battement ne fournit que peu d'indications pour la pose d'un diagnostic, mais les variations des paramètres caractéristiques de chaque battement au cours de l'enregistrement constituent une source d'information essentielle. Ces paramètres caractéristiques sont :

- Les durées des ondes P, Q, R, S et T, et les amplitudes mesurées par rapport à la ligne de base (Figure 1.5). La ligne de base est la ligne isoélectrique du cœur au repos, qui est prise comme référence pour mesurer l'amplitude des ondes : pendant l'inactivité cardiaque, le potentiel mesuré est donc normalement nul par rapport à cette référence. C'est le cas au niveau :
 - ✓ de l'intervalle entre les ondes T et P de deux battements successifs,
 - ✓ de l'intervalle entre les ondes P et Q d'un même battement,
 - ✓ de l'intervalle entre les ondes S et T (en l'absence de pathologie)
- Les distances entre ces ondes.

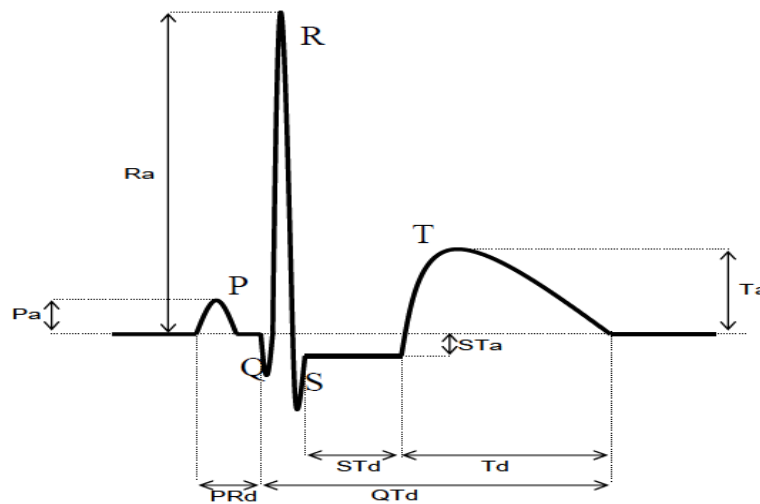


Figure 1. 5 : Paramètres caractéristiques d'un battement cardiaque normal [Dubois, 04]

Les valeurs des paramètres de la Figure 1.5 couramment constatées chez l'adulte en bonne santé sont présentées dans le Tableau 1.1

Tableau 1. 1 : Paramètres caractérisant un battement cardiaque

	Onde P	Intervalle PQ	Complexe QRS	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde T
Durée (s)	0.08-0.1	0.12-0.2	0.08	0.20	0.36	0.2
Amplitude (mV)	0.25	Isoélectrique : 0	Qa<0, Ra>0, Sa<0	Isoélectrique : 0	-	Ta>0

1.2.5. De l'ECG au Holter

En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographique est visualisé selon 12 axes privilégiés : 6 axes dans le plan frontal, et 6 axes dans le plan transversal (Figure 1.3 (a)). Sa durée peut varier de quelques secondes à une ou deux minutes ; il permet le diagnostic et la localisation précise de certaines pathologies qui laissent des traces permanentes comme, par exemple, des zones du myocarde déficientes à la suite d'un infarctus. En revanche, la courte durée de cet examen est un obstacle à la détection systématique de pathologies qui apparaissent de manière sporadique, comme certains troubles du rythme par exemple.

C'est pourquoi Norman Holter proposa, au début des années 60, un appareil « portatif I » permettant d'enregistrer l'activité cardiaque pendant plusieurs heures ; cet enregistrement constitue ce que l'on appelle « l'examen Holter ».

L'enregistreur Holter d'aujourd'hui se présente sous la forme d'un petit boîtier (Figure 1.6) auquel sont reliées sept électrodes, permettant ainsi l'enregistrement sur 2 ou 3 dérivations (2 frontales et 1 transversales). Le patient se fait poser l'appareil chez un cardiologue et retourne ensuite à ses occupations habituelles. 24 heures plus tard, il revient chez le cardiologue pour se faire enlever l'appareil qui a en mémoire 24 heures d'enregistrements ECG effectués tandis que le patient a vécu une journée normale. Les résultats issus de l'analyse des quelque 100 000 battements que compte l'enregistrement permettent ainsi de diagnostiquer une plus grande gamme de pathologies que l'ECG hospitalier. En outre, la longueur de l'enregistrement autorise par exemple le suivi du rythme cardiaque durant les phases diurne et nocturne.



Figure 1. 6 : Boîtier d'enregistrement Holter [Dubois, 04]

1.3. Les pathologies cardiaques [1]:

1.3.1. Diagnostic à partir des ondes :

Grâce à la puissance des ordinateurs modernes, de nouvelles méthodes de traitement du signal ont vu le jour pour analyser, outre le rythme, *la forme* des ondes de chaque battement (P, Q, R S et T). L'avantage d'une étude individuelle des formes des ondes P, T des intervalles PQ, QT, ST et du complexe QRS, permettra de localiser plus précisément toutes les zones du signal susceptibles de porter la trace d'un comportement anormal du cœur sur les 24 heures de l'enregistrement Holter et de réaliser un véritable pré-diagnostic sur la base de la connaissance experte, grâce à la localisation de l'origine du problème lorsque les battements cardiaques ne sont pas normaux

1.3.2. Diagnostic à partir du rythme :

L'analyse du rythme ne nécessite que le repérage des ondes R : elle fut donc l'un des premiers traitements automatiques du signal cardiaque. Cette analyse est fondée sur l'extraction, à partir du signal, des deux paramètres caractéristiques suivants : la **fréquence** des battements et leur **régularité**.

1.3.2.1. Fréquence :

Les pathologies liées à la fréquence sont:

- Bradycardie : Bradycardie sinusale, Bradycardie d'origine jonctionnelle,
- La tachycardie : Tachycardie sinusale, Tachycardie auriculaire et nodale AV, Tachycardie ventriculaire (TV)

1.3.2.2. Arythmies, ou troubles de la régularité :

L'absence de régularité des battements cardiaques est une caractéristique du rythme importante pour le diagnostic ; elle est souvent associée à un trouble de la production ou de la conduction de l'impulsion électrique comme :

- Foyer ectopique auriculaire ou nodal AV
- Foyer ectopique ventriculaire
- Le flutter et les fibrillations : La *fibrillation ventriculaire*, La *fibrillation auriculaire* (FA),
Le *flutter auriculaire*
- Les Blocs : Bloc sino-auriculaire (SA), Bloc auriculo-ventriculaire (AV)

Les arythmies permanentes ou sporadiques nécessitent un suivi médical et sont des indications typiques à la pose régulière d'un enregistreur Holter.

Les arythmies cardiaques sont une cause majeure de mortalité et constituent une partie importante de la problématique des maladies cardiovasculaires. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît hors du nœud sinusal, dans le nœud atrio-ventriculaire ou les ventricules par exemple, ou que l'onde électrique ne suit plus les voies préférentielles de propagation. La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal. Le battement supplémentaire qu'elle provoque se nomme extrasystole, par opposition à la contraction normale nommée systole. On classe les arythmies en fonction de leur lieu de formation et de leurs effets sur le rythme cardiaque. Si le trouble se déclare dans les oreillettes ou le nœud atrio-ventriculaire, on parlera d'arythmie supra-ventriculaire; s'il apparaît dans les ventricules, on parlera d'arythmie ventriculaire. Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parlera de tachycardie; si elle le ralentit, on parlera alors de bradycardie [Belgacem, 12].

L'insuffisance cardiaque congestive (ICC). Elle est souvent la conséquence d'une autre maladie qui a entraîné des lésions cardiaques tels que : les arythmies cardiaques, les maladies coronariennes, l'hypertension artérielle, l'infarctus du myocarde antérieur, la maladie d'une valve ou du muscle cardiaque soit encore une maladie pulmonaire sévère. Pour cela on détaillera dans ce qui suit L'insuffisance cardiaque congestive (ICC).

1.4. L'Insuffisance Cardiaque Congestive (ICC) :

1.4.1. La définition de l'ICC :

« **ICC** » est l'abréviation pour « Insuffisance Cardiaque Congestive ». L'ICC est ainsi caractérisée par un cœur ne parvenant plus à pomper correctement de sang. Il existe deux types d'insuffisance cardiaque du côté gauche :

a. L'insuffisance cardiaque systolique : survient lorsque le ventricule gauche ne se contracte pas normalement. Cela réduit le niveau de force disponible pour pousser le sang dans la circulation. Sans cette force, le cœur ne peut pas pomper correctement.

b. L'insuffisance diastolique : ou dysfonction diastolique, survient lorsque le muscle du ventricule gauche devient rigide. Parce qu'il ne peut plus se détendre, le cœur ne peut pas tout à fait se remplir de sang entre les battements.

Dans certains cas, l'ICC est à la fois systolique et diastolique. Généralement, l'ICC est souvent une manifestation finale de la plupart des maladies cardiaques résultant d'une variété d'anomalies cardiovasculaires telles qu'une maladie coronarienne, hypertension artérielle, infarctus du myocarde antérieur, maladie d'une valve ou du muscle cardiaque soit encore maladie pulmonaire sévère.

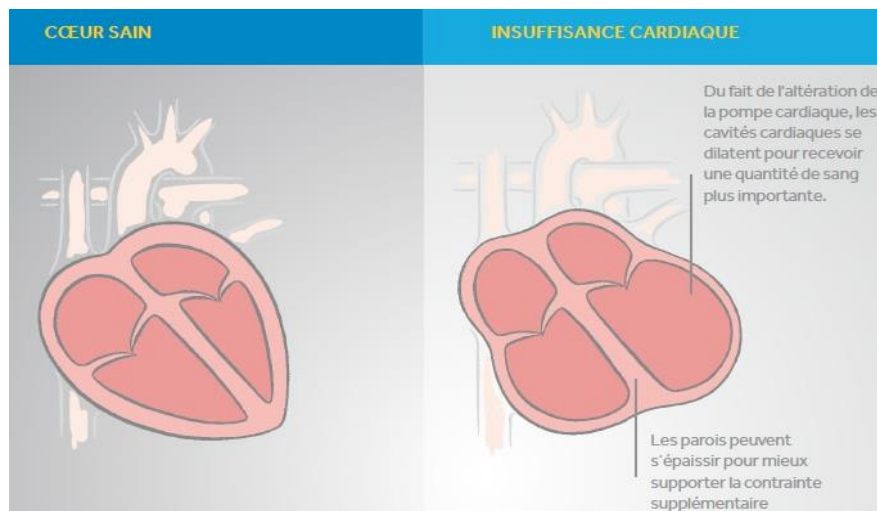


Figure 1. 7 : Cœur sain et cœur atteint de l'ICC

1.4.2. La sévérité de l'ICC :

L'ICC est également connue sous le nom d'insuffisance cardiaque, c'est un problème de santé courant qui apparaît après que le cœur ait été endommagé ou affaibli. L'insuffisance cardiaque survient quand l'action de pompage du cœur n'est plus suffisamment forte pour faire circuler le sang, surtout pendant l'activité physique et les situations de stress. De plus, le muscle cardiaque pourrait ne pas se détendre correctement afin de permettre au sang de revenir des poumons vers le cœur. Ces anomalies fonctionnelles peuvent provoquer l'accumulation de liquide dans les poumons et dans d'autres parties du corps comme les chevilles. La congestion des poumons et le manque d'oxygène peuvent causer de l'épuisement et de l'essoufflement. Parfois, le liquide peut s'accumuler dans les poumons au point de provoquer un problème de santé potentiellement mortel appelé œdème pulmonaire aigu, qui nécessite une intervention d'urgence [1].

Conclusion :

Dance chapitre nous avons présenté le système cardiovasculaire, son fonctionnement électrique ainsi que les différentes pathologies cardiaques qui s'interprètent sur les ondes de l'ECG ou sur le rythme du cœur y compris l'ICC où on l'a détaillée puisqu'elle fait partie des anomalies arythmiques.

CHAPITRE 2

Techniques d'Analyse de la VRC

Introduction

L'analyse de la variabilité du rythme cardiaque (VRC ; en anglais : Heart Rate Variability (HRV)) s'intéresse à l'observation des variations en millisecondes (ms) des intervalles entre les battements cardiaques et est devenue un outil d'investigation clinique. L'intervalle RR est défini par le temps en ms entre deux pics R du complexe QRS du tracé d'un électrocardiogramme (ECG). Une variabilité spontanée normale et importante existe entre les écarts d'intervalles RR et elle est mesurable par les méthodes d'analyses de VRC. La VRC est intimement liée à l'activité du système nerveux autonome (SNA) et ses branches orthosympathique et parasympathique innervant le myocarde ; la première ayant un rôle excitateur, permettant d'augmenter le rythme et la force de contraction, la seconde ayant un rôle de frein vagal, ralentissant le rythme et la force de contraction.

2.1. La variabilité du rythme cardiaque VRC :

L'étude du rythme cardiaque se fait à partir du repérage des ondes R; ce rythme est caractérisé par deux propriétés : la fréquence des ondes R, exprimée en nombre de battements par minute (bpm), et leur régularité.

2.1.1. Définition de la VRC :

La VRC est une série temporelle biologique calculée à partir des séries temporelles d'intervalles RR extraites de l'ECG. Les pics R de l'ECG sont pris comme des instants cardiaques et, par conséquent, les intervalles inter-battements sont obtenus en tant qu'intervalles de temps d'un pic R à l'autre [Milagro, 16]. Le tracé de ces intervalles RR en fonction de temps s'appelle un tachogramme (voir Figure 2.1).

La VRC est due au mode de contrôle du rythme cardiaque, influencé et modifié par un système hormonal et par le système nerveux végétatif. Ainsi le rythme cardiaque est la résultante de deux composantes : une activité sympathique cardio-accélétratrice d'une part, et une activité parasympathique cardio-décélétratrice, d'autre part. Ces deux composantes sont antagonistes et fonctionnent simultanément [Marsac, 13].

Par conséquent, l'équilibre entre l'activité sympathique et parasympathique peut être évalué à l'aide de l'analyse de la VRC [Lahiri, 08]. Cette analyse reflète l'activité du Système Nerveux Autonome (SNA) et fournit des informations significatives pour l'intervention clinique dans les maladies cardiovasculaires. Le degré de la VRC fournit des informations fiables concernant l'influence du contrôle nerveux sur le rythme cardiaque et la capacité du cœur à répondre [Acharya, 06]. Dans ce qui suit on définira le SNA et sa relation avec la VRC.

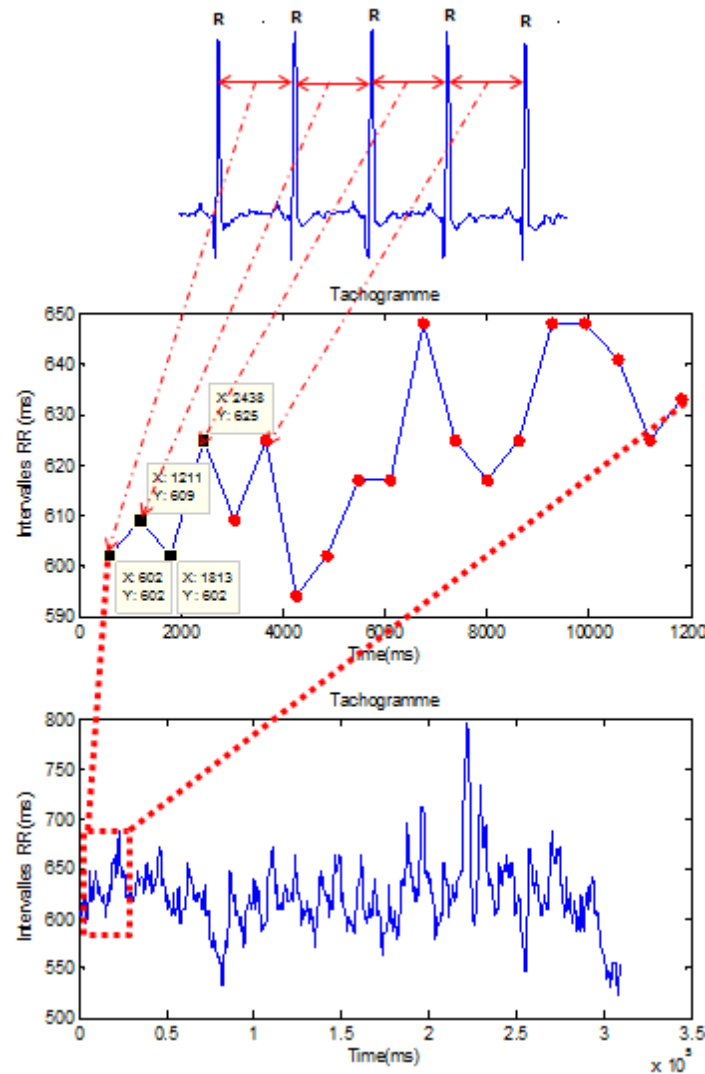


Figure 2. 1 : La représentation graphique d'un tachogramme de la VRC obtenu en mesurant les intervalles RR des complexes QRS de l' ECG.

2.1.2. VRC et SNA [Task Force, 96] :

Il est à rappeler que le rythme cardiaque n'évolue pas d'une manière constante au cours d'une vie humaine, cette VRC reflète la capacité d'adaptation du cœur au changement, pour détecter et répondre rapidement à des stimuli non prévisibles. À ce titre, elle est considérée comme un signal, le reflet de l'activité du Système Nerveux Autonome (SNA) un système qui possède un rôle modulateur et régulateur de la vie végétative, il adapte finement les activités des organes, par rapport à l'environnement, tout en respectant leurs indépendances, et permet le maintien de l'homéostasie (le rythme de base) ainsi qu'une réaction face aux multiples inducteurs de stress. Il intervient dans le fonctionnement des systèmes cardio-vasculaire, respiratoire, hormonal et digestif. Il agit aussi sur le métabolisme et les équilibres électrolytiques, la pression artérielle, la température

corporelle. Cette régulation a lieu en dehors de toute vie consciente et existe même lors de comas avec maintien des fonctions autonomes.

Le SNA a un rôle primordial dans la régulation de l'activité cardiaque à travers le contrôle de la Fréquence Cardiaque, de la force des battements et de la pression artérielle (PA). Les centres régulateurs du SNA ou végétatif sont situés dans la moelle épinière, le cerveau et le tronc cérébral. Le SNA est composé des branches sympathique et parasympathique. Il adapte la régulation du système biologique en fonction de paramètres modifiés à l'intérieur comme à l'extérieur (Figure 2.2).

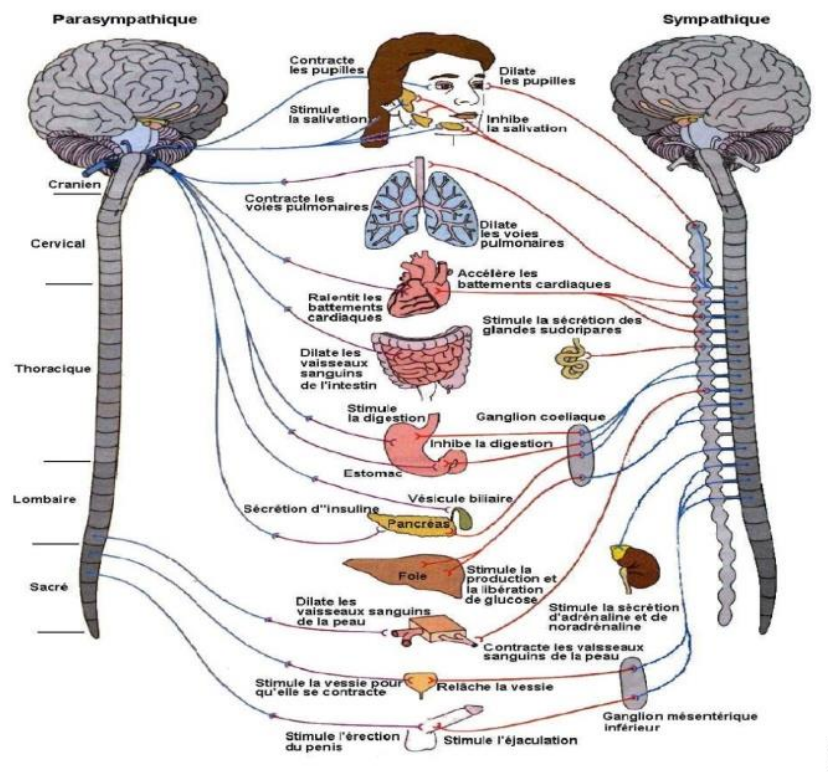


Figure 2. 2 : Schéma général de l'organisation du SNA

2.1.3. La dynamique de la VRC :

Le rythme cardiaque (RC) est un produit complexe de plusieurs mécanismes physiologiques, ce qui pose un défi pour son interprétation. Les caractéristiques et les propriétés de RC changent considérablement si on les compare entre un individu en repos et en exercice. Ceci apparaît dans la dynamique temporelle et les caractéristiques du signal. Les caractéristiques des séries chronologiques du RC sont fortement influencées par les variations inter et intra individuelles.

La différence entre deux intervalles RR successifs diminue à mesure que la Fréquence Cardiaque (FC) augmente. La FC, sa variation, la récupération du changement de position et les réponses permanentes diffèrent selon les individus. En outre, la variation de l'intervalle RR est contrôlée par divers facteurs tels que : l'âge, le sexe, le stress mental, la génétique et l'histoire familiale, le poids,

le tabagisme, les drogues, l'alcool, le sommeil, la situation médicale, le niveau de fitness, la vitalité, la forme physique de l'individu.

2.1.3. Importance clinique et pathologique de la VRC :

Le médecin gagne toujours à se pencher sur le cœur, à l'écouter battre, et dans le cas échéant, à mesurer les écarts entre ses battements. Le rythme cardiaque augmente à l'inspiration et diminue à l'expiration. La VRC est un indicateur clé de l'état cardiovasculaire d'un individu [Tadi, 15]. En l'absence de toute pathologie, le rythme est régulier et sa fréquence est comprise entre 60 et 100 bpm la journée et 40 et 80 bpm la nuit. Hors de ces limites, il peut y avoir trouble du rythme qui doit faire l'objet d'une étude approfondie pour définir une éventuelle pathologie sous-jacente. Cependant, toute irrégularité n'est pas pathologique : en effet, le système nerveux autonome, exerçant un contrôle permanent, peut fortement accélérer le rythme en réponse à un contexte particulier : une période de stress ou d'effort, par exemple. Il est donc essentiel de prendre en considération l'activité du patient avant de poser un diagnostic.

L'intérêt clinique de l'analyse de l'HRV est démontré pour la première fois en 1965 quand Hon et Lee ont remarqué que la souffrance fœtale était précédée par une modification des intervalles RR avant toute altération du rythme cardiaque lui-même [Hon, 65]. Par la suite, d'autres études se sont intéressées à l'étude de l'HRV dans de nombreux contextes pathologiques [Lahiri, 08]. Les deux domaines dans lesquels l'étude de l'HRV s'est révélée particulièrement intéressante sont celui des suites de l'infarctus du myocarde (IDM) et celui de l'insuffisance cardiaque (IC). Dans ces contextes pathologiques, un certain nombre de travaux ont prouvé que la diminution de l'HRV est liée à un mauvais pronostic. De plus, une amélioration de l'HRV chez les patients atteints d'une IC a été mise en évidence sous l'effet des médicaments dont on sait qu'ils influencent très positivement le pronostic des patients.

Par ailleurs, de grandes études épidémiologiques réalisées sur la population générale ont mis en évidence une relation entre la diminution de l'HRV et les risques d'insuffisance coronaire, de mortalité totale et de mortalité cardiaque [Shaikh El Arab, 12].

Cette même mesure peut également présenter un intérêt dans les cas d'obésité, de diabète, d'insuffisance rénale chronique, il en va de même dans l'apnée du sommeil ou dans les épisodes de stress, elle peut également apporter des éléments indicatifs précieux (car objectifs) dans les situations de fatigue, de dépendance au tabac et à l'alcool.

2.2. La VRC et l'ICC :

Les résultats de plusieurs études indiquent que la diminution de la VRC et la perte de complexité ainsi que le dysfonctionnement autonome sont des caractéristiques typiques des patients

atteints d'une ICC, elles sont associées à la gravité de la maladie et au pronostic. L'ICC est caractérisée par une activité sympathique accrue, ce qui diminue la VRC. En tant que simple technologie non invasive, l'analyse de la VRC a été confirmée comme un outil fiable dans le pronostic et l'évaluation des risques de l'ICC.

L'analyse du signal de la VRC est compliquée en raison de sa nature non stationnaire et non linéaire. Ces variations peuvent être référencées comme des indicateurs de maladie ou d'avertissements concernant une maladie potentielle. Ils peuvent apparaître de manière intermittente, persistante ou même aléatoire [Djelaila, 18].

2.3. L'analyse de la VRC :

2.3.1. Définition :

La VRC reflète la capacité d'adaptation du cœur au changement, pour détecter et répondre rapidement à des stimuli non prévisibles. L'analyse de la VRC est basée sur l'enregistrement ECG, à partir duquel les séries chronologiques de la VRC peuvent être obtenues. Le pic R du complexe QRS présente une alternative valable et facile à détecter pour extrapoler les instants de temps des battements cardiaques. Par conséquent, la période de battement de cœur est définie comme la différence de temps entre les pics R consécutifs :

$$RR_n = t_n - t_{n-1} \quad (2.1)$$

Cette période est également appelée intervalle inter-battement ou comme intervalle RR. Si les battements du cœur étaient parfaitement réguliers, l'intervalle RR donnerait lieu à un signal constant. La série temporelle des intervalles RR est à l'image d'un signal aléatoire, soumise à des fluctuations importantes.

2.3.2. Les caractéristiques du signal de la VRC :

Le signal de la VRC est le reflet de nombreux facteurs physiologiques qui modulent le rythme normal du cœur. En fait, il fournit un moyen puissant d'observer l'interaction entre les systèmes nerveux sympathique et parasympathique. Il montre que la structure générant le signal n'est pas seulement linéaire, mais implique aussi des contributions non linéaires [Kuma, 13]. Le signal résultant présente un comportement complexe significatif avec des propriétés de dynamique non linéaires et non stationnaires multi composantes [Sunagawa, 98]. Sa variation peut contenir des indicateurs de la maladie actuelle ou des avertissements sur les maladies cardiaques imminentes [Acharya, 06].

2.4. Les méthodes d'analyse de la VRC :

L'activité des systèmes sympathique et parasympathique, et la balance sympathovagale peuvent être évaluées par des indices temporels et fréquentiels caractérisant la variabilité cardiaque. La VRC est notamment étudiée par deux méthodes d'analyse, basées sur le temps ou la fréquence. L'analyse basée sur le temps utilise une méthode géométrique ou statistique pour étudier la fluctuation cyclique des intervalles RR. C'est une méthode qui permet un calcul facile de la variabilité mais fournit des informations moins détaillées que l'analyse spectrale. L'analyse basée sur la fréquence mesure la fluctuation cyclique des intervalles RR en effectuant une analyse spectrale. Plusieurs méthodes ont été développées et validées depuis longtemps pour permettre de réaliser différents types d'analyse.

2.4.1. L'analyse linéaire :

2.4.1.1. Les méthodes temporelles :

L'analyse de la VRC peut être effectuée dans le domaine temporel en mesurant les durées entre les intervalles R-R normaux et leur déviation standard sur l'ECG. Les valeurs obtenues des intervalles R-R sont ensuite représentées graphiquement en fonction du temps, ce qui donne une courbe appelée Tachogramme ou Histogramme de FC, où chaque unité temporelle n , $S(n)$ désigne le temps entre le $n^{\text{ème}}$ et le $n^{\text{ème}+1}$ pic de l'onde R du tracé de l'ECG. L'analyse du Tachogramme est l'un des fondements de l'étude de la VRC.

L'analyse temporelle représente un outil clinique utile pour la détection globale des perturbations de l'activité autonome. Une analyse statistique est effectuée pour décrire les données, soit à partir des intervalles RR directement, soit à partir des différences entre les intervalles RR [Kleiger, 92] [Malik, 90]. Les indices calculés à partir des différences entre les intervalles R-R normaux sont fortement corrélés à la modulation parasympathique en relation avec la ventilation et quantifient celle-ci. Ce type d'analyse englobe plusieurs variables dont :

2.4.1.1.1. Les méthodes statistiques :

L'analyse statistique de la suite temporelle des intervalles RR est effectuée pour décrire les données, soit à partir des intervalles RR directement, soit à partir des différences entre les intervalles RR. Cette analyse est caractérisée par les paramètres suivants :

RR moyen (ms) : le rythme cardiaque moyen

RMSSD (ms) : est la racine carrée de la moyenne des différences au carré entre les intervalles RR successifs. La RMSSD mesure essentiellement l'évolution moyenne des intervalles RR.

SDNN (ms) : est l'écart type de tous les intervalles RR normaux pendant une période de 24 heures. C'est la mesure la plus couramment utilisée pour évaluer la VRC.

SDANN : est l'écart type des intervalles R-R moyennés sur des périodes de 5 minutes.

ASDNN: est la moyenne des écarts types des intervalles R-R sur 5 min. Il reflète la moyenne des changements de R-R qui se produisent dans 5 min. Cet indice est fortement corrélé avec le SDNN et le SDANN.

NN50 : est le nombre absolu de différences de plus de 50 ms, entre les intervalles RR successifs.

pNN50(%) : est le pourcentage de différences de plus de 50 ms, entre les intervalles RR successifs.

2.4.1.1.2. Les méthodes géométriques :

En plus des paramètres statistiques, il existe deux mesures géométriques calculées à partir de l'histogramme de l'intervalle RR, cette famille d'analyse regroupe les deux méthodes suivantes : La méthode de l'indice triangulaire ou TINN et la méthode de Poincaré plot

a. La méthode de l'indice triangulaire ou TINN :

La méthode de l'indice triangulaire est basée sur la création d'un histogramme de distribution des intervalles RR. Il faut donc faire le compte des intervalles RR dans des intervalles. Ce type de représentation géométrique permet des analyses plus complexes qui évaluent la forme du triangle créé. L'indice triangulaire de la VRC est l'intégrale de la distribution de densité divisée par le maximum de la distribution de densité. C'est une mesure, où la longueur des intervalles RR sert comme l'axe des X du tracé et le nombre de chaque longueur d'intervalle RR sert comme l'axe des Y (Figure 2.2). La longueur de la base du triangle est utilisée et approchée par le pic principal du diagramme de distribution de fréquence d'intervalle RR.

Pour effectuer des mesures géométriques sur l'histogramme de l'intervalle RR, la distribution de densité d'échantillon D est construite, qui attribue le nombre des intervalles RR de même valeur à la valeur de leur longueur. La longueur d'intervalle RR la plus fréquente X est établie, c'est-à-dire que $Y = (X)$ est le maximum de la distribution de densité d'échantillon D.

L'indice triangulaire de la VRC est la valeur obtenue en divisant l'intégrale de surface de D par le maximum Y. Quand la distribution D avec une échelle discrète est construite sur l'axe horizontal, la valeur est obtenue selon la formule :

$$VRC_{index} = \frac{\text{nombre total des intervalles RR}}{Y} = \frac{nb_RR}{nb_RR_{max}} \quad (2.2)$$

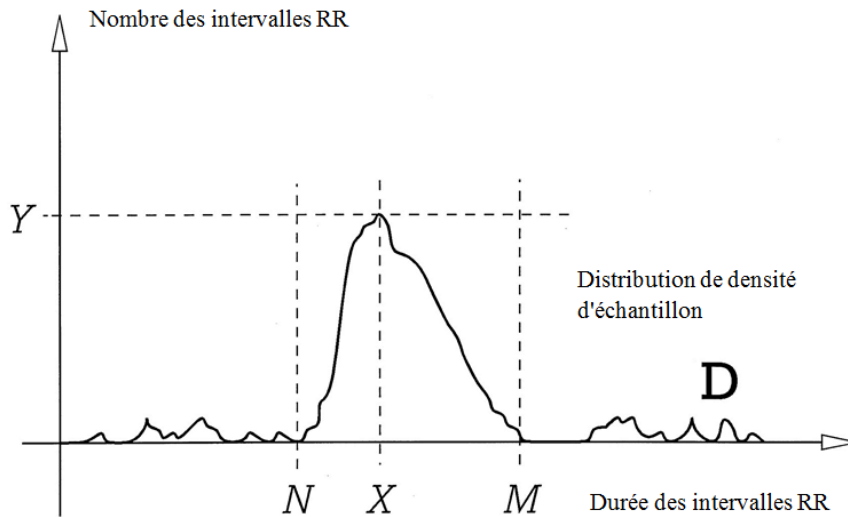


Figure 2.3 : Analyse géométrique par indice triangulaire d'un signal de la VRC

[Task Force, 96]

b. Poincaré plot :

La construction des diagrammes de Poincaré représente une méthode simple consistant à tracer les points correspondant à chaque espace RR d'un enregistrement Holter ECG de 24h, en fonction de son intervalle précédent sur un graphique. Il est considéré comme une méthode importante puisqu'il possède des caractéristiques permettant une analyse par inspection visuelle et résume une série d'intervalles RR dans une Figure. De plus, le tracé de Poincaré est également une technique qui fournit des informations quantitatives en mesurant séparément l'écart type de la variabilité instantanée des intervalles RR et l'écart type de la variabilité continue à long terme des intervalles RR. Ce tracé est construit en traçant chaque intervalle RR en fonction de l'intervalle précédent pour produire un ensemble de points de coordonnées (RR_x, RR_y) [Cassirame, 15]

$$RR \equiv (RR_1, RR_2, \dots, RR_n, RR_{n+1}) \quad (2.3)$$

$$RR_x = RR_i \equiv (RR_1, RR_2, \dots, RR_n) \quad (2.4)$$

$$y = RR_{i+1} \equiv (RR_2, RR_3, \dots, RR_{n+1}) \quad (2.5)$$

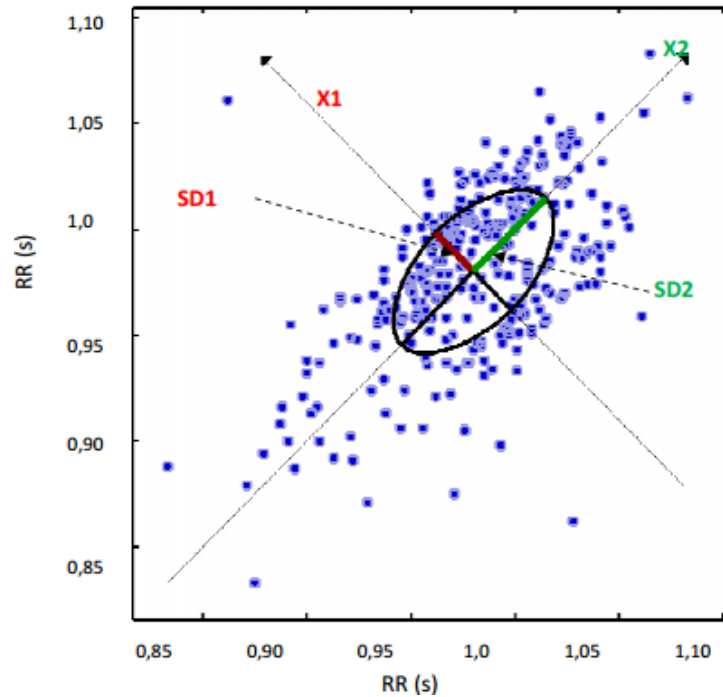


Figure 2. 4 : Exemple de tracé de Poincaré d'un signal de VRC

Comme le montre la Figure 2.4, le tracé de Poincaré apparaît comme un nuage allongé de points dispersés le long de la ligne d'identité $X2$. Les descripteurs quantitatifs tels que $SD1$ et $SD2$ fournis par le tracé de Poincaré sont directement liés à la physiologie du cœur et au SNA. Graphiquement, on peut tracer une ellipse ayant pour origine l'intersection des droites $X1$ et $X2$ [Milagro, 16].

- $X2$ est la ligne identitaire qui se caractérise par $y = x$.
- $X1$ est une ligne perpendiculaire à $X2$ passant par le point moyen de dispersion des points le long de $X2$. Avec :

$SD1$: est l'indice de variabilité à court terme, reflet de l'activité parasympathique sur le nœud sinusal.

$SD2$: est l'indice de variabilité à long terme et reflète à la fois l'activité sympathique et parasympathique sur le nœud sinusal.

De plus de $SD1$ et $SD2$, d'autres paramètres interviennent dans le poincaré plot tel que $SDRR$ et la surface d'ellipse où :

$SDRR$: l'écart type de la variabilité totale d'un signal.

Area ou Ellipse : la surface totale couverte par l'ellipse.

2.4.1.2. Les méthodes fréquentielles :

Les méthodes temporelles ne fournissent aucune information sur les fréquences de variabilité de l'intervalle RR, non plus que sur l'amplitude de sa variabilité pour une fréquence

donnée. C'est pourquoi les méthodes fréquentielles ont beaucoup été appliquées à l'analyse de la VRC et ont ainsi fourni de précieuses informations physiologiques mais aussi pronostiques.

L'analyse fréquentielle est le calcul du contenu spectral d'une série chronologique des intervalles RR consécutifs. En 1981, Akselrod et al. sont les premiers auteurs à utiliser l'analyse spectrale de la série RR pour quantifier les effets cardiovasculaires du SNA. Cette méthode d'analyse consiste à imaginer les courbes d'intervalle RR comme une combinaison d'ondes sinusoïdales de différentes fréquences qui peuvent être extraites de la courbe. Cela fournit des informations sur la distribution de la puissance (la variance des intervalles RR) en fonction de la fréquence.

L'analyse spectrale est une méthode mathématique permettant de déceler les différentes oscillations d'un rythme. Cette décomposition de la variation totale des séries de données en composantes fréquentielles peut être représentée sous la forme d'une densité spectrale en fonction de la fréquence. Elle renseigne sur la distribution des ondes en fonction de leur fréquence. La technique d'estimation de la densité spectrale la plus utilisée est l'analyse de Densité Spectrale de Puissance (DSP). Elle indique comment cette puissance est distribuée en fonction de la fréquence des oscillations du signal étudié.

L'analyse spectrale, quant à elle, permet d'analyser aussi bien des enregistrements de longue durée (24 h) que des périodes de temps beaucoup plus courtes (de 2 à 5 min) sur des tracés ECG conventionnels, en permettant l'acquisition de données fiables et exploitables pour la mesure de l'HRV. En l'occurrence, il est important de noter que les mesures de l'HRV effectuées sur des enregistrements ECG de longue durée (au cours desquels les rythmes circadiens sont présents et l'activité physique du patient n'est pas contrôlée) fournissent différentes informations physiologiques qui ne peuvent pas être fournies par les mesures de l'HRV effectuées sur des enregistrements ECG de courte durée (au cours desquels les conditions sont généralement stables ou contrôlées).

L'analyse spectrale permet d'identifier des oscillations périodiques en séparant les composantes en :

- Composante de haute fréquence (HF, entre 0,15 Hz et 0,45 Hz),
- composante de basse fréquence (BF, entre 0,04 Hz et 0,15 Hz),
- composante de très basse fréquence (TBF, entre 0,003 Hz et 0,04 Hz),
- composante d'ultra basse fréquence (UBF < 0,003 Hz).

La Puissance Totale (PT) : Elle peut être calculée comme la somme des puissances des fréquences ($HF + BF + TBF$).

Rapport BF / HF : il présente le rapport des valeurs du spectre des BF sur celles du spectre des HF , il pourrait décrire l'état d'équilibre parasympathique [Milagro, 16].

2.4.2. Méthodes temps-fréquence [Vandeput, 10]:

L'analyse temps fréquence est une variante de l'analyse spectrale. Ce type d'analyse intègre le concept de variabilité à court terme sur une période de temps plus longue. Il existe plusieurs méthodes d'analyse temps-fréquence de la VRC, on cite :

- Transformation de Fourier à Court Terme (TFCT)
- Pseudo-transformation de Wigner-Ville lissée (PWVL)
- Transformées en ondelettes

2.4.3. Les méthodes non-paramétriques :

Les méthodes non-paramétriques telles que la Transformé Rapide de Fourier de (TFR) sont simples et rapides d'utilisation. La TFR décrite initialement par [Akselrod, 85] repose sur les principes que les séries temporelles représentent des composantes déterminées, où toutes les données sont incluent dans l'analyse

- Les transformées rapides de Fourier
- Methode de Welch

2.4.4. Analyse non linéaire :

Étant donné que le signal de la VRC est non linéaire et non stationnaire. Par conséquent, les méthodes linéaires peuvent ne pas être capables de capturer les informations cachées présentes dans le signal et puisque le cœur a un système de contrôle complexe et que les fluctuations de RC ont un comportement irrégulier, il est facile de comprendre la nécessité de mettre en œuvre des méthodes qui pourraient décrire une telle complexité et irrégularité.

Les méthodes non linéaires consistent en l'application de techniques mathématiques complexes dérivées de la théorie du chaos, théorie qui est habituellement employée pour analyser des phénomènes physiologiques (médecine et biologie) très irréguliers mais qui ne sont pas aléatoires. On cite comme approches non linéaires :

- L'Analyse des Dimensions de Corrélation (Correlation Dimension Analysis)
- L'Analyse de Fluctuation Détendue (Detrended Fluctuation Analysis)
- Le Plus grand Exposant de Lyapunov (Largest Lyapunov Exponen)
- L'Entropie Approximative (Approximate Entropy)
- La Dimension Fractale (Fractal Dimention)

- Hurst Exponent (H)
- L'Echantillon d'Entropie (Sample Entropy)
- Tracés de Récurrence (Recurrence Plots)
- Méthode adaptative (Décomposition Modal Empirique)

2.5. La décomposition modale empirique EMD [Beya, 14]:

L'EMD est une de composition locale, itérative, adaptative. Elle est basée sur un processus appelé tamisage (sifting) permettant de composer le signal en IMF qui sont des signaux de moyenne nulle chacune. L'extraction des IMFs est un processus non-linéaire, mais leur recombinaison pour la reconstruction exacte du signal initial est linéaire.

2.5.1. Principe de l'EMD :

Le principe fondamental de l'EMD est de décrire localement les oscillations d'un signal comme une succession de contributions d'oscillations rapides (hautes fréquences) vers des oscillations plus lentes (basses fréquences). Illustrons cela sur l'exemple suivant d'un signal $x(t)$ composé de deux oscillations (Figure 2.5): une rapide c'est la fonction détails $d(t)$ et une autre lente c'est la fonction approximation $m(t)$, il consiste de soustraire l'oscillation la plus rapide du signal original et de réitérer le processus sur le résidu. C'est une combinaison finie d'oscillations, ce qui nous amène à la relation suivante :

$$x(t) = d(t) + m(t) \quad (2.6)$$

où $x(t)$ représente le signal, $d(t)$ l'oscillation rapide (a) et $m(t)$ la tendance (b)

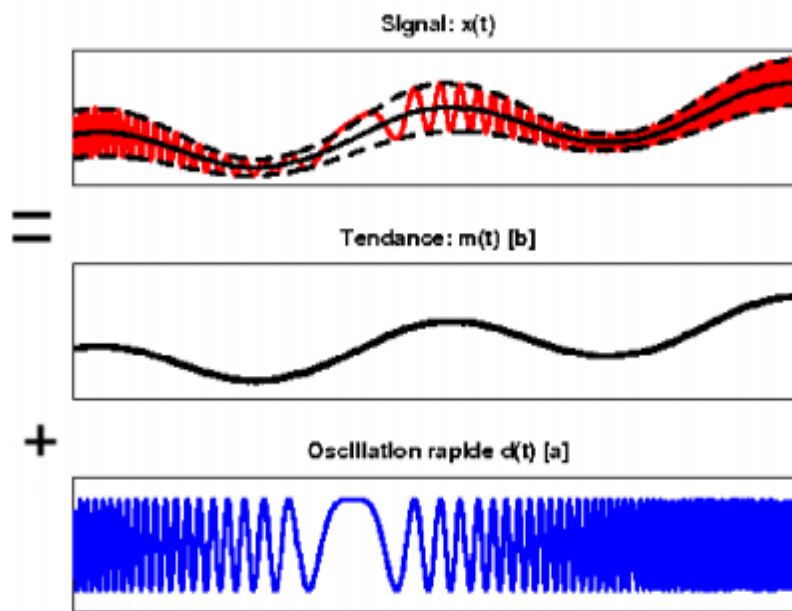


Figure 2. 5 : Principe de l'EMD: « oscillation rapide »(a) + « oscillation lente » (tendance) (b)

Ainsi, la reconstruction du signal $x(t)$ est réalisée en sommant les deux courbes point par point (Figure 2.5). Notons que, par construction la tendance $m(t)$ du signal contient localement des oscillations de plus basse fréquence que celle de l'oscillation rapide $d(t)$.

Ce résultat peut être généralisé à toutes les contributions comme suit : chacune contient localement des oscillations de plus basse fréquence que celle extraite précédemment.

Le signal $x(t)$ peut alors s'écrire :

$$x(t) = \sum_{j=1}^N IMF_j(t) + r(t), \quad (N \in \mathbb{N}^*) \quad (2.7)$$

Où $IMF_j(t)$ est la $j^{\text{ème}}$ oscillation, $r(t)$ est le résidu de la décomposition et N le nombre d'IMF.

L'approche proposée repose entièrement sur les caractéristiques oscillatoires de $x(t)$. Cette décomposition est entièrement pilotée par les données du signal et adaptée à celui-ci. C'est pourquoi le nom de fonction en mode intrinsèque a été retenu, principalement car il associe naturellement l'idée de décrire un signal $x(t)$ suivant ses différents modes d'oscillations naturelles.

Comme N est un nombre entier fini, si on additionne toutes les IMF_j ainsi que le résidu $r(t)$, on reconstruit linéairement le signal original sans perte ou déformation de l'information initiale. Bien que l'EMD soit une approche non linéaire, la reconstruction du signal initial, à partir de ses modes, est linéaire.

2.5.1.1. Définition de l'IMF :

Une IMF (fonction modale intrinsèque) est une fonction qui doit avoir les caractéristiques suivantes :

1. Une moyenne nulle
2. Entre un minimum et un maximum successif, l'IMF passe par zéro
3. Avoir un comportement oscillant de type AM-FM (modulation en amplitude et en fréquence) La dernière condition suppose que l' $IMF_j(t)$ du $j^{\text{ème}}$ mode, peut s'écrire sous la forme :

$$IMF_j(t) \approx a_j(t) \cdot e^{i\varphi_j(t)} \quad (2.8)$$

Avec :

- $a_j(t)$: l'amplitude de l'enveloppe de l' IMF_j
- $\varphi_j(t)$: la phase de l' IMF_j

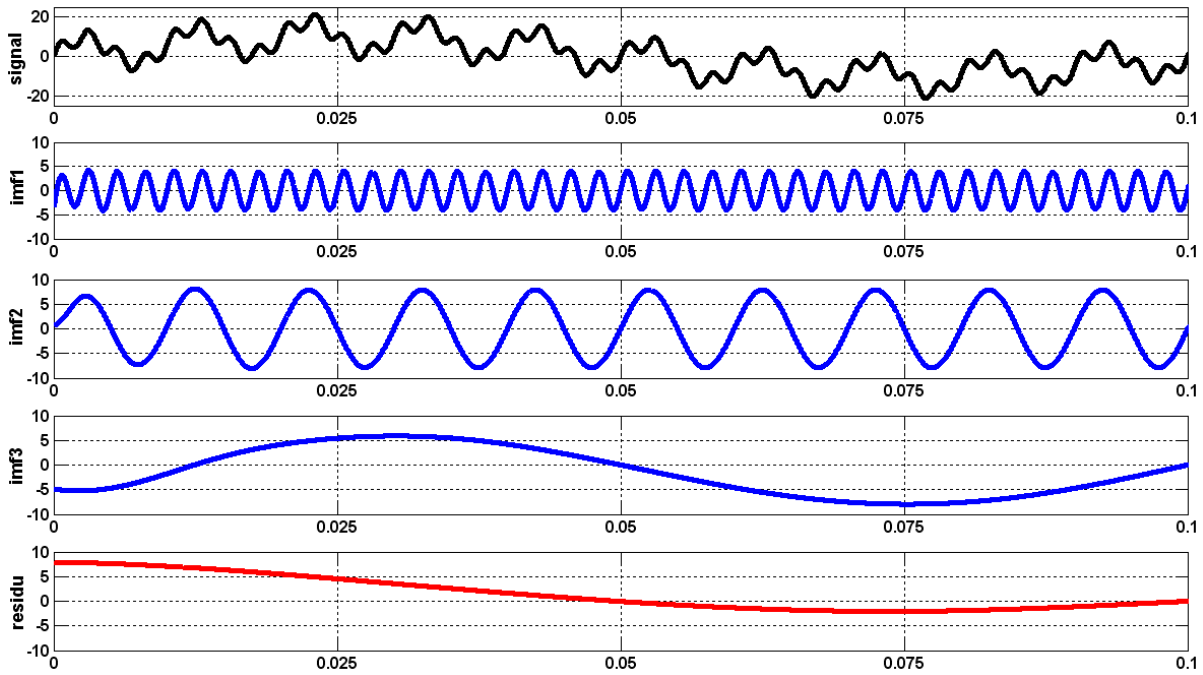


Figure 2. 6 : Illustration de la de composition par EMD des oscillations d'un signal synthétique modulé en amplitude et en fréquence

Finalement, l'objectif initial de l'EMD est de réaliser une décomposition temporelle en signaux mono-composante (IMF) (Figure 2.6) pour calculer leurs fréquences instantanées FI (la dérivée de la phase instantanée $\varphi_j(t)$) et leurs amplitudes instantanées $AI(a_j(t))$. C'est la connaissance des FI de ces IMF qui permettra d'établir une représentation temps-fréquence.

2.5.2. Algorithme EMD :

L'EMD est basée sur un processus de tamisage (sifting process) dont les étapes de son algorithme sont définies comme suit :

1. Etape 1 : Fixer un seuil ε , $j \leftarrow 1$ (j émé IMF) (souvent $0.2 \leq \varepsilon \leq 0.3$).
2. Etape 2 : $r_{j-1}(t) \leftarrow s(t)$ (résidu)
3. Etape 3 : Extraire l'IMF_j :
 - a) $h_{j,i-1}(t) \leftarrow r_{j-1}(t)$, $i \leftarrow 1$ (i , itération de la boucle de sifting)
 - (b) Extraire les maxima et minima locaux de $h_{j,i-1}(t)$
 - (c) Calculer l'enveloppe supérieure $E_{\text{sup}(j,i-1)}(t)$ et inférieure $E_{\text{inf}(j,i-1)}(t)$ par interpolation (splines cubiques par exemple)
 - (d) Calculer l'enveloppe moyenne : $m_{j,i-1}(t) \leftarrow \frac{E_{\text{sup}(j,i-1)}(t) + E_{\text{inf}(j,i-1)}(t)}{2}$

- (e) Mettre à jour : $h_{j,i}(t) \leftarrow (h_{j,i-1}(t) - m_{j,i-1}(t))$, $i \leftarrow i + 1$
- (f) Calculer le critère d'arrêt (par exemple) :

$$SD(i) = \sum_{t=1}^N \frac{|h_{j,i-1}(t) - h_{j,i}(t)|^2}{(h_{j,i-1}(t))^2}, \quad (N : \text{nombre d'échantillons du signal})$$

- (g) Décider : répéter l'étape (b) à (f) tant que $SD(i) \geq \varepsilon$ et affecter $IMF_j(t) \leftarrow h_{j,i}(t)$ (j^{ème} IMF).

4. Etape 4 : Mettre à jour le résidu : $r_j(t) \leftarrow r_{j-1}(t) - IMF_j(t)$ jusqu'à ce que le nombre d'extrema dans $r_j(t)$ soit inférieur à 2.

5. Etape 5 : répéter l'étape 3 avec $j \leftarrow j + 1$, jusqu'à ce que le nombre d'extrema dans $r_j(t)$ soit inférieur à 2.

N est le nombre d'échantillons du signal $x(t)$

Le processus d'extraction des IMF est terminé lorsque le résidu ne contient plus d'extremum. Cela signifie que le résidu $r(t)$ est une fonction monotone qui correspond à la dérive ou tendance du signal initial $x(t)$. L'estimation des IMF repose sur une méthode récursive : ses composantes sont obtenues les unes des autres par soustractions successives.

2.5.3. Critère d'arrêt :

Comme l'indique l'algorithme précédent, le processus de l'EMD est composé de deux boucles:

- La première (boucle de tamisage) permet d'extraire l'IMF, ce qui détermine l'échelle de l'EMD (niveau de profondeur de la décomposition)
- La seconde permet de vérifier que $IMF_j(t)$ correspond aux critères d'une IMF (une moyenne nulle, l'IMF passe par zéro entre un minimum et un maximum successif, avoir un comportement oscillant de type AM-FM).

La boucle de tamisage est pilotée par un critère d'arrêt, noté $SD(i)$:

$$SD(i) = \sum_{t=0}^n \frac{|h_{j,i-1}(t) - h_{j,i}(t)|^2}{(h_{j,i-1}(t))^2} \quad (2.9)$$

Pour conclure, un critère d'arrêt trop strict conduit à un nombre important d'itérations pour extraire une IMF et à un trop grand nombre de modes (sur-décomposition du signal) alors qu'un critère trop large peut aboutir à une sous-estimation d'un ombre de modes.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté en détail la VRC plus son intérêt clinique et pathologique et on a défini son lien avec le SNA ainsi que l'intérêt de son analyse dans le domaine de l'ICC. Un état de l'art sur les méthodes d'analyse de la VRC existant dans la littérature a été détaillé par la suite.

CHAPITRE 3

Systeme d'Extraction et Résultats

Introduction

L'analyse du signal de la VRC est compliquée en raison de sa nature non stationnaire et non linéaire. Ces variations peuvent être référencées comme des indicateurs de maladie ou d'avertissements concernant une maladie potentielle. Dans ce chapitre on développera un système d'extraction robuste qui résulte des indicateurs descripteurs de l'ICC en se basant sur deux techniques d'analyse de VRC une linéaire et l'autre non linéaire.

3.1. Travail effectué

L'objectif de notre travail est d'identifier des signaux révélant l'Insuffisance Cardiaque Congestive ICC, ceci nécessite deux étapes essentielles : prétraitement et extraction. Dans la première étape nous allons prétraiter des signaux ICC afin d'améliorer la qualité de nos données et de les simplifier pour pouvoir par la suite extraire de ces données modifiées un processus qui permet de tirer l'information pertinente et descriptive qui constituera des vecteurs caractéristiques de la pathologie étudiée. (Voir Figure 3.1)

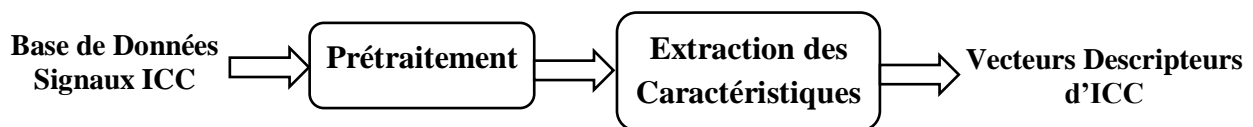


Figure 3. 1 : Diagramme général de description d'ICC

3.2. Base de Données

Les signaux VRC analysés dans ce projet sont tirés du site **physionet.org** [2], précisément de la base physiobank qui contient des enregistrements de différentes pathologies cardiaques. Nos signaux sont prélevés de la base « **Congestive Heart Faillure RR intervals Database** », cette base de données qui comprend des fichiers d'intervalles RR pour 29 sujets nommés chf201 jusqu'à chf229, enregistrés sur 24H (long terme) et numérisés à 128 échantillons par seconde avec annotations des battements qui sont obtenues par analyse automatisée avec examen et correction manuels. Les sujets sont 8 hommes et 2 femmes (sexe connu pour les 21 sujets restants), et âgés de 34 à 79, avec insuffisance cardiaque congestive (classes NYHA I, II et III). Le tableau ci-dessous montre les cas étudiés dans notre travail, sachant que M désigne male, F : femelle et INC inconnu. On a pris 1 heure seulement d'enregistrement pour les 10 cas afin d'avoir une simplicité de calcul et le gain en temps de traitement.

Tableau 3. 1 : Description des 10 patients ICC

PATIENTS										
	chf201	chf202	chf203	chf204	chf205	chf206	chf207	chf208	chf210	chf211
Age	55	59	68	62	39	38	62	62	43	34
Sexe	M	F	M	M	M	F	M	M	M	INC

La Figure 3.1 tirée du site **physiobank ATM** montre un exemple d'enregistrement d'1h d'intervalles RR(s) pour le patient chf201.

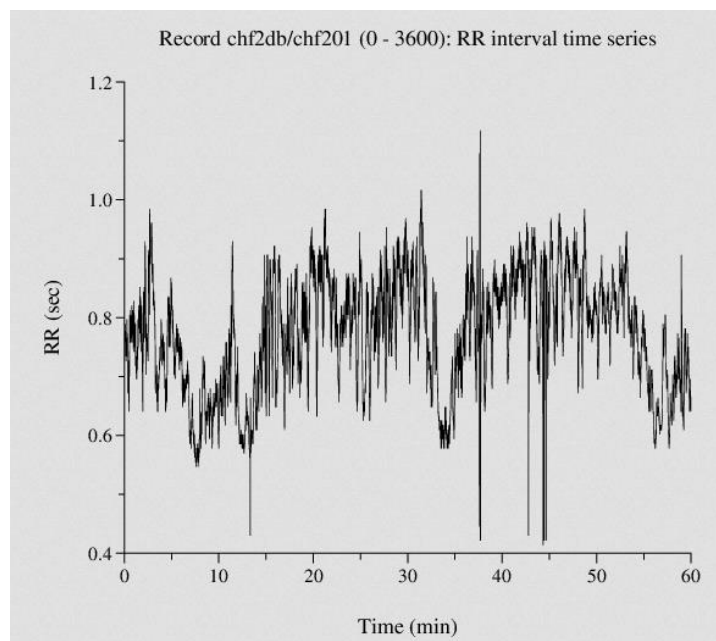


Figure 3. 2 : Une heure de série d'intervalles RR du patient chf201 [2]

La Figure 3.3 illustre l'enregistrement numérique du patient chf201 sous format texte avec t_0 est le début du cycle t_1 sa fin RR(sec) l'écart entre début et fin de chaque cycle, b_0 et b_1 :annotation correspondante à chaque cycle RR (annotation N désigne une VRC normale).

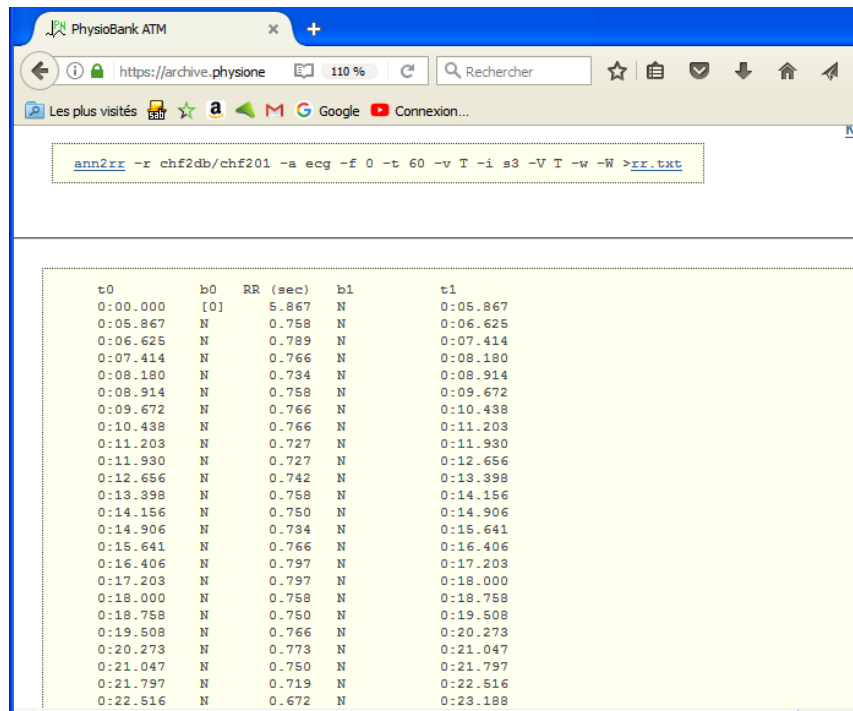
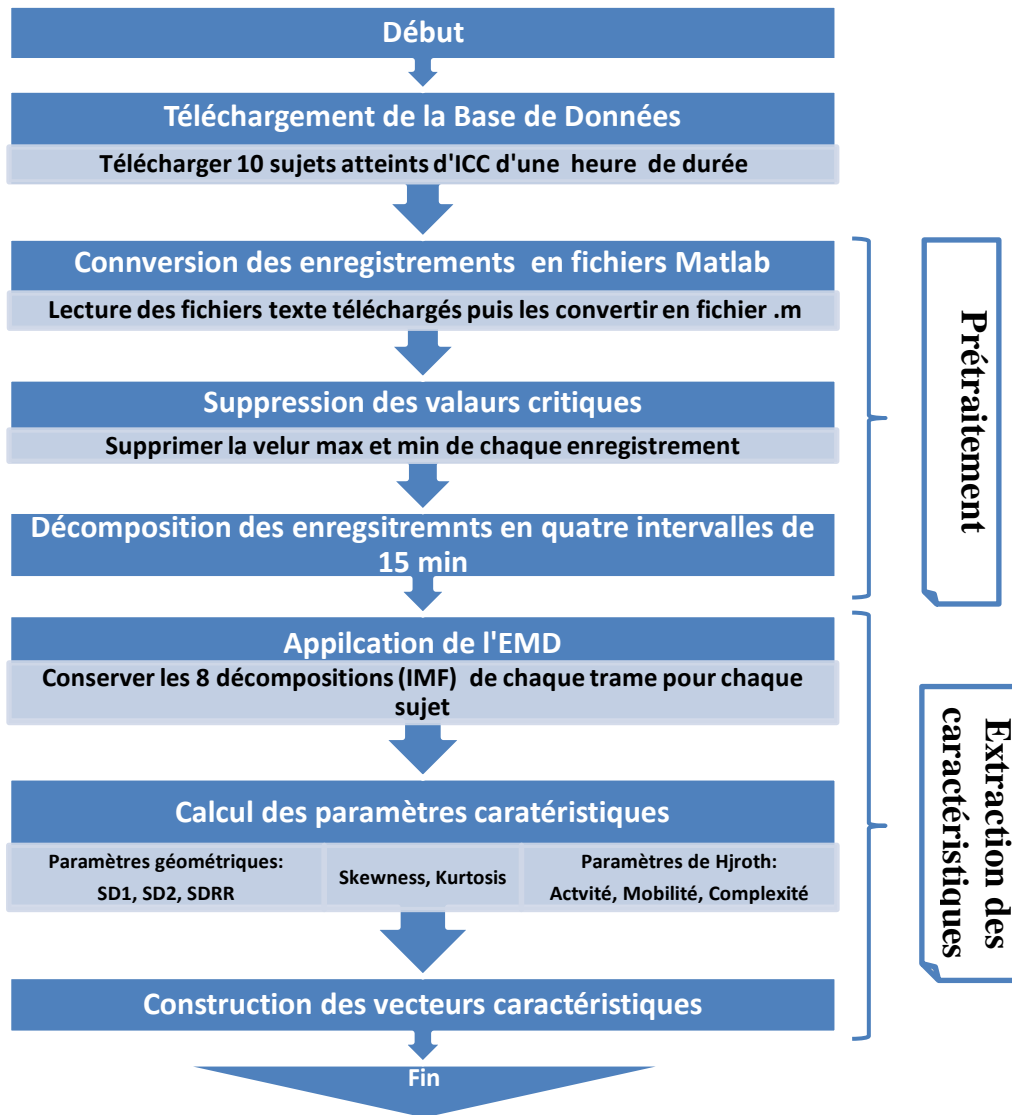


Figure 3. 3 : Représentation numériques d'une série d'intervalles RR du patient chf201 [2]

3.3. Processus d'analyse de l'ICC

L'organigramme ci-dessous détaille les étapes à suivre pour construire des vecteurs composés de huit paramètres qui sont SD1,SD2,SDRR, Skewness,, Kurtosis, Activité, mobilité et complexité qui décrivent l'ICC et ceci en combinant des techniques linéaire et non linéaires appliquées sur 10 enregistrements d'intervalles RR(seconde) chacun est d'une durée d'une heure.



Organigramme 3.1 : Processus d'analyse d'ICC

3.3.1. Prétraitement

3.3.1.1. Conversion :

Après avoir téléchargé les 10 fichiers ICC cités dans le Tableau 3.1 de la base « **Congestive Heart Faillure RR intervals Database** », on a écrit un programme Matlab qui permet d'abord de lire les fichiers texte tels sont sur le site physiobank (Voir Figure 3.3) puis les convertir en fichiers **.mat**, ces fichiers contiennent 7 colonnes dont la 4^{ème} représente l'écart RR(s), les 3 premières et les 3 dernières représentent consécutivement le début et la fin du de l'intervalle RR interprété en heure, minute, seconde comme c'est mentionné sur la Figure 3.4.

heure_debut	minute_debut	seconde_debut	RR	heure_fin	minute_fin	seconde_fin
0	0	5.8670	0.7580	0	0	6.6250
0	0	6.6250	0.7890	0	0	7.4140
0	0	7.4140	0.7660	0	0	8.1800
0	0	8.1800	0.7340	0	0	8.9140
0	0	8.9140	0.7580	0	0	9.6720
0	0	9.6720	0.7660	0	0	10.4380
0	0	10.4380	0.7660	0	0	11.2030
0	0	11.2030	0.7270	0	0	11.9300
0	0	11.9300	0.7270	0	0	12.6560
0	0	12.6560	0.7420	0	0	13.3980
0	0	13.3980	0.7580	0	0	14.1560
0	0	14.1560	0.7500	0	0	14.9060
0	0	14.9060	0.7340	0	0	15.6410
0	0	15.6410	0.7660	0	0	16.4060
0	0	16.4060	0.7970	0	0	17.2030
0	0	17.2030	0.7970	0	0	18.0000
0	0	18.0000	0.7580	0	0	18.7580
0	0	18.7580	0.7500	0	0	19.5080
0	0	19.5080	0.7660	0	0	20.2730
0	0	20.2730	0.7730	0	0	21.0470
0	0	21.0470	0.7500	0	0	21.7970
0	0	21.7970	0.7190	0	0	22.5160
0	0	22.5160	0.6720	0	0	23.1880

Figure 3.4 : Fichier *.mat après execution du programme lecture

3.3.1.2. Suppression des valeurs critiques :

La Figure 3.5 illustre la suppression des valeurs maximales et minimales de chaque signal afin d'écarter les valeurs critiques dues aux artefacts (toux ou mouvement du patient, déplacement des électrodes, effets 50HZ) qui peuvent parcourir le signal lors de son enregistrement et qui provoquent l'amplification du signal.

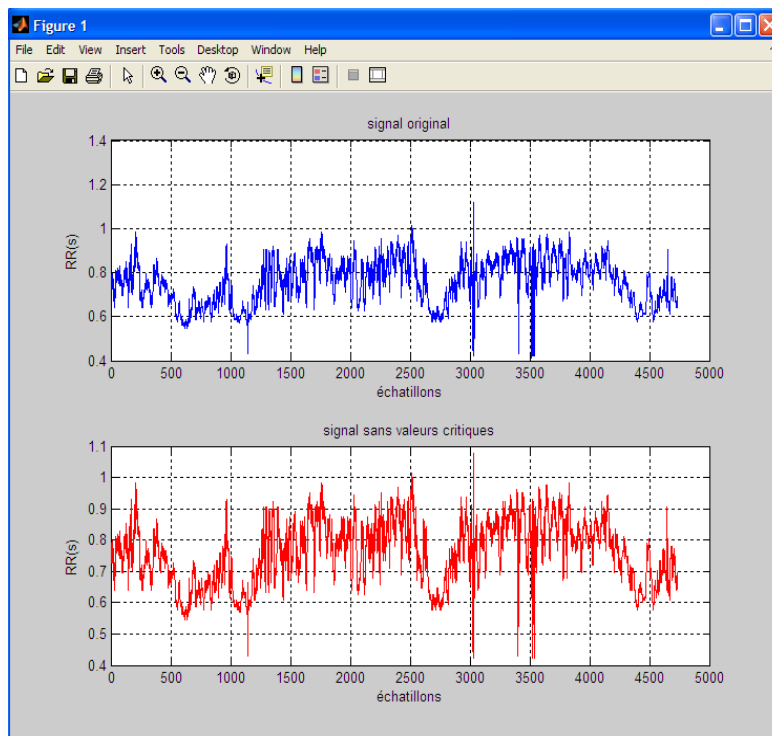


Figure 3.5 : Représentation graphique du signal chf201 avant et après suppression des valeurs critiques

3.3.1.3. Décomposition :

En cette étape les signaux, on a divisé chaque signal de 60 min en quatre intervalles ou trames de 15 min afin d'éviter la complexité du calcul ce qui implique le gain en temps de traitement (Voir Figure 3.6).

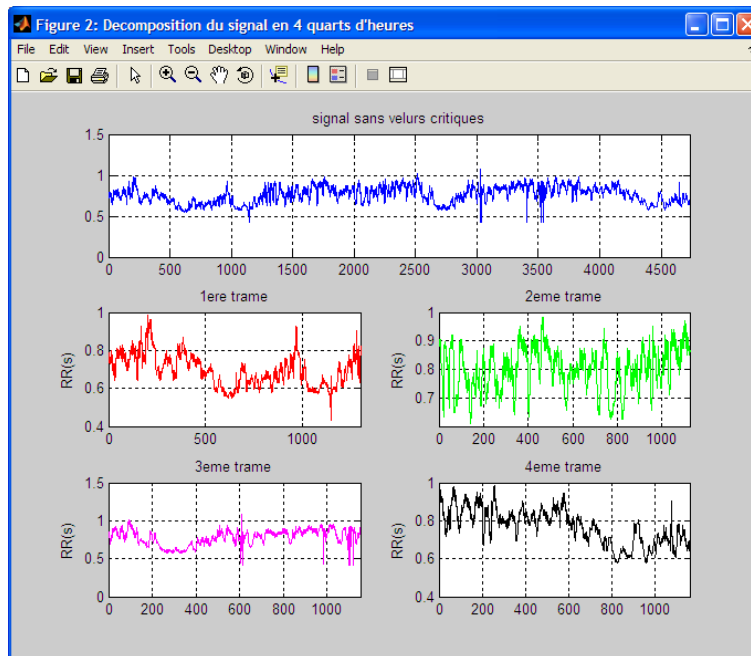


Figure 3. 6 : Représentation de décomposition du signal chf201 en 4 trames

3.3.2. Extraction des caractéristiques

L'étape d'extraction des caractéristiques est une étape cruciale pour la description des données. Nous calculons pour chaque *IMF*, huit paramètres deux statistiques tels que le *Kurtosis*, le *Skewness*, trois paramètres de *Hjorth* plus trois paramètres géométriques obtenus à partir du PoincaréPlot.

3.3.2.1. Application de l'EMD :

Après avoir appliqué l'algorithme d'EMD mentionné en chapitre 2, nous présentons dans la Figure 3.7 la représentation graphique des 8 IMFs (Intrinsic Mode Functions) trouvées.

L'objectif de l'EMD est de décomposer le signal de la VRC à une série de modes oscillatoires afin d'extraire les caractéristiques à partir des IMFs au lieu du signal original VRC.

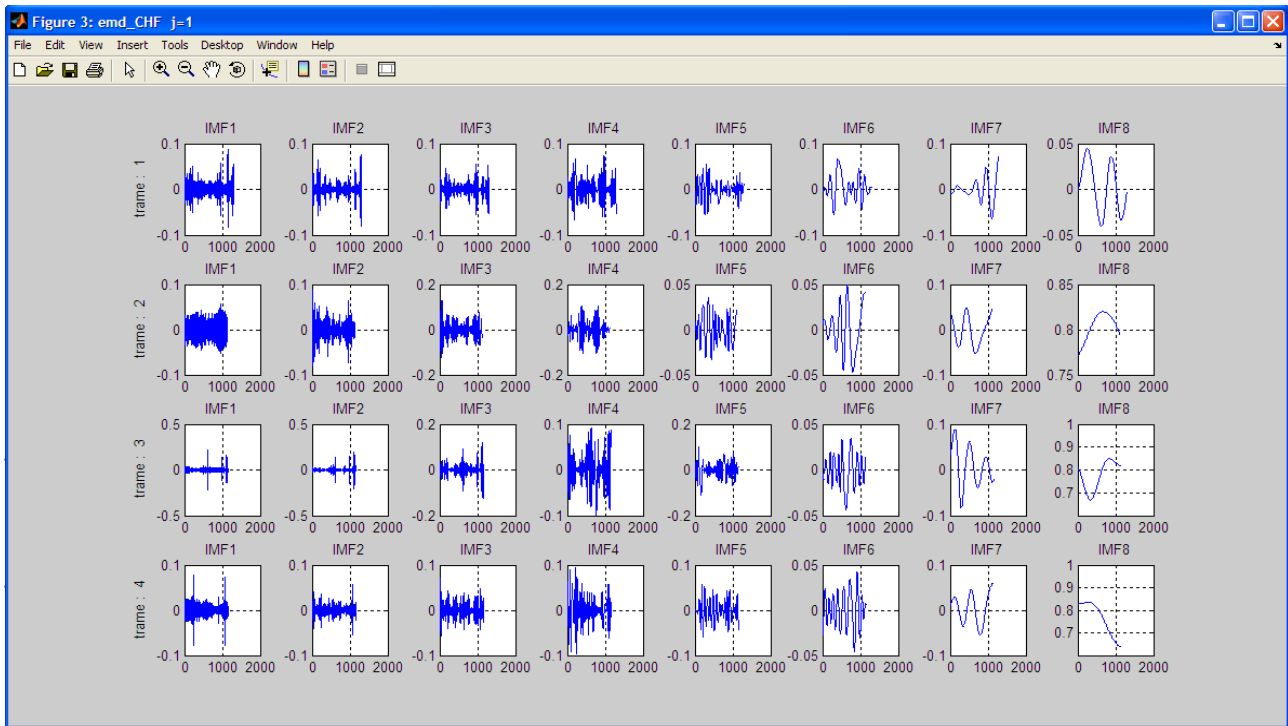


Figure 3. 7 : Exemple des 8 décompositions IMFs sur chaque trame du signal du patient CHF201

3.3.2.2. Calcul des paramètres de PoincaréPlot :

L'analyse du tracé de PoincaréPlot est une méthode géométrique qui consiste à évaluer la dynamique de la VRC car elle permet visuellement d'appréhender la dispersion des intervalles RR sur le court et le long terme

RR , RR_x et RR_y des vecteurs définis comme suit :

$$RR = [RR_1, RR_2, \dots, RR_n, RR_{n+1}] \quad (3.1)$$

$$RR_x = RR_n = [RR_1, RR_2, \dots, RR_n] \quad (3.2)$$

$$RR_y = RR_{n+1} \equiv [RR_2, RR_3, \dots, RR_{n+1}] \quad (3.3)$$

La méthode de Poincaré est une représentation, en deux dimensions, des intervalles (RR_{n+1}) en fonction des intervalles qui les précèdent (RR_n)

SD1 : représente la VRC à court terme (la variabilité battement à battement)

$$SD1 = \sqrt{VAR\left(\frac{RR_x - RR_y}{\sqrt{2}}\right)} \quad (3.4)$$

SD2 : représente la variabilité à long terme.

$$SD2 = \sqrt{VAR\left(\frac{RR_x + RR_y}{\sqrt{2}}\right)} \quad (3.5)$$

SDRR : est l'écart type des intervalles RR

$$SDRR = \sqrt{\frac{SD1^2 + SD2^2}{2}} \quad (3.6)$$

3.3.2.3. Calcul de Skewness et Kurtosis :

Kurtosis et *Skewness* sont deux mesures statistiques utilisées pour évaluer la distribution de probabilité d'un signal et comparer sa forme avec la courbe normale. Ces deux valeurs sont utilisées pour évaluer les distributions de probabilité de la série de signaux. Lorsque leurs valeurs se situent en dehors d'une distribution normale, cette dernière présente une asymétrie ou un aplatissement.

- **L'aplatissement** (*Kurtosis*) mesure le degré auquel une distribution est plus ou moins aplatie qu'une distribution normale. Les données avec un aplatissement élevé ont tendance à avoir un pic distinct près de la moyenne et se décroît assez rapidement. Les données à faible aplatissement ont tendance à avoir un sommet plat près de la moyenne plutôt que d'un pic pointu. Une valeur positive indique une distribution relativement pointue tandis qu'une valeur négative indique une distribution relativement plate.

- **L'asymétrie** (*Skewness*) mesure le degré d'asymétrie d'une distribution autour de sa moyenne. Sa valeur pour une distribution normale est égale à zéro et toutes données symétriques devraient avoir une valeur proche de zéro. Une valeur positive indique une distribution asymétrique avec une forme qui se prolonge vers des valeurs plus positives où les données sont altérées à droite. Tandis qu'une valeur négative indique une distribution asymétrique avec une forme qui se prolonge vers des valeurs plus négatives où les données sont altérées à gauche.

L'asymétrie et l'aplatissement d'une distribution sont définis comme suit :

$$Skewness = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i - \mu}{\sigma} \right)^3 \quad (3.7)$$

$$Kurtosis = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i - \mu}{\sigma} \right)^4 \quad (3.8)$$

Où x est la distribution de probabilité du signal, μ est la valeur moyenne de l'ensemble de données, et σ représente l'écart type de l'ensemble des données.

3.3.2.4. Calcul de Paramètres de Hjorth :

Les paramètres de Hjorth sont des indicateurs des propriétés statistiques d'un signal introduit par Hjorth en 1970. Au départ, les paramètres de *Hjorth* ont été formulés pour l'analyse et la description du signal EEG mais par la suite ils ont été investis dans différents domaines de recherche. Ils sont présentés sous forme d'un ensemble de trois paramètres basés sur les propriétés du domaine temporel. Ces paramètres sont capables de décrire quantitativement les caractéristiques graphiques d'un tracé en termes d'amplitude, de pente et de propagation de la pente.

L'avantage de ces trois descripteurs est que leur mise en œuvre est facile dans le domaine temporel grâce aux dérivations successives du signal x . L'indice x indique le signal à partir duquel ces caractéristiques sont extraites, dans notre travail x présenté par chaque *IMF*.

L'activité : mesure la variance (l'écart-type au carré) de l'amplitude du signal comme indiqué dans l'équation 3.9. Dans le domaine de la fréquence, il peut être conçu comme l'enveloppe du spectre de puissance.

$$A_x = \sigma_x^2 \quad (3.9)$$

La mobilité : mesure le rapport entre l'écart-type de la pente et l'écart type de l'amplitude donnée par unité de temps, il représente une fréquence dominante. Ce rapport dépend de la forme de la courbe de telle sorte qu'elle mesure la pente moyenne relative. Elle est calculée par la racine carrée du rapport de l'activité du premier dérivé de x sur l'activité de x , sa définition mathématique est présentée dans l'équation 3.10

$$M_x = \sqrt{\frac{A_{x'}}{A_x}} = \frac{\sigma_{x'}}{\sigma_x} \quad (3.10)$$

La complexité : ou facteur de forme d'un signal est un paramètre qui quantifie n'importe quel écart par rapport à la forme sinusoïdale. Elle peut être interprétée comme une mesure de la bande passante du signal. Il est défini comme le rapport de la mobilité de la première dérivée du signal sur la mobilité du signal lui-même (équation 3.11).

$$C_x = \frac{M_{x'}}{M_x} = \frac{\sigma_{x''}}{\sigma_{x'}} \cdot \frac{\sigma_x}{\sigma_{x'}} \quad (3.11)$$

3.4. Résultats et interprétation :

À partir de l'étape d'extraction des caractéristiques, nous avons calculé huit caractéristiques différentes pour chaque IMF pour les quatre fenêtres de chaque signal VRC, donc chaque caractéristique des 8 IMFS obtenues est investie séparément comme suit :

- Le vecteur de *SD1*.
- Le vecteur de *SD2*.
- Le vecteur de *SDRR*.
- Le vecteur du *Skewness*.
- Le vecteur du *Kurtosis*.
- Le vecteur de l'*Activité*.
- Le vecteur de *Mobilité*.
- Le vecteur de *Complexité*.

Alors à la fin on obtiendra une base de caractéristiques 3D de taille [8×8, 4, 10]

Les tableaux 3.2 jusqu'à 3.11, illustrent les résultats d'extraction des paramètres caractéristiques des signaux VRC correspondants aux patients cités en Tableau 3.1.

Tableau 3. 2 : Paramètres caractéristiques du patient CHF201

Patient CHF201									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.0144	0.0061	0.0036	0.0026	0.0012	0.0006	0.0003	0.002
	SD2	0.0151	0.0189	0.0206	0.0347	0.0291	0.0387	0.0373	0.037
	SDRR	0.0147	0.0141	0.0148	0.0246	0.0206	0.0274	0.0264	0.024
	SK	-0.1129	-0.0243	-0.1753	0.1426	0.0511	0.2880	0.1600	0.0451
	KUR	6.4994	9.1063	4.9266	3.2527	3.0974	2.8276	3.8121	1.616
	ACTV	0.0002	0.0002	0.0002	0.0006	0.0004	0.0008	0.0007	0.007
	MOB	1.3785	0.6152	0.3464	0.1488	0.0807	0.0293	0.0186	0.008
	CMP	1.1632	1.2669	1.2712	1.3021	1.1575	1.3198	1.1021	1.128
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.0191	0.0072	0.0057	0.0032	0.0007	0.0004	0.0003	0.001
	SD2	0.0188	0.0266	0.0524	0.0551	0.0234	0.0360	0.0440	0.0206
	SDRR	0.0190	0.0195	0.0372	0.0391	0.0166	0.0254	0.0311	0.0146
	SK	-0.0579	-0.0615	-0.0499	-0.0388	0.0092	-0.0252	-0.0171	-0.771
	KUR	2.2988	5.0569	3.5728	3.4186	2.0258	2.1790	1.6870	2.3752
	ACTV	0.0004	0.0004	0.0014	0.0015	0.0003	0.0006	0.0010	0.0002
	MOB	1.4266	0.5236	0.2160	0.1175	0.0583	0.0234	0.0119	0.0048
CMP	1.0720	1.2828	1.2491	1.1574	1.3316	1.3204	1.1551	0.6496	
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.0331	0.0189	0.0072	0.0049	0.0023	0.0005	0.0005	0.0003
	SD2	0.0257	0.0386	0.0359	0.0532	0.0529	0.0251	0.0612	0.0892
	SDRR	0.0296	0.0304	0.0259	0.0378	0.0374	0.0177	0.0433	0.0631
	SK	-0.1992	-0.0212	-0.1857	-0.0441	-0.2256	-0.1999	-0.0726	-0.4185
	KUR	21.6131	19.5338	8.1329	2.9781	3.4023	2.6194	2.2912	1.6524
	ACTV	0.0009	0.0009	0.0007	0.0014	0.0014	0.0003	0.0019	0.0040
	MOB	1.5808	0.8809	0.3957	0.1823	0.0876	0.0415	0.0149	0.0058
CMP	1.1138	1.1780	1.3027	1.4652	1.3806	1.3971	1.2380	1.2496	
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.0129	0.0055	0.0039	0.0034	0.0014	0.0006	0.0003	0.0001
	SD2	0.0121	0.0136	0.0251	0.0455	0.0334	0.0275	0.0476	0.1028
	SDRR	0.0125	0.0104	0.0180	0.0323	0.0237	0.0195	0.0337	0.0727
	SK	-0.1468	-0.0498	0.2544	-0.0850	0.0054	-0.1149	-0.2015	0.5192
	KUR	8.4563	6.2711	3.9500	3.3509	2.5514	2.3318	1.8941	1.6442
	ACTV	0.0002	0.0001	0.0003	0.0010	0.0006	0.0004	0.0011	0.0053
	MOB	1.4607	0.7486	0.3088	0.1503	0.0861	0.0421	0.0112	0.0021
CMP	1.1130	1.2192	1.3867	1.2922	1.1167	1.1439	1.1751	2.6448	

Tableau 3. 3 : Paramètres caractéristiques du patient CHF202

Patient CHF202									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.0427	0.0207	0.0111	0.0023	0.0008	0.0004	0.0001	0.0001
	SD2	0.0535	0.0620	0.0501	0.0501	0.0114	0.0087	0.0078	0.0047
	SDRR	0.0484	0.0462	0.0363	0.0101	0.0081	0.0061	0.0055	0.0034
	SK	3.8156	0.6331	-0.8761	0.2813	0.0698	-0.6832	-0.0827	0.1054
	KUR	142.2979	81.5442	64.8332	34.1445	3.2870	9.2069	3.8291	2.1997
	ACTV	0.0002	0.0002	0.0002	0.0002	0.0004	0.0008	0.0007	0.0007
	MOB	1.3785	0.6152	0.3464	0.1488	0.0807	0.0293	0.0186	0.0098
	CMP	1.1632	1.2669	1.2712	1.3021	1.3198	1.3198	1.1021	1.1248
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.0142	0.0065	0.0019	0.0086	0.0092	0.0080	0.0056	0.0087
	SD2	0.0152	0.0136	0.0083	0.0121	0.0130	0.0130	0.0080	0.0124
	SDRR	0.0147	0.0107	0.0060	0.0086	0.0092	0.0056	0.0056	0.0087
	SK	0.5847	-0.2409	-0.0379	0.0352	0.3564	-0.1063	-0.2066	-0.0578
	KUR	14.9719	10.3289	6.0395	5.1309	6.0125	2.1909	3.0653	1.5034
	ACTV	0.0002	0.0001	0.0000	0.0001	0.0001	0.0001	0.0000	0.0001
	MOB	1.3667	0.8651	0.4430	0.1736	0.0790	0.0327	0.0158	0.0031
	CMP	1.2207	1.1158	1.1520	1.3132	1.2914	1.2292	1.2009	1.7874
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.0712	0.0339	0.0107	0.0065	0.0020	0.0010	0.0003	0.0002
	SD2	0.1068	0.1002	0.0352	0.0414	0.0246	0.0226	0.0108	0.0212
	SDRR	0.0908	0.0748	0.0352	0.0297	0.0174	0.0160	0.0076	0.0150
	SK	2.1657	0.1238	0.6110	0.1287	0.1024	0.0331	-0.0601	0.2638
	KUR	69.4514	46.7270	31.9926	29.7372	6.8682	6.8682	2.8386	3.3775
	ACTV	0.0082	0.0056	0.0012	0.0009	0.0003	0.0003	0.0001	0.0002
	MOB	1.1101	0.6412	0.4281	0.3107	0.1581	0.0883	0.0493	0.0198
	CMP	1.5119	1.2125	1.2344	1.1795	1.3102	1.2382	1.1116	1.2665
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.0150	0.0082	0.0023	0.0013	0.0007	0.0002	0.0001	0.0001
	SD2	0.0137	0.0160	0.0116	0.0179	0.0157	0.0096	0.0063	0.0080
	SDRR	0.0144	0.0127	0.0084	0.0127	0.0111	0.0068	0.0044	0.0057
	SK	0.0889	0.0685	0.0865	-1.2901	0.2646	0.0317	-0.1000	-0.1708
	KUR								
	ACTV	0.0002	0.0002	0.0001	0.0002	0.0001	0.0000	0.0000	0.0000
	MOB	1.4767	0.9143	0.3899	0.1387	0.0829	0.0514	0.0300	0.0149
	CMP	1.1969	1.1280	1.2182	1.5323	1.2742	1.2557	1.1404	1.1278

Tableau 3. 4 : Paramètres caractéristiques du patient CHF203

Patient CHF203									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.6334	0.3778	0.0139	0.0124	0.0052	0.0023	0.0019	0.0012
	SD2	1.6753	1.9076	0.1351	0.1602	0.0828	0.0537	0.0555	0.0491
	SDRR	1.2665	1.3751	0.0961	0.1136	0.0380	0.0587	0.0348	0.0393
	SK	0.1156	-0.0992	-0.1979	-0.2599	-0.1970	-0.2344	0.0218	0.0018
	KUR	20.1484	20.5307	13.5050	11.6484	7.3579	5.4387	4.4839	3.3569
	ACTV	1.6024	1.8891	0.0092	0.0129	0.0034	0.0014	0.0012	0.0015
	MOB	0.7076	0.3887	0.2046	0.1541	0.1265	0.0858	0.0768	0.0420
	CMP	2.3217	1.5582	1.2869	1.2320	1.2533	1.3084	1.2191	1.1143
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.4031	0.2263	0.0096	0.0029	0.0014	0.0009	0.0007	0.0005
	SD2	0.9316	1.0181	0.0763	0.0319	0.0246	0.0187	0.0208	0.0230
	SDRR	0.7178	0.7375	0.0544	0.0227	0.0174	0.0132	0.0147	0.0162
	SK	0.2107	-0.0572	-0.1808	0.2753	-0.0577	-0.1134	-0.1379	0.0866
	KUR	23.3845	23.1159	20.1870	7.5169	5.6926	3.4751	2.9365	2.4752
	ACTV	0.5148	0.5434	0.0030	0.0005	0.0003	0.0002	0.0002	0.0003
	MOB	0.7946	0.4341	0.2502	0.1826	0.1130	0.0941	0.0683	0.0441
CMP	1.9966	1.2175	1.1581	1.2262	1.1772	1.2129	1.1549	1.0936	
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.5271	0.2664	0.0734	0.0446	0.0123	0.0035	0.0014	0.0009
	SD2	1.2881	1.1244	0.4310	0.3527	0.1864	0.0759	0.0738	0.0746
	SDRR	0.9842	0.8171	0.3092	0.2514	0.1321	0.0537	0.0522	0.0527
	SK	-0.8404	0.2370	-0.0905	0.1707	0.2022	0.1096	0.7129	-1.2190
	KUR	19.2661	12.1980	6.0324	8.5860	10.2427	5.3816	6.5209	5.2213
	ACTV	0.9690	0.6678	0.0955	0.0632	0.0174	0.0029	0.0027	0.0028
	MOB	0.7573	0.4610	0.3359	0.2508	0.1318	0.0929	0.0370	0.0243
CMP	2.1801	1.4347	1.2428	1.2233	1.1857	1.1358	1.7133	2.0577	
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.5271	0.2664	0.0734	0.0446	0.0123	0.0035	0.0014	0.0009
	SD2	1.2881	1.1244	0.4310	0.3527	0.1864	0.0759	0.0738	0.0746
	SDRR	0.9842	0.8171	0.3092	0.2514	0.1321	0.0537	0.0522	0.0527
	SK	-1.1826	-0.3103	-0.1273	0.3096	0.0308	0.6948	-0.7179	-0.3170
	KUR	24.6761	12.6403	6.2901	9.5577	7.4296	6.1316	4.9613	4.5897
	ACTV	9.4617	9.6395	2.7019	5.2734	1.0570	0.2591	0.0176	0.0067
	MOB	0.3821	0.1885	0.1869	0.1117	0.0872	0.0451	0.0225	0.0215
CMP	4.0608	2.8877	2.3225	1.7600	1.5101	1.3291	1.7249	1.4318	

Tableau 3. 5 : Paramètres caractéristiques du patient CHF204

Patient CHF204									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.1188	0.0613	0.0067	0.0056	0.0030	0.0030	0.0012	0.0006
	SD2	0.2299	0.2291	0.0243	0.0289	0.0226	0.0383	0.0230	0.0170
	SDRR	0.1830	0.1677	0.0178	0.0208	0.0161	0.0272	0.0163	0.0120
	SK	3.2001	2.1938	-0.3594	-0.5069	-0.0842	-0.3971	0.0478	0.1394
	KUR	62.3806	60.6671	32.2596	35.7091	17.0855	11.3963	6.7637	3.6158
	ACTV	0.0335	0.0281	0.0004	0.0003	0.0007	0.0003	0.0001	0.0003
	MOB	0.9183	0.5170	0.5295	0.3777	0.2658	0.1559	0.1001	0.0653
	CMP	1.8179	1.4825	1.3600	1.2237	1.2187	1.3044	1.2474	1.3089
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.2223	0.1385	0.0343	0.0065	0.0047	0.0017	0.0011	0.0008
	SD2	0.3537	0.4566	0.2169	0.0502	0.0596	0.0333	0.0355	0.0403
	SDRR	0.2954	0.3374	0.1553	0.0358	0.0423	0.0236	0.0251	0.0285
	SK	0.0893	-0.0160	0.2066	-0.0424	0.0746	-0.0043	0.0887	-0.3217
	KUR	27.3989	19.2310	20.3751	12.2698	12.6387	4.4969	4.0067	3.9047
	ACTV	0.1137	0.0241	0.0013	0.0018	0.0006	0.0006	0.0008	0.0006
	MOB	1.0645	0.5807	0.3127	0.2587	0.1558	0.1030	0.0605	0.0377
	CMP	1.5931	1.3670	1.3547	1.2056	1.1863	1.1722	1.3332	1.2765
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.0241	0.0098	0.0038	0.0022	0.0008	0.0007	0.0003	0.0001
	SD2	0.0194	0.0175	0.0117	0.0150	0.0107	0.0234	0.0181	0.0071
	SDRR	0.0219	0.0141	0.0087	0.0107	0.0076	0.0166	0.0128	0.0050
	SK	0.6596	0.0666	-0.1149	0.2071	0.0080	-0.0541	0.0748	-0.0057
	KUR	20.1592	16.1838	7.7693	6.5337	4.1173	3.4015	2.7258	3.4789
	ACTV	0.0002	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0003	0.0002	0.0000
	MOB	1.5584	0.9767	0.6172	0.2866	0.1580	0.0582	0.0308	0.0205
	CMP	1.1597	1.1753	1.1742	1.5882	1.4340	1.2689	1.3769	1.2314
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.0545	0.0230	0.0068	0.0041	0.0013	0.0006	0.0003	0.0002
	SD2	0.0472	0.0441	0.0190	0.0190	0.0120	0.0113	0.0097	0.0145
	SDRR	0.0510	0.0351	0.0143	0.0137	0.0086	0.0080	0.0069	0.0103
	SK	0.0466	-0.1812	0.1848	0.0489	-0.0094	-0.0950	-0.1226	-0.0380
	KUR	13.6075	-0.1812	7.6121	11.2413	3.7491	3.0012	3.6587	2.0925
	ACTV	0.0026	0.0012	0.0002	0.0002	0.0001	0.0001	0.0000	0.0001
	MOB	1.5132	0.9264	0.6715	0.4231	0.2113	0.1104	0.0616	0.0236
	CMP	1.1971	1.1819	1.2020	1.2884	1.3391	1.3578	1.1321	1.2156

Tableau 3. 6 : Paramètres caractéristiques du patient CHF205

Patient CHF205									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.5507	0.3461	0.0431	0.0167	0.0051	0.0033	0.0010	0.0008
	SD2	1.5238	1.6105	0.2006	0.1354	0.0665	0.0766	0.0299	0.0398
	SDRR	1.1457	1.1648	0.1451	0.0965	0.0471	0.0542	0.0212	0.0281
	SK	-0.2470	0.4255	-0.6370	-0.5192	0.1177	-0.6818	-0.2261	-0.3476
	KUR	31.0018	31.3255	20.5743	12.9978	9.5297	12.1367	4.0727	4.3786
	ACTV	1.3117	1.3558	0.0210	0.0093	0.0022	0.0030	0.0004	0.0008
	MOB	0.6800	0.4204	0.4206	0.2443	0.1536	0.0854	0.0685	0.0415
	CMP	2.2721	1.4958	1.3946	1.2629	1.1933	1.2131	1.1583	1.2437
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.8277	0.5031	0.0404	0.0203	0.0066	0.0023	0.0023	0.0010
	SD2	1.9278	2.1847	0.2525	0.2122	0.1554	0.0524	0.0765	0.0661
	SDRR	1.4835	1.5853	0.1808	0.1508	0.1100	0.0371	0.0541	0.0467
	SK	0.0893	-0.0160	0.2066	-0.0424	0.0746	-0.0043	0.0887	-0.3217
	KUR	27.3989	19.2310	20.3751	12.2698	12.6387	4.4969	4.0067	3.9047
	ACTV	2.1994	2.5115	0.0327	0.0227	0.0121	0.0014	0.0029	0.0022
	MOB	0.7893	0.4490	0.3162	0.1902	0.0847	0.0880	0.0592	0.0308
	CMP	2.0341	1.4187	1.4286	1.2465	1.5457	1.3902	1.2113	1.2513
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.8944	0.5143	0.0512	0.0230	0.0040	0.0014	0.0010	0.0006
	SD2	1.8653	2.1854	0.3539	0.2611	0.0906	0.0436	0.0450	0.0639
	SDRR	1.4627	1.5875	0.2529	0.1854	0.0641	0.0309	0.0318	0.0452
	SK	0.6596	0.0666	-0.1149	0.2071	0.0080	-0.0541	0.0748	-0.0057
	KUR	20.1592	16.1838	7.7693	6.5337	4.1173	3.4015	2.7258	3.4789
	ACTV	2.1380	2.5182	0.0639	0.0343	0.0041	0.0010	0.0010	0.0020
	MOB	0.8650	0.4583	0.2866	0.1753	0.0877	0.0645	0.0465	0.0192
	CMP	1.9110	1.5279	1.2600	1.1193	1.3915	1.3163	1.1286	1.2894
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.6834	0.4285	0.0444	0.0141	0.0084	0.0054	0.0027	0.0016
	SD2	1.2644	1.4445	0.2352	0.1375	0.0894	0.0919	0.0593	0.0663
	SDRR	1.0163	1.0654	0.1693	0.0977	0.0635	0.0651	0.0420	0.0469
	SK	0.0466	-0.1812	0.1848	0.0489	-0.0094	-0.0950	-0.1226	-0.0380
	KUR	13.6075	11.7899	7.6121	11.2413	3.7491	3.0012	3.6587	2.0925
	ACTV	1.0322	1.1344	0.0286	0.0095	0.0040	0.0042	0.0018	0.0022
	MOB	0.9513	0.5689	0.3709	0.2041	0.1876	0.1180	0.0899	0.0479
	CMP	1.7030	1.2916	1.2424	1.5935	1.2676	1.1973	1.1348	1.2517

Tableau 3. 7 : Paramètres caractéristiques du patient CHF206

Patient CHF206									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.0155	0.0052	0.0029	0.0009	0.0005	0.0002	0.0001	0.0000
	SD2	0.0144	0.0109	0.0096	0.0043	0.0038	0.0038	0.0022	0.0023
	SDRR	0.0150	0.0086	0.0071	0.0031	0.0027	0.0027	0.0016	0.0016
	SK	0.1687	0.2437	-0.0988	0.0208	0.0326	-0.0023	-0.3073	-0.0506
	KUR	18.8220	15.6679	16.1394	7.6304	8.5013	3.3367	9.2466	2.5952
	ACTV	0.0002	0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
	MOB	1.4657	0.8604	0.5726	0.4283	0.2645	0.1238	0.0780	0.0434
	CMP	1.2260	1.1909	1.1623	1.1780	1.2486	1.3238	1.1874	1.2102
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.0174	0.0050	0.0049	0.0018	0.0011	0.0011	0.0004	0.0003
	SD2	0.0176	0.0092	0.0143	0.0094	0.0083	0.0101	0.0069	0.0078
	SDRR	0.0175	0.0074	0.0107	0.0067	0.0059	0.0072	0.0049	0.0055
	SK	0.0013	0.1504	-0.0400	0.0143	-0.2159	-0.0626	-0.0869	0.1182
	KUR	9.7571	10.1643	6.4721	5.3516	8.0582	2.9869	3.8007	3.2599
	ACTV	0.0003	0.0001	0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
	MOB	1.4086	0.9588	0.6501	0.3863	0.2579	0.2219	0.1284	0.0763
	CMP	1.2687	1.2127	1.1724	1.2204	1.3671	1.1764	1.2581	1.3222
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.0144	0.0048	0.0035	0.0008	0.0004	0.0002	0.0001	0.0001
	SD2	0.0136	0.0086	0.0098	0.0035	0.0030	0.0038	0.0048	0.0048
	SDRR	0.0140	0.0070	0.0073	0.0025	0.0021	0.0027	0.0034	0.0034
	SK	-0.0227	0.2008	-0.3917	0.2678	-0.0290	-0.2614	-0.0266	-0.0851
	KUR	8.0013	8.4598	9.3429	10.3412	6.7984	4.4667	3.8024	4.3175
	ACTV	0.0002	0.0000	0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
	MOB	0.9797	0.6697	0.4337	0.6697	0.2602	0.1255	0.0490	0.0216
	CMP	1.2127	1.1671	1.1441	1.1200	1.1662	1.3548	1.5806	1.6358
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.0153	0.0051	0.0037	0.0010	0.0005	0.0002	0.0001	0.0000
	SD2	0.0135	0.0082	0.0089	0.0038	0.0034	0.0033	0.0030	0.0042
	SDRR	0.0144	0.0068	0.0068	0.0028	0.0024	0.0023	0.0021	0.0030
	SK	0.2492	0.2134	-0.1439	0.5802	-0.1546	-0.0309	-0.0151	0.2904
	KUR	12.4271	12.0637	14.5173	12.1965	9.3869	6.2454	3.8624	3.7831
	ACTV	0.0002	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
	MOB	1.5002	1.0554	0.7608	0.5064	0.2812	0.1052	0.0700	0.0202
	CMP	1.1950	1.1393	1.1424	1.2705	1.8206	1.3675	1.9438	1.1293

Tableau 3. 8 : Paramètres caractéristiques du patient CHF207

Patient CHF207									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.8547	0.4389	0.2704	0.0594	0.0607	0.0242	0.0157	0.0064
	SD2	1.1789	1.0027	0.8001	0.2552	0.3664	0.1994	0.2353	0.1585
	SDRR	1.0296	0.7740	0.5972	0.1853	0.2626	0.1420	0.1668	0.1122
	SK	0.3125	-0.4025	-0.7563	0.0420	-0.1593	0.0654	-0.2313	-0.0787
	KUR	18.7460	22.8216	24.0692	6.1772	8.0060	7.1032	7.6829	5.0716
	ACTV	1.0594	0.5986	0.3564	0.0343	0.0689	0.0202	0.0278	0.0126
	MOB	1.1743	0.8022	0.6405	0.4537	0.3271	0.2414	0.1328	0.0801
	CMP	1.4259	1.3382	1.1992	1.2696	1.1785	1.1159	1.2716	1.2373
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.8547	0.4389	0.2704	0.0594	0.0607	0.0242	0.0157	0.0064
	SD2	1.1789	1.0027	0.8001	0.2552	0.3664	0.1994	0.2353	0.1585
	SDRR	1.0296	0.7740	0.5972	0.1853	0.2626	0.1420	0.1668	0.1122
	SK	0.5869	-0.6776	-0.9935	-0.0572	-0.0195	0.8837	-0.5356	-0.1352
	KUR	22.6911	26.5517	29.2254	6.0704	9.3814	10.0134	7.2243	4.2007
	ACTV	1.4722	1.8481	0.1734	0.0730	0.0123	0.0383	0.0347	0.0213
	MOB	1.1607	0.8037	0.4150	0.2923	0.2295	0.1297	0.0902	0.0583
CMP	1.4312	1.2784	1.1782	1.1551	1.1876	1.1880	1.2324	1.2405	
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.9959	0.7726	0.1222	0.0558	0.0180	0.0180	0.0119	0.0060
	SD2	1.3969	1.7597	0.5762	0.3781	0.1560	0.2764	0.2633	0.2065
	SDRR	1.2131	1.3589	0.4165	0.2702	0.1111	0.1958	0.1864	0.1461
	SK	-0.1450	-0.8738	0.0912	-0.0859	0.0239	-0.1047	-0.2708	-0.0873
	KUR	34.6576	46.8559	28.1213	12.2653	4.9261	6.3869	7.2243	6.1253
	ACTV	8.2401	10.0904	0.4093	0.0414	0.0980	0.1115	0.0486	0.0742
	MOB	0.9078	0.5158	0.3695	0.2832	0.1441	0.0650	0.0421	0.0279
CMP	1.8300	1.4787	1.3020	1.2617	1.2617	1.4845	1.2843	1.1328	
4 ^{ème} TRAME	SD1	1.1118	0.3499	0.2203	0.0494	0.0059	0.0072	0.0080	0.0031
	SD2	2.3607	1.7407	1.6280	0.4821	0.0713	0.1460	0.2934	0.2386
	SDRR	1.8451	1.2555	1.1617	0.3427	0.0506	0.1033	0.2075	0.1687
	SK	6.1253	-0.8831	-0.5280	-0.2827	0.1743	-0.0770	0.3358	-0.1757
	KUR	39.8352	28.2618	22.7352	16.0980	7.2832	6.4876	6.4661	6.3658
	ACTV	3.4015	1.5748	1.3484	0.1173	0.0026	0.0107	0.0431	0.0285
	MOB	1.1607	0.8037	0.4150	0.2923	0.2295	0.1297	0.0902	0.0583
CMP	1.9855	1.4176	1.2060	1.2580	1.3815	1.2590	1.2198	1.4145	

Tableau 3. 9 : Paramètres caractéristiques du patient CHF208

Patient CHF208									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.0597	0.0386	0.0078	0.0062	0.0062	0.0012	0.0005	0.0003
	SD2	0.0699	0.0785	0.0256	0.0296	0.0157	0.0200	0.0092	0.0097
	SDRR	0.0650	0.0619	0.0189	0.0214	0.0112	0.0141	0.0065	0.0069
	SK	0.4384	-0.5218	-0.1418	0.0383	-0.1270	0.3342	-0.1539	-0.0744
	KUR	12.5963	13.8263	8.9160	9.1181	4.9075	7.0165	3.2042	2.4998
	ACTV	0.0043	0.0039	0.0004	0.0005	0.0001	0.0002	0.0000	0.0000
	MOB	1.2924	0.8779	0.5798	0.4100	0.2343	0.1238	0.1005	0.0634
	CMP	1.3024	1.1490	1.2372	1.1711	1.2856	1.3263	1.2466	1.1897
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.0069	0.0314	0.0103	0.0045	0.0022	0.0012	0.0004	0.0003
	SD2	0.0667	0.0671	0.0321	0.0229	0.0173	0.0152	0.0089	0.0124
	SDRR	0.0627	0.0524	0.0238	0.0165	0.0124	0.0108	0.0063	0.0088
	SK	0.3421	-0.5175	-0.2201	0.0587	0.1266	-0.1158	-0.0664	0.1499
	KUR	13.7482	14.4674	15.3825	15.8049	6.4189	4.3019	3.4558	2.4639
	ACTV	10.0904	0.4093	0.0414	0.0980	0.1115	0.0486	0.0466	0.0742
	MOB	0.9078	0.5158	0.3695	0.2832	0.1441	0.0650	0.0421	0.0279
	CMP	1.8300	1.4787	1.3020	1.2617	1.2617	1.4845	1.2843	1.1328
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.1306	0.1127	0.0296	0.0108	0.0052	0.0023	0.0017	0.0006
	SD2	0.1128	0.1757	0.0867	0.0607	0.0477	0.0316	0.0377	0.0326
	SDRR	0.1220	0.1476	0.0648	0.0436	0.0339	0.0224	0.0267	0.0230
	SK	0.0660	-0.1096	0.1601	0.1420	0.1906	-0.0116	0.1395	-0.1221
	KUR	7.5351	13.7782	16.0389	11.4550	9.2069	7.2833	3.4936	4.8787
	ACTV	1.4722	1.8481	0.1734	0.0730	0.0123	0.0383	0.0347	0.0213
	MOB	1.1607	0.8037	0.4150	0.2923	0.2295	0.1297	0.0902	0.0583
	CMP	1.4312	1.2784	1.1782	1.1551	1.1876	1.1880	1.2324	1.2405
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.1437	0.0423	0.0207	0.0062	0.0039	0.0026	0.0017	0.0014
	SD2	0.1860	0.1344	0.1270	0.0960	0.0402	0.0390	0.0399	0.0409
	SDRR	0.1662	0.1053	0.0946	0.0694	0.0288	0.0277	0.0282	0.0290
	SK	0.1839	-0.0370	-0.0175	-0.2343	-0.0201	-0.0124	0.0181	-0.0639
	KUR	9.7728	8.1985	9.7912	7.5646	5.1059	3.3184	4.7004	2.9317
	ACTV	3.4015	1.5748	1.3484	0.1173	0.0026	0.0107	0.0431	0.0285
	MOB	0.8525	0.3944	0.2684	0.2039	0.1658	0.0992	0.0547	0.0260
	CMP	1.2060	1.4176	1.2060	1.2580	1.3815	1.2590	1.2198	1.4145

Tableau 3. 10 : Paramètres caractéristiques du patient CHF210

Patient CHF210									
		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
1 ^{ère} TRAME	SD1	0.1591	0.0996	0.0057	0.0022	0.0024	0.0013	0.0005	0.0003
	SD2	0.3182	0.3678	0.0367	0.0202	0.0311	0.0290	0.0152	0.0147
	SDRR	0.2516	0.2694	0.0263	0.0143	0.0220	0.0206	0.0108	0.0104
	SK	0.1941	-0.2876	-0.7752	-0.7237	-0.1572	-0.3041	-0.0806	0.0320
	KUR	29.1916	31.1568	26.9338	21.5425	14.8579	12.1852	4.3062	3.3592
	ACTV	0.0632	0.0725	0.0007	0.0002	0.0005	0.0004	0.0001	0.0001
	MOB	0.8945	0.5231	0.3044	0.2215	0.1524	0.0866	0.0622	0.0370
	CMP	1.8125	1.3291	1.2756	1.2322	1.1703	1.1272	1.1572	1.0850
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.0282	0.0096	0.0065	0.0014	0.0010	0.0004	0.0002	0.0001
	SD2	0.0330	0.0219	0.0229	0.0082	0.0126	0.0100	0.0086	0.0072
	SDRR	0.0307	0.0169	0.0168	0.0059	0.0090	0.0071	0.0061	0.0051
	SK	-0.7751	0.1206	0.2184	-0.1306	-0.0465	-0.0068	0.0428	-0.5224
	KUR	20.4297	13.6217	14.5349	6.1320	6.8019	3.3218	2.6011	5.3576
	ACTV	0.0009	0.0003	0.0003	0.0000	0.0001	0.0001	0.0000	0.0000
	MOB	1.2986	0.8016	0.5439	0.3355	0.1505	0.0809	0.0536	0.0230
	CMP	1.3544	1.2128	1.1664	1.2320	1.3806	1.3036	1.1354	1.2792
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.0275	0.0105	0.0039	0.0027	0.0013	0.0007	0.0003	0.0001
	SD2	0.0313	0.0255	0.0112	0.0118	0.0107	0.0124	0.0110	0.0065
	SDRR	0.0295	0.0195	0.0084	0.0085	0.0076	0.0088	0.0078	0.0046
	SK	-0.0443	0.3121	0.2359	0.1263	-0.0101	-0.0264	0.0124	-0.3151
	KUR	20.9831	23.8404	12.3854	8.3003	5.6802	2.9352	2.7217	1.8407
	ACTV	0.0009	0.0004	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0000
	MOB	1.3226	0.7636	0.6587	0.4531	0.2433	0.1053	0.0600	0.0304
	CMP	1.3236	1.1650	1.1380	1.1452	1.3709	1.6154	1.3448	1.3679
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.0197	0.0069	0.0047	0.0014	0.0005	0.0003	0.0001	0.0001
	SD2	0.0218	0.0138	0.0155	0.0102	0.0060	0.0089	0.0063	0.0105
	SDRR	0.0208	0.0109	0.0115	0.0072	0.0043	0.0063	0.0044	0.0074
	SK	-0.0234	0.0798	0.0924	0.1945	0.0042	-0.1416	-0.0298	0.1799
	KUR	32.8443	23.6770	20.0021	5.6247	4.0755	3.1318	4.5739	3.5982
	ACTV	0.0004	0.0001	0.0001	0.0001	0.0000	0.0000	0.0000	0.0001
	MOB	1.3424	0.9004	0.5776	0.2664	0.1597	0.0647	0.0395	0.0182
	CMP	1.3198	1.1853	1.1581	1.3406	1.1756	1.2004	1.0809	1.1968

Tableau 3. 11 : Paramètres caractéristiques du patient CHF211

Patient CHF211									
1 ^{ère} TRAME		IMF1	IMF2	IMF3	IMF4	IMF5	IMF6	IMF7	IMF8
	SD1	0.2558	0.0912	0.0338	0.0057	0.0019	0.0007	0.0002	0.0001
	SD2	0.7063	0.5568	0.2649	0.0494	0.0272	0.0321	0.0214	0.0172
	SDRR	0.5312	0.3990	0.1889	0.0351	0.0193	0.0227	0.0151	0.0122
	SK	0.5592	-0.5559	0.4336	0.7503	-0.4250	0.8235	0.2955	-0.0116
	KUR	52.1625	40.9211	37.3352	14.9813	11.3602	7.2038	5.8252	2.5789
	ACTV	0.0001	0.0003	0.0005	0.0002	0.0005	0.0004	0.0000	0.0000
	MOB	1.4154	0.5976	0.2979	0.1641	0.0692	0.0249	0.0207	0.0070
	CMP	1.1963	1.3699	1.2916	1.2546	1.2138	1.7195	1.0869	1.2657
2 ^{ème} TRAME	SD1	0.1208	0.0548	0.0200	0.0033	0.0008	0.0005	0.0002	0.0001
	SD2	0.2082	0.1999	0.0971	0.0477	0.0384	0.0199	0.0258	0.0155
	SDRR	0.1702	0.1465	0.0701	0.0340	0.0272	0.0141	0.0183	0.0109
	SK	0.3421	-0.5175	-0.2201	0.0587	0.1266	-0.1158	-0.0664	0.1499
	KUR	13.7482	14.4674	15.3825	15.8049	6.4189	4.3019	3.4558	2.4639
	ACTV	0.2820	0.1591	0.0356	0.0012	0.0004	0.0005	0.0002	0.0001
	MOB	0.6814	0.3235	0.2531	0.2280	0.1376	0.0410	0.0232	0.0145
	CMP	2.3609	1.1760	1.1786	1.3401	1.1548	1.6376	1.5312	1.1997
3 ^{ème} TRAME	SD1	0.0119	0.0073	0.0049	0.0018	0.0010	0.0003	0.0001	0.0000
	SD2	0.0119	0.0232	0.0327	0.0220	0.0302	0.0275	0.0097	0.0091
	SDRR	0.0119	0.0172	0.0234	0.0156	0.0214	0.0194	0.0069	0.0064
	SK	0.0660	-0.1096	0.1601	0.1420	0.1906	-0.0116	0.1395	-0.1221
	KUR	7.5351	13.7782	16.0389	11.4550	9.2069	7.2833	3.4936	4.8787
	ACTV	0.0289	0.0215	0.0049	0.0012	0.0007	0.0002	0.0003	0.0001
	MOB	1.0044	0.5293	0.4032	0.2526	0.1693	0.0768	0.0400	0.0165
CMP	1.6279	1.1140	1.1054	1.3364	1.2286	1.5006	1.3409	1.4242	
4 ^{ème} TRAME	SD1	0.0128	0.0082	0.0052	0.0024	0.0011	0.0004	0.0001	0.0000
	SD2	0.0124	0.0254	0.0294	0.0278	0.0279	0.0187	0.0132	0.0098
	SDRR	0.0126	0.0189	0.0211	0.0197	0.0197	0.0132	0.0093	0.0069
	SK	0.1839	-0.0370	-0.0175	-0.2343	-0.0201	-0.0124	0.0181	-0.0639
	KUR	9.7728	8.1985	9.7912	7.5646	5.1059	3.3184	4.7004	2.9317
	ACTV	0.0002	0.0004	0.0004	0.0004	0.0004	0.0002	0.0001	0.0000
	MOB	1.4385	0.6179	0.3510	0.1742	0.0803	0.0379	0.0204	0.0041
	CMP	1.1662	1.4232	1.2174	1.2078	1.1055	1.2793	1.0422	2.1027

Les résultats obtenus montrent que les huit paramètres diffèrent d'une IMF vers une autre pour la même trame ou fenêtre voire d'un patient à un autre et ceci prouve l'utilité de l'EMD en décomposition des bandes de fréquence ce qui mène donc à extraire l'information pertinente dans certains niveaux de décomposition.

Conclusion :

Le processus d'identification détaillé dans ce chapitre a nécessité deux étapes essentielles, en premier lieu le prétraitement afin de perfectionner la qualité des signaux VRC employés pour une identification plus correcte. La deuxième étape d'extraction s'est réalisée par : d'abord l'application de l'EMD puis le calcul des paramètres linéaires (statistiques et géométriques) sur chaque IMF du signal original, et ceci pour avoir des indicateurs plus robustes par rapport aux travaux qui utilisent séparément des techniques linéaires ou non linéaires.

Les résultats obtenus constituent les bases d'un travail à poursuivre et à améliorer pour une analyse beaucoup plus approfondie qui pourra faire l'objet d'un futur projet d'étude.

CONCLUSION

GÉNÉRALE

L'Insuffisance Cardiaque Congestive est parmi les problèmes cardiovasculaires les plus dangereux qui ont attiré plus d'attention au cours des dernières années car elle est asymptomatique à ses premiers stades. La mort cardiaque subite est une cause de mortalité très importante chez les patients atteints d'une ICC.

Dans le but de d'identifier l'ICC par des descripteurs via sa variabilité du rythme cardiaque notre stratégie a été de combiner des techniques d'analyse du VRC par la méthode non linéaire EMD avec les méthodes linéaires (statistiques et géométrique) pour dix patients souffrant de l'ICC. Pour ceci dix enregistrements d'intervalles RR d'une heure chacun issus de la Base **Congestive Heart Failure RR Interval Database (chf2db)** ont été téléchargés du site **Physionet.org**. En phase de prétraitement une suppression des valeurs critiques ainsi qu'une décomposition en quatre intervalles de 15 minutes ont été effectués sur nos signaux afin d'améliorer leurs qualités dans l'étape d'extraction suivante. En premier lieu de l'étape d'extraction on a employé l'EMD pour décomposer les quatre trames pour chaque signal VRC en un ensemble de modes oscillatoires (IMF). L'EMD assure que les modes extraits correspondent à la fois dans le nombre et dans les propriétés d'échelle. Contrairement aux méthodes classiques, rapportées dans la littérature, où les caractéristiques sont extraites du signal d'entrée, ici les caractéristiques sont extraites à partir des différentes huit IMFS des quatre fenêtres du signal d'entrée généré par l'EMD. Ensuite les caractéristiques telles que les statistiques de l'ordre supérieur (Kurtosis et Skweness), les paramètres de tracé de Poincaré et les paramètres de Hjorth (linéaires) ont été utilisés comme caractéristique extraits à partir de chaque IMF. Huit caractéristiques sont calculées de chaque mode des huit modes obtenus, de chaque fenêtre pour former les dix vecteurs de caractéristiques utilisés comme descripteurs de l'ICC. À la fin on est arrivé à une base de caractéristiques composées de 8 caractéristiques×8 IMFs× 4 fenêtres×10 signaux, donc une base 3D de taille [(8×8), 4, 10].

L'utilisation de cette stratégie nous a fourni des informations à partir des IMFs obtenues dans le but d'identifier les bandes fréquentielles qui contient l'information pertinente ainsi que les caractéristiques de cette information. Les résultats obtenus, dans les dix sujets, montrent l'efficacité de cette stratégie pour la discrimination des patients atteints d'une ICC.

Enfin, ce projet nous permettrait d'appliquer ce processus d'analyse sur les enregistrements RR chf2db de longue durée (24H) voire autres anomalies arythmiques et surtout sur les enregistrements **Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (nsr2db)**, et par la suite avoir une base de caractéristiques de cas anormaux et d'autres normaux pour entamer la phase de classification qui habiliterait de distinguer entre un rythme cardiaque sain et pathologique ce qui mènerait à aider le cardiologue dans son pronostic ou de prévoir un danger qui toucherait le malade dans les prochaines heures ou jours.

BIBLIOGRAPHIE

- [Acharya, 06] Acharya. U. Rajendra, JOSEPH, K. Paul, KANNATHAL, Natarajan, *et al.* "Heart rate variability: a review". *Medical and biological engineering and computing*, 2006, vol. 44, no 12, p. 1031-1051.
- [Akselrod, 85] Akselrod , Solange, GORDON, David, MADWED, Jeffrey B., *et al.* "Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis". *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 1985, vol. 249, no 4, p. H867-H875.
- [Belgacem, 12] Belgacem. N, "Détection et Classification des Arythmies Cardiaques par Application des Réseaux de Neurones". *Thèse de Magister en Électronique, Université Abou Bakr Belkaid*. 2002.
- [Beya, 14] Beya. O. "Analyse et Reconnaissance de Signaux Vibratoires. Contribution au traitement et à l'analyse des signaux cardiaques pour la télémédecine ". *Thèse de Doctorat en Instrumentation et Informatique de l'Image, Université de Bourgogne*. 2014.
- [Cassirame, 15] Cassirame .J. "Intérêts et Limites de l'Utilisation de l'Analyse de la Variabilité de la Fréquence Cardiaque pour la Pratique Sportive". *Thèse de doctorat, Université de Franche-Comté*. 2015.
- [Dubois, 04] Dubois.R. "Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie". *Thèse de Doctorat en Electronique, Université de Paris 6*. 2004.
- [Hon, 65] Hon. E.H. and Lee. S.T. "Electronic evaluation of fetal heart rate: VIII. Patterns preceding fetal death: further observations". *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 87:814, 1963.
- [Lahiri, 08] Lahiri, Marc K., KANNANKERIL, Prince J., et GOLDBERGER, Jeffrey J. "Assessment of autonomic function in cardiovascular disease". *Journal of the American College of Cardiology*, 2008, vol. 51, no 18, p. 1725-1733.
- [Lepage, 03] Lepage.R. "Détection et Analyse de l'Onde P d'un Electrocardiogramme : application au dépistage de la fibrillation auriculaire". *Thèse de Doctorat en Electronique. Université de Bretagne Occidentale*. 2003.
- [Marsac, 13] Marsac.J. "Variabilité de la Fréquence Cardiaque : un marqueur de risque cardiométabolique en santé publique". *Bull. Acad. Natle Méd.*, 2013, 197, no 1, 175-186, séance du 22 janvier 2013.
- [Milagro, 16] Milagro.F J. "Poincaré Plot Analysis and Graphical User Interface Development for the Study of Heart Rate Variability in Asthmatic Children". *Master of Thesis Science*. 2016

[Shaikh El Arab, 12] Shaikh El Arab.A. "Intérêt de la variabilité du rythme cardiaque comme marqueur de risque". *Thèse de Doctorat, Université du droit et de la Santé de Lille II*. 2012.

[Task, 96] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY, *et al.* "Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use". *Eur heart J*, 1996, vol. 17, p. 354-381.

[Sunagawa, 98] Sunagawa, Kenji, Kawada, Toru, et Nakahara. Tsutomu. "Dynamic nonlinearvago-sympathetic interaction in regulating heart rate". *Heart and vessels*, 1998, vol. 13, no 4, p. 157-174.

[Tadi, 15] Tadi, Mojtaba Jafari, LEHTONEN, Eero, KOIVISTO, Tero, *et al.* "Seismocardiography: Toward heart rate variability (HRV) estimation". *Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2015 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2015. p.261-266.

[Vandeput, 10] Vandeput. S. "Heart Rate Variability : Linear and Non-Linear Analysis with Applications in Human Physiology". *Dissertation presented in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Engineering Sciences*. 2010

Sources Internet

[1] www.swissheart.ch

[2] www.physionet.org