

Table des matières

Introduction générale

Chapitre 1 : Notions d'électrocardiographie

I.1	Introduction.....	1
I.2	La circulation pulmonaire et la circulation systémique	1
I.3	Anatomie du cœur.....	2
I.3.1	Description générale	2
I.3.2	Les tissus musculaires.....	3
I.4	Activité électrique du cœur.....	7
I.5	Effet du système nerveux autonome sur l'activité cardiaque	10
I.6	L'enregistrement de l'activité cardiaque : les dérivations	12
I.6.1	Les dérivations bipolaires	13
I.6.2	Les dérivations unipolaires	13
I.6.3	Les dérivations précordiales	14
I.7	Les différents intervalles et ondes constituant l'ECG	14
I.7.1	Aspect normal des ondes P, QRS, T et des intervalles PR, QT et ST.....	15
I.8	Méthodes pour l'analyse d'un tracé électrocardiographique	16
I.9	Les anomalies cardiaques	16
I.10	Les blocs cardiaques	18
I.11	La base de donnée MIT -BIH	18
I.12	Conclusion	19

Chapitre 2 : Filtrage du signal ECG

II.1	Introduction.....	20
II.2	Les sources des bruits en électrocardiographie.....	20
II.3	Quantification des bruits dans le signal ECG	21
II.4	Filtrage du signal ECG	22
II.4.1	Filtrage de la ligne de base.....	22
II.4.1.1	Filtrage par un filtre moyenneur	22
II.4.1.1	Filtrage par un filtre sélectif.....	23
II.4.1.1	Filtrage par les "cubic splines"	24
II.4.2	Filtrage du bruit du aux 50 Hz	26
II.4.2.1	Méthode I: Filtrage par un filtre passe-bas 50.....	27

II.4.2.1	Méthode II.....	28
II.4.2.1	Méthode III: filtrage fréquentiel du 50 Hz.....	30
II.4.3	Filtrage du signal EMG.....	31
II.5	Généralités sur les ondelettes et les paquets d'ondelettes	31
II.5.1	Introduction.....	31
II.5.2	Techniques d'analyse temps-fréquence.....	32
II.5.2.1	Transformée de Fourier à court terme: TFCT.....	32
II.5.2.1	La distribution de wigner-ville.....	33
II.5.2.1	Distribution de Choi-williams	34
II.5.3	Techniques d'analyse temps-échelle	35
II.5.3.1	La transformée en ondelettes continues: TOC	35
II.5.3.1	Transformée en ondelettes discrète: analyse multi résolution.....	37
II.5.3.1	Paquets d'ondelettes	39
II.6	Filtrage par ondelettes et paquets d'ondelettes.....	41
II.6.1	Principe du débruitage par les ondelettes.....	41
II.6.2	Le choix de la méthode de seuillage.....	42
II.6.3	Choix de l'ondelette mère	43
II.7	Conclusion	52

Chapitre 3 : Analyse temporelle, fréquentielle et temps-fréquence de l'intervalle QT

III.1.	Introduction.....	52
III.2.	Description de l'algorithme de détection	52
III.3.	Paramètres temporels et fréquentiels d'analyse	60
III.3.1.	Paramètres temporels.....	61
III.3.2.	Paramètres fréquentiels.....	62
III.3.3.	Analyse temporelle et fréquentielle de la variabilité des intervalles QT	64
III.3.3.1.	Les blocs de branches.....	64
III.3.3.2.	Les super ventriculaires tachyrythmies (SVTA)	68
III.3.3.3.	La variabilité du QT en cas des battements ectopiques (paced rythm).....	72
III.4.	Conclusion	77

Chapitre 4 : Analyse temporelle et fréquentielle du complexe ST-T

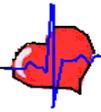
IV.1. Introduction.....	78
IV.2. Les paramètres d'analyses	79
IV.3. Analyse du segment ST et du complexe ST-T	79
VI.3.1. Cas de bloc de branches.....	79
VI.3.2. Cas des super ventriculaires tachyarythmies (SVTA)	84
VI.3.3. Cas des battements ectopiques (paced rhythm)	87
IV.4. Conclusion	92

Chapitre 5 : Analyse temporelle et fréquentielle de l'intervalle PQ

V.1. Introduction.....	93
V.2. Pourquoi étudier l'intervalle PQ ?	93
V.3. Paramètres temporels et fréquentsiels d'analyse.....	94
V.4. Résultats et discussion	95
V.4.1. Les contractions auriculaires prématurées (PAC).....	95
V.4.2. Rythme junctional accélérée (accelerated junctional rhythm :AJR).....	98
V.5. Conclusion.....	103

Conclusion générale

Bibliographie



Le signal électrocardiogramme continue d'être un outil très puissant dans la routine clinique. Il est exploité pour la détection des différentes anomalies cardiaques. En effet, si une pathologie cardiaque existe, elle peut se voir dans le tracé du signal électrocardiogramme tout en modifiant la morphologie des différentes ondes, leurs durées ou les deux simultanément. Autrement dit, examinant les différentes ondes et intervalles du signal ECG, peut fortement aider le médecin à aboutir à un diagnostic correct.

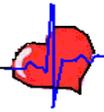
Mais une exploitation « parfaite » de ce tracé nécessite deux aspects essentiels. Le premier est lié à l'étape du prétraitement, notamment l'opération du filtrage. En effet, plusieurs recherches ont été consacrées pour mieux filtrer le signal ECG et sans qu'il y ait une distorsion des différentes ondes qui le constituent. Par conséquent, plusieurs méthodes du traitement de signal sont exploitées afin de filtrer les différents bruits affectant le tracé ECG. Les ondelettes restent un outil plus utilisé dans le filtrage du signal ECG.

Le deuxième aspect nécessaire pour mieux exploiter le tracé ECG concerne le choix des paramètres d'intérêt clinique. En réalité, l'intervalle RR ; mesuré entre deux pics R successifs ; a été fortement utilisé dans la recherche des pathologies cardiaques à partir du signal ECG. D'autres paramètres peuvent être cités tel que l'intervalle QT, l'intervalle PQ, le segment ST et le complexe ST-T. Chacun de ces paramètres est lié à une phase bien précise de l'activité électrique du cœur. Donc une analyse de ces paramètres signifie une analyse de l'activité cardiaque en mode non invasif.

Parmi ces paramètres, on cite aussi la variabilité cardiaque et qui est devenue le paramètre le plus dominant dans la vie clinique. Elle permet non seulement l'analyse de l'activité électrique du cœur mais elle donne aussi des indications sur l'effet du système nerveux autonome sur les différentes parties du cœur. Celles des intervalles QT, PQ et du complexe ST-T sont moins utilisées.

Le but de ce travail est d'exploiter certains indices issus de l'analyse temporelle et fréquentielle dans l'extraction des signatures des pathologies cardiaques.

Le premier chapitre présente une description anatomique et physiologique du cœur. Cette description semble importante afin de comprendre l'activité électrique de ce dernier et par conséquent le tracé ECG.



Le deuxième chapitre traite les concepts fondamentaux des différentes techniques utilisées dans le filtrage du signal ECG, en particulier les ondelettes. Dans ce même chapitre quelques travaux consacrés pour cette opération ont été examinés.

Dans le troisième chapitre, la variabilité de l'intervalle QT est étudiée pour analyser des pathologies liées à l'activité des ventricules (dépolariation et repolarisation). Par contre, dans le quatrième chapitre seulement la variabilité de la phase de la repolarisation est analysée.

Le dernier chapitre présente une analyse du nœud atrio-ventriculaire par le biais de la variabilité de l'intervalle PQ.

Dans les chapitres 3,4 et 5, l'effet du système nerveux autonome sur les différentes parties du cœur est analysé afin de trouver la relation entre l'effet sympathique et parasympathique avec les différentes anomalies cardiaques.

I.1 Introduction

Ce chapitre introduit les notions de base de l'électrocardiographie. Nous débutons par une description de l'anatomie du cœur et une explication de l'origine biologique et chimique de l'activité cardiaque. Ensuite, nous présentons les différentes dérivations existantes dans les systèmes de monitoring cardiaque commercialisés. On passe par la suite à décrire les différents intervalles et ondes constituant un électrocardiogramme normal. Les changements dus aux anomalies cardiaques de ces ondes et intervalles sont ensuite cités. Enfin, nous clôturerons ce chapitre par la description de la base de données MIT- BIH : la base de données sur laquelle nous ferons nos études.

I.2 La circulation pulmonaire et la circulation systémique

La plupart des cellules vivantes constituant les grands tissus humains n'ont pas ou ont une capacité limitée à changer directement l'oxygène et les éléments nutritifs avec l'environnement extérieur. La circulation sanguine assure alors non seulement le transport de ces éléments vers ces tissus mais elle garantit aussi le transport des déchets métaboliques extraits des différentes cellules. Par conséquent, les cellules doivent être équipées d'un système de transports. Les vaisseaux sanguins accomplissent ce rôle. Ils s'occupent des opérations de transfert des substances métaboliques d'une part entre les cellules et le sang et d'autre part entre le sang et l'environnement extérieur. A titre d'exemple, chaque cellule du muscle squelettique est entourée au moins par deux capillaires qui assurent l'échange entre le sang et ces cellules. Alors que les poumons et la peau sont deux exemples des systèmes à travers lesquels l'échange entre le sang et le milieu extérieur peut se produire. Autrement dit, c'est le système cardiovasculaire qui est le responsable des échanges métaboliques: le *cœur* éjecte le sang vers les organes tandis que les *vaisseaux sanguins* assurent un chemin de transport. La quantité de sang éjecté par le cœur est délivrée d'une manière adéquate aux organes tout dépend de l'état du corps (repos, effort, la peur,...) et des conditions extérieures tel que la température.

On distingue deux parcours du sang éjecté par le cœur: un du cœur vers les poumons (circulation pulmonaire) et l'autre du cœur vers le reste du corps (circulation systémique).

Pendant la circulation pulmonaire, l'oreillette droite reçoit le sang veineux tandis que le ventricule droit l'éjecte vers les poumons où se déroule un échange d'O₂ et de CO₂ entre le

sang et les gaz alvéolaires. Le sang riche en O_2 revient des poumons vers l'oreillette gauche à travers les veines pulmonaires. Il circule ensuite de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche qui l'éjecte vers l'aorte. L'aorte à son tour éjecte le sang vers tous les organes (sauf les poumons) à travers les artères.

Pendant la circulation systémique le sang circule dans tous les organes où il alimente les cellules vivantes avec l' O_2 et les différents éléments nutritifs et reçoit le CO_2 et les extraits métaboliques. Le sang riche en CO_2 est ensuite transporté vers l'oreillette droite via le système veineux (veine cave supérieure et veine cave inférieure).

La circulation pulmonaire et la circulation systémique se produisent en série. Durant la circulation systémique le sang circule d'une manière parallèle vers les différents organes sauf pour le foie qui reçoit la majorité du sang de la circulation digestif.

I.3 Anatomie du cœur

I.3.1 Description générale

Le cœur est petit, mais extrêmement fort. Pas plus gros qu'un poing fermé, cet organe musculaire creux à quatre cavités contenu dans la poitrine, est l'agent principal de la circulation du sang [1]. Il occupe une région située entre la troisième et la sixième cote au centre de la cavité thoracique [2]. Le cœur aspire dans ses activités le sang qui circule dans les veines et le refoule dans les artères [3].

Anatomiquement (figure I-1), le cœur se compose de deux parties séparées par des septums: le cœur droit ou circule le sang pauvre d'oxygène, et le cœur gauche rempli du sang oxygéné. Chaque partie du cœur contient une oreillette et un ventricule. L'oreillette droite et le ventricule droit sont séparés par la valve tricuspide tandis que l'oreillette gauche et le ventricule gauche communiquent par la valve mitrale. Deux autres valves sont situées à l'ouverture de l'aorte et l'artère pulmonaire: la valve aortique et la valve sigmoïde. Leur rôle principal est d'empêcher le sang éjecté pendant la phase systolique de retourner vers des ventricules lors de la diastole.

L'activité du cœur peut être vue sous deux aspects : l'un, mécanique, mettant en jeu la contractilité des cavités cardiaques et les ouvertures et fermetures des valves des artères et veines ; l'autre, électrique, mettant en jeu la conduction électrique de la commande de contraction du muscle cardiaque à travers celui-ci [4]. Ce qui nous intéresse dans ce travail est l'activité électrique.

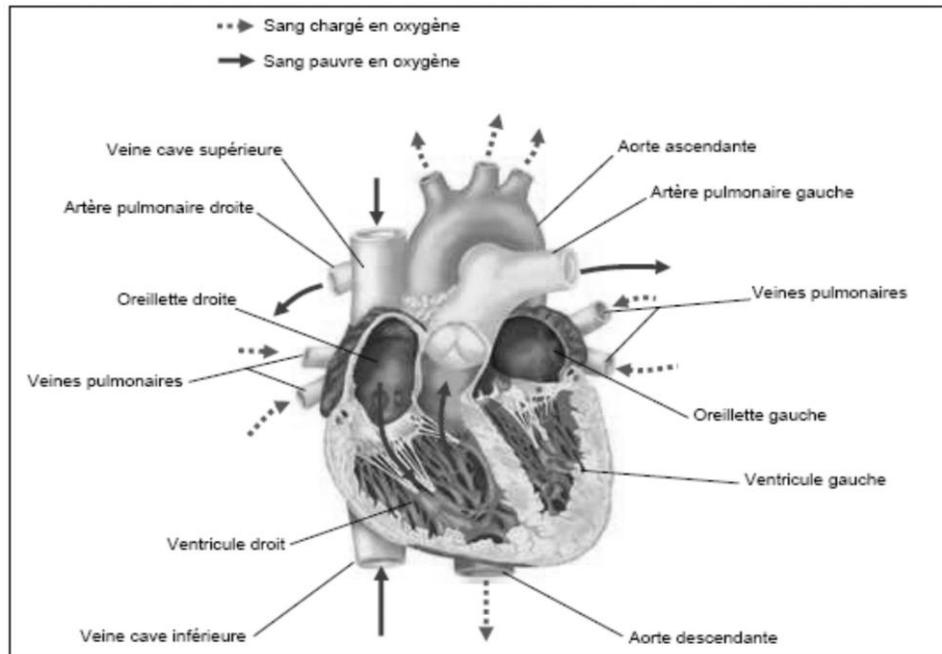


Figure I-1 : Structure anatomique du cœur

I.3.2 Les tissus musculaires

Dans l'organisme humain, on trouve trois types de tissus musculaires: les muscles lisses, les muscles squelettiques et les muscles cardiaques (figure I-2).

Les muscles lisses sont les muscles situés dans la peau, les viscères, les appareils urinaires et génitaux et les principaux vaisseaux sanguins. Leur contraction est involontaire et se fait sous le contrôle du système nerveux autonome.

Les tissus squelettiques assurent la contraction des muscles squelettiques et leur contraction s'effectue d'une manière volontaire et elle est contrôlée par le système nerveux central.

Le muscle cardiaque; appelé aussi le myocarde; se contracte d'une manière involontaire sans cesse jusqu'à notre mort. Il est sous le contrôle du système nerveux autonome.

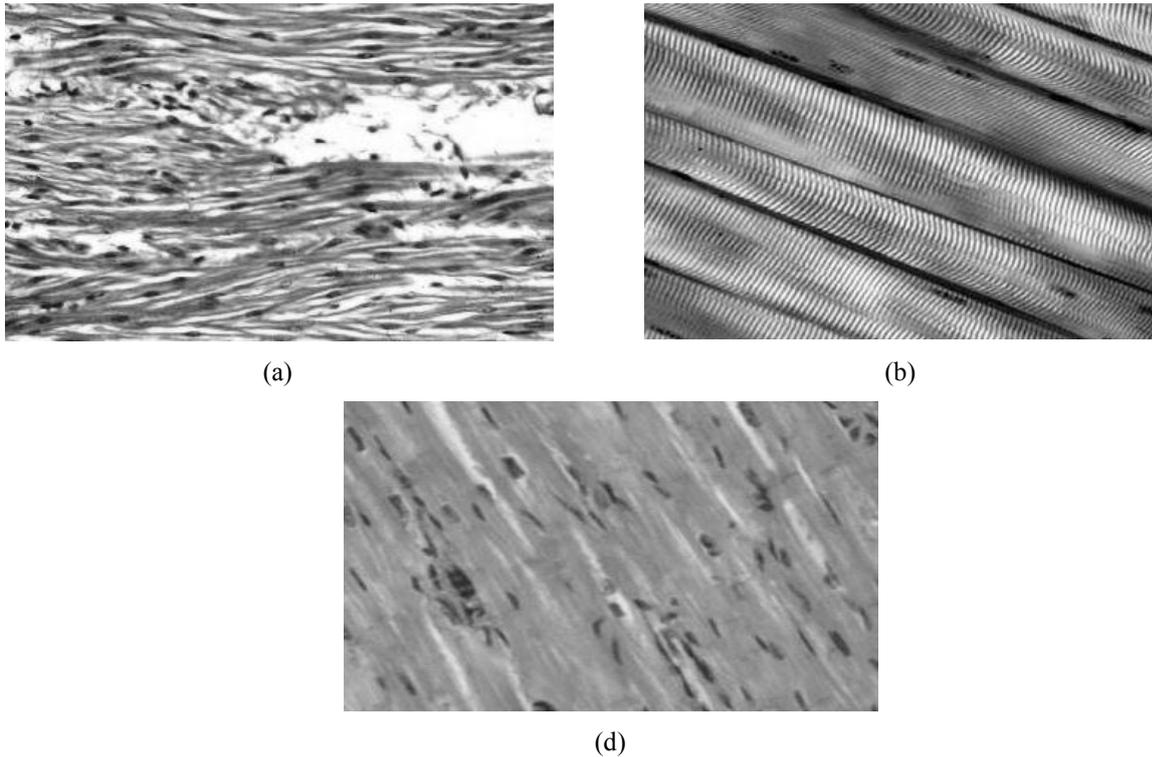


Figure I-2 : Les différents types de tissus musculaires : (a) tissu de muscle lisse, (b) tissu de muscle squelettique, (c) tissu de muscle cardiaque.

Les muscles squelettiques et les muscles cardiaques sont très semblables et sont appelés muscles striés. Ainsi, nous étudierons parallèlement les deux types (cardiaques et squelettiques) avant de citer les différences entre eux à la fin de cette section.

La **cellule musculaire** (figure I-3), appelée aussi fibre, est l'unité de base des tissus musculaires cardiaques. Son diamètre est environ de $25\mu\text{m}$ et sa longueur est approximativement $100\mu\text{m}$. Elle est constituée à partir de plusieurs centaines de **myofibrilles**.

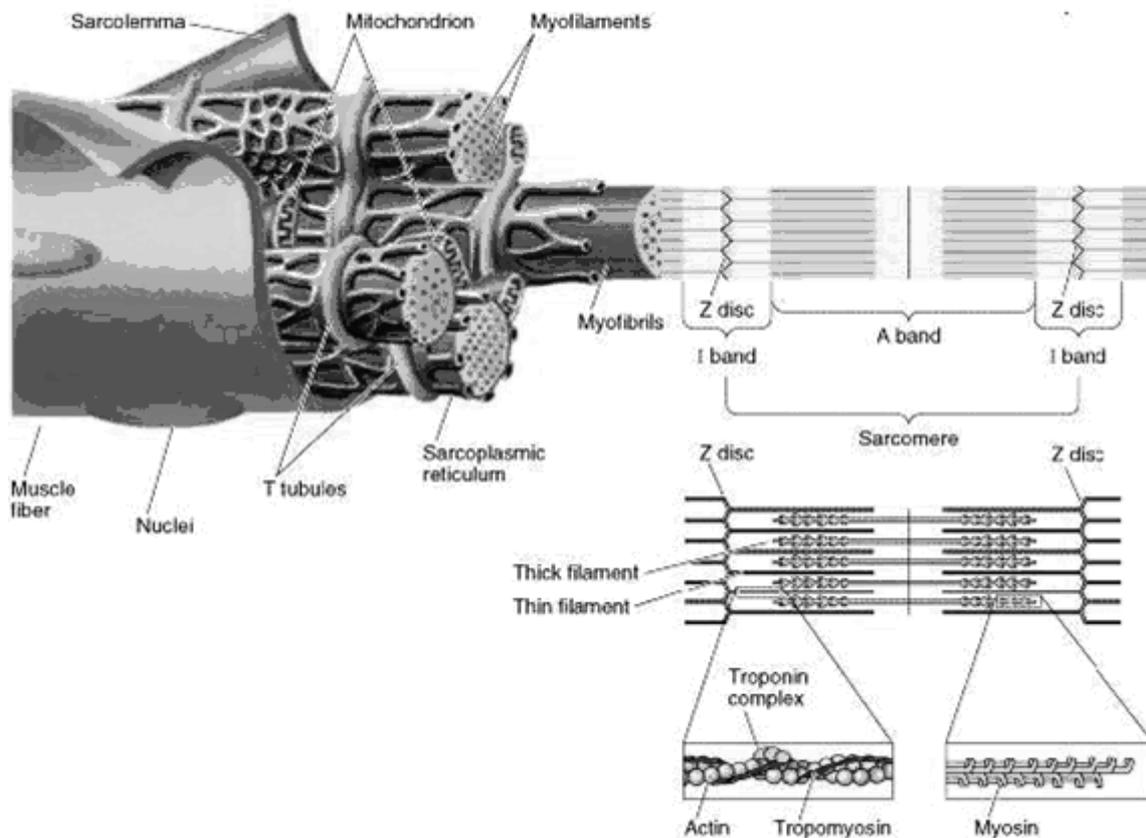


Figure I-3: Structure de la cellule musculaire

La myofibrille est un constituant cellulaire microscopique composé de protéines complexes. Elle contient deux types de myofilaments: épais et fins. Les myofilaments épais contiennent une protéine spécifique la myosine, alors que les myofilaments fins contiennent un autre type de protéine, l'actine (figure I-4). Ces deux types de filaments sont arrangés d'une manière alternée, apparaissent comme une succession des bandes alternativement claires et sombres et se rejoignent aux extrémités. Chaque filament épais est entouré par six filaments fins. Dans le processus d'excitation –contraction, les deux filaments glisse l'un sur l'autre ce qui permet le rétrécissement du muscle cardiaque.

Chaque myofibrille est divisée en deux bandes: bande A et bande I. Chaque bande I est divisée par un disque Z. la zone délimitée par deux disques Z est appelée le sarcomère dont la longueur varie entre 1.6 μ m et 2.2 μ m. Précisément, on peut noter que chaque sarcomère contient trois bandes au lieu de deux bande (en plus de bande A et I on peut citer la bande H).

- la bande I: ne comportant que des filaments d'actine,

- la bande A: dans laquelle les deux types de filaments se chevauchent, et forment en son centre le disque M
- la bande H: ne comportant que des filaments de myosine.

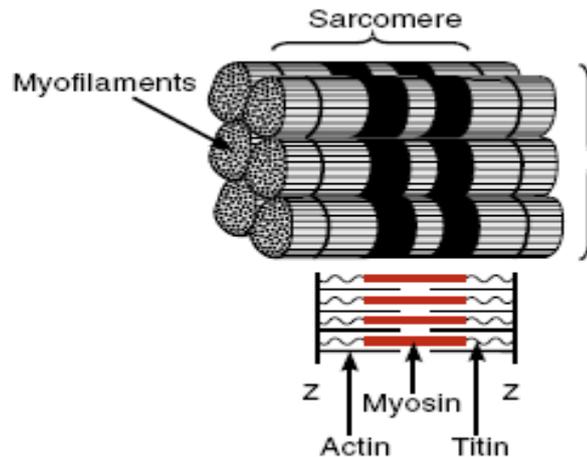


Figure I-4. Structure de la myofilament

La cellule musculaire est délimitée par une membrane spécifique appelée sarcolemme (figure I-5). Cette membrane se constitue essentiellement d'une double couche de phospholipides où sont insérées des molécules de cholestérol. Chaque molécule de phospholipide est constituée d'une tête hydrophile et d'une queue hydrophobe. Les molécules traversent la membrane de part à l'autre par une simple diffusion (petites molécules) ou par différents processus de transport impliquant des protéines de transport (canaux de transport). Ces canaux de transports sont caractérisés par le type d'ion qu'ils transportent. En plus des protéines de transport, le sarcolemme contient d'autres types de protéines qui assurent une multitude de fonctions. On peut citer, à titre d'exemple, les glycoprotéines qui jouent un rôle fondamental dans l'identification de la cellule par le système immunitaire.

Vue comme un ensemble, les cellules cardiaques sont connectées l'une à l'autre à l'aide des protéines spécifiques et qui sont localisées aux extrémités de chaque cellule. Ces protéines forment des canaux à faible résistance ce qui permet le passage de tous les produits métaboliques. Ces canaux sont appelés les trous de jonction. Ceci implique aussi que si l'une des cellules cardiaques est excitée, l'impulsion électrique se propage évidemment à toutes les cellules cardiaques interconnectées à cette cellule. Le cœur se contracte alors comme une

seule unité. La conduction des trous de jonction dépend de la concentration du H^+ , Ca^{+2} , Na^+ Mg^{+2} et le pH du milieu extracellulaire.

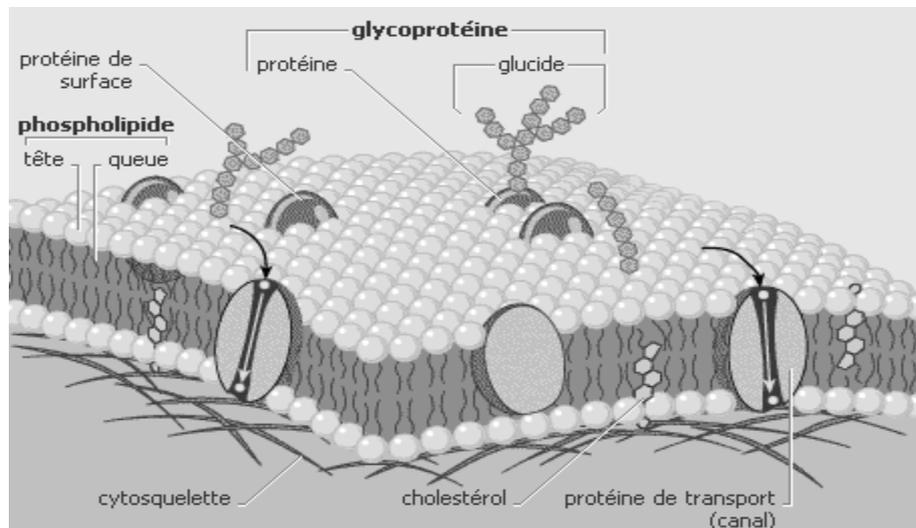


Figure I-5. Structure de sarcolemme

I.4 Activité électrique du cœur

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

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

En effet ce potentiel dépend de la concentration des différents ions (notamment Na^+ , Ca^{++} et K^+), de la perméabilité de la membrane cellulaire et de l'activité des canaux de transport. Ce potentiel est approximativement égal au potentiel délivré par le déplacement du K^+ (-96mV). Ceci revient à l'effet que pendant le repos la membrane est perméable 100 fois plus pour les ions des K^+ que pour d'autre type d'ions.

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

membrane cellulaire. Durant cette phase, l'intérieur de la cellule devient positif par rapport à son extérieur graduellement. La cellule est alors dépolarisée. La différence majeure entre ce potentiel d'action et d'autres types de potentiel d'action est la durée de ce potentiel. Dans les nerfs, cette durée est de l'ordre de 1 milliseconde alors que dans les muscles squelettiques est approximativement 2 à 5 ms. la durée d'une contraction ventriculaire est entre 200 et 400 ms. Pour un sujet sain, le potentiel d'action a cinq phases numérotées de 0 à 4 (figure I-6).

Phase 0: cette phase correspond à une dépolarisation rapide. Cette dépolarisation est liée à une augmentation de la conductance des canaux de Na^+ et en même temps à une forte diminution de celle des canaux de K^+ . Ceci implique que le potentiel membranaire bascule rapidement d'une valeur voisine de celle du potentiel d'équilibre de K^+ à une valeur voisine de celle du potentiel du Na^+ .

- *Phase 1:* Correspond au début de la repolarisation. Durant cette phase les canaux du K^+ s'ouvrent alors que ceux de Na^+ s'inactivent.
- *Phase 2:* Due à une forte augmentation de la conductance des canaux L-types qui sont les canaux major du transport du Ca^{+2} .ils s'ouvrent lorsque le potentiel d'action dépasse -40 mV et ils restent ouverts pendant une longue durée. Durant cette phase, et contrairement au passage des ions Ca^{+2} au milieu extracellulaire, un mouvement au sens inverse des ions K^+ se continue.
- *Phase 3:* Correspond à une augmentation dans la conductance des ions K^+ et une diminution de celle de Ca^{+2} .

Il est à noter que durant la phase 0, 1,2 et une partie de la phase 3, la cellule ne peut être excitée et ceci donne au cœur le temps pour qu'il se remplisse et pour qu'il éjecte le sang (EPR:effective refractory period).

- *Phase 4:* Le potentiel d'équilibre membranaire est atteint. La cellule revient à l'état de polarisation et elle prête d'être excitée.

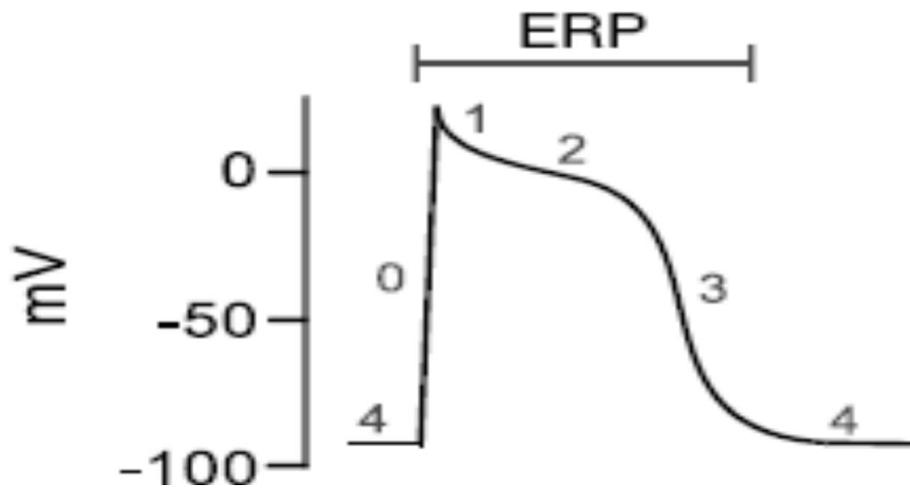


Figure I-6 : Les différentes phases du potentiel d'action

C'est le nœud sinusal qui est l'origine de la stimulation électrique du cœur. Il est situé au niveau de l'oreillette droite. Cette stimulation apparaît comme une onde qui se propage d'une cellule à une autre. Par conséquent, la première région qui subit la contraction est l'oreillette (figure I-7). Après qu'elle atteint le nœud auriculo-ventriculaire, l'onde excitatrice se transmet vers le faisceau de His avec un certain retard. L'excitation se propage ensuite dans les fibres de Purkinje causant la contraction des ventricules. Après la contraction complète des ventricules, le myocarde revient à son état de repos. Un nouveau cycle cardiaque commence.

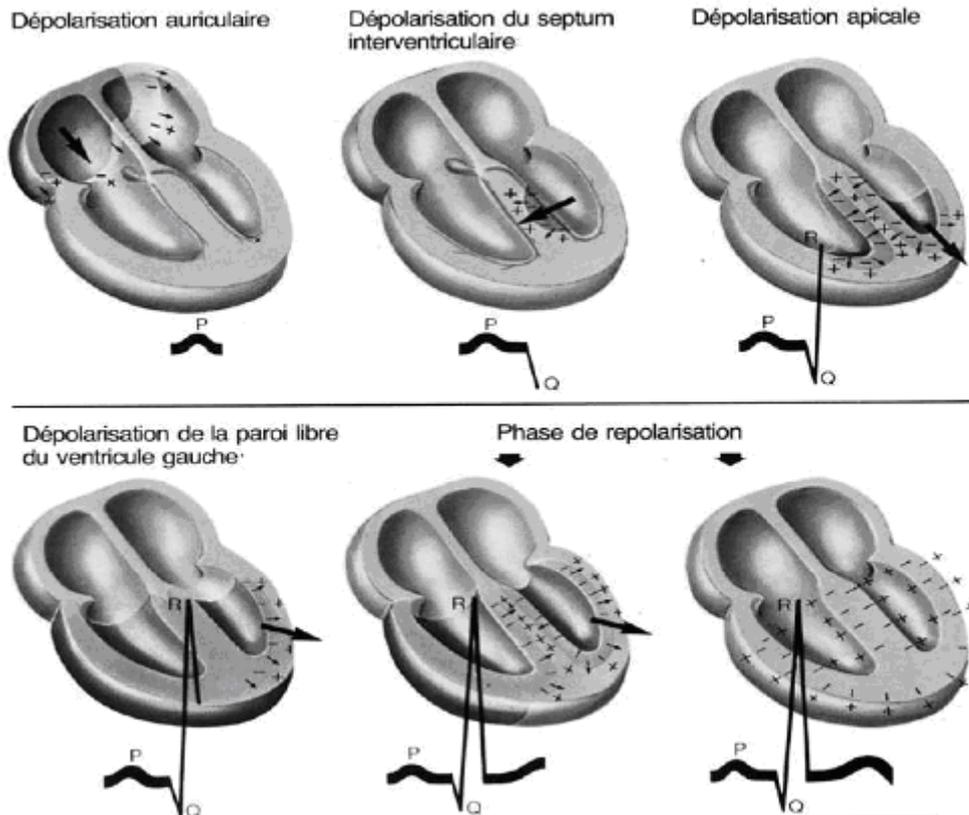


Figure I-7 : Les différentes phases d'un battement cardiaque

I.5 Effet du système nerveux autonome sur l'activité cardiaque

L'encéphale est l'organe responsable de la mémorisation, de la perception et du contrôle de toutes les fonctions de l'organisme (figure I-8). La perception est assurée par les récepteurs sensoriels (yeux, oreilles, peau, nez et bouche) qui envoient les variations d'environnement sous forme d'influx nerveux au cerveau. Le cerveau répond à ces variations en donnant des ordres aux organes. Ces ordres sont à leur tour sous forme d'influx nerveux. Autrement, La perception est assurée par les deux parties du système nerveux: système nerveux central et le système nerveux périphérique. Le système nerveux central se compose du cerveau et de la moelle épinière tandis que le système nerveux périphérique se constitue des différents nerfs qui garantissent le transport de la stimulation du système nerveux central vers les organes. On peut aussi subdiviser le système nerveux selon son fonctionnement en deux parties: le système nerveux somatique et le système nerveux autonome. L'interaction entre l'organisme et le milieu extérieur se fait via le système nerveux somatique qui reçoit et traite les informations provenant des récepteurs sensoriels. Il intervient aussi dans le contrôle des postures et des

mouvements. Alors que le système nerveux autonome (ou végétatif) permet la régulation des fonctions vitales internes. Il est sous le contrôle de l'hypothalamus.

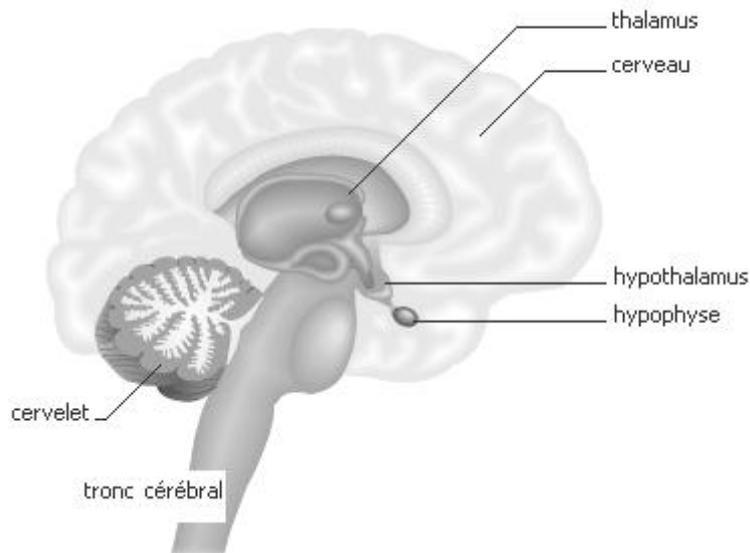


Figure I-8. Structure de l'encéphale

Le système nerveux autonome et à son tour subdivisé en deux catégories:

- □ **Le système nerveux sympathique:** Le système nerveux sympathique, ou orthosympathique, correspondant à la mise en état d'alerte de l'organisme et à la préparation à l'activité physique et intellectuelle. il prépare le corps à réagir rapidement face aux situations inhabituelles. Il est associé à l'activité de deux neurotransmetteurs : l'adrénaline et noradrénaline. Ces deux hormones causent la libération du glucose stocké dans le foie et le mettre à la disposition des cellules pour répondre à leurs besoins énergétiques. L'activité du système sympathique conduit à une accélération du rythme cardiaque, une augmentation de la pression artérielle et à une diminution des diamètres des vaisseaux sanguins.
- **Le système nerveux parasympathique:** contrairement au système sympathique, le système parasympathique ralentit les fonctions de l'organisme. Son activation amène à une conservation d'énergie et à une diminution, contraction et ralentissement de tout ce qui était augmenté, dilaté et accéléré par le système nerveux sympathique. Il joue un rôle principal dans le sommeil. L'acétylcholine est le neurotransmetteur responsable dans la transmission des influx nerveux lors de l'activation du système parasympathique.

Donc, malgré que le cœur possède son propre système d'excitation qui est capable de générer des influx nerveux, il peut être influencé par le système nerveux autonome (figure I-9). Outre, le tracé du signal ECG reflète non seulement l'état physique du patient mais il peut être aussi un indicateur important de l'état moral de ce dernier. Les effets opposés des systèmes sympathique et parasympathique peuvent être extraits du signal ECG.

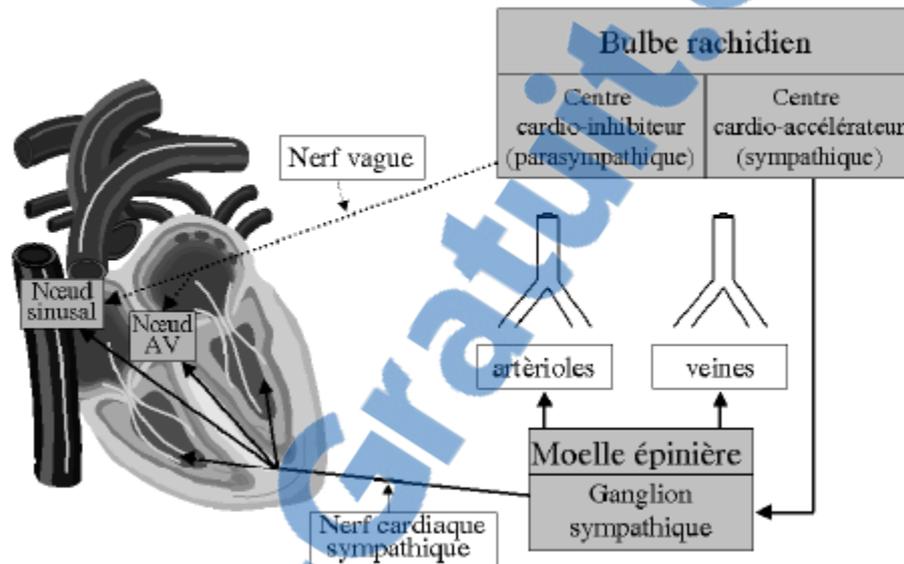


Figure I-9. Les effets nerveux sur les différentes parties du cœur.

I.6 L'enregistrement de l'activité cardiaque : les dérivations

L'enregistrement de l'activité cardiaque se fait à l'aide des électrodes bien disposées sur le corps humain. Chaque emplacement standard de ces électrodes engendre une dérivation. Le signal électrique acquis est ensuite traité pour le rendre plus exploitable par le médecin. La chaîne d'acquisition d'un électrocardiogramme peut être représentée par la figure I-10.

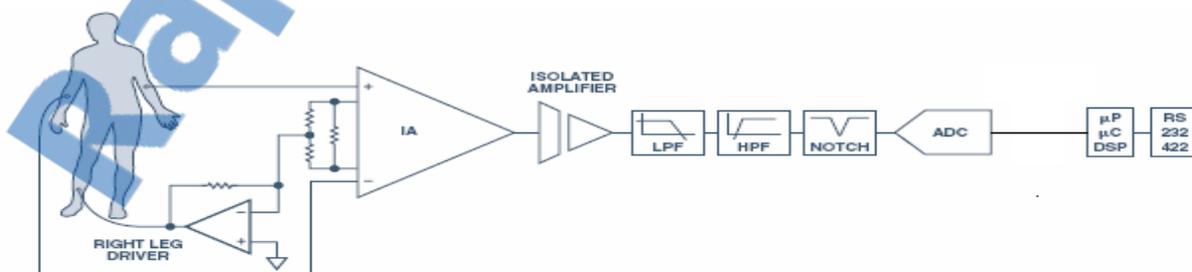


Figure I-10. Schéma simplifié d'une chaîne d'acquisition d'un ECG

I.6.1 Les dérivations bipolaires

En 1906, Einthoven a utilisé trois dérivations à fin d'enregistrer l'activité cardiaque (figure I-11). Ces dérivations sont dites bipolaires. Elles explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal. Trois électrodes sont placées respectivement sur le bras gauche L, le bras droit R et sur la jambe gauche F. Les trois dérivations déduites de cette disposition sont les suivantes:

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

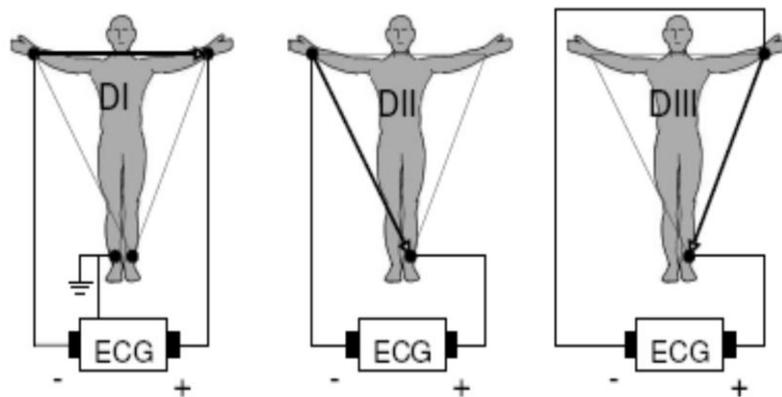


Figure I-11. Dérivations bipolaires d'Einthoven

I.6.2 Les dérivations unipolaires

En 1934, Wilson a introduit des nouvelles dérivations appelées "unipolaires" (figure I-12). Ces dérivations consistent à mesurer une différence de potentiel entre un point de référence virtuel et les trois points R, L et F. huit ans après, Goldberger a réussi d'améliorer les dérivations de Wilson. Le signal électrocardiogramme est mesuré entre chacune des trois points (R, L et F) et les deux autres points.

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

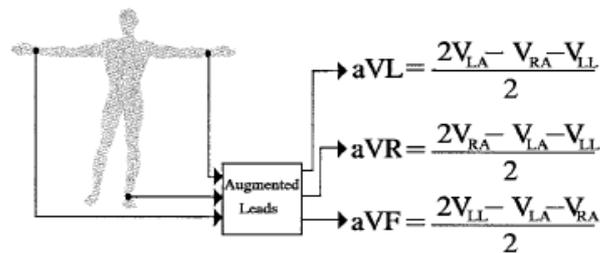


Figure I-12. Les dérivations de Goldberger

I.6.3 Les dérivations précordiales

Ceux sont aussi des dérivations unipolaires. Elles sont citées comme des dérivations à part pour deux raisons: elles mesurent l'activité électrique du cœur dans le plan horizontal et sont fixées à proximité du cœur. Dans ce type de dérivations, six points sont définis (figure I-13). L'ECG est mesuré entre chacune de ces six points et la borne centrale de Wilson.

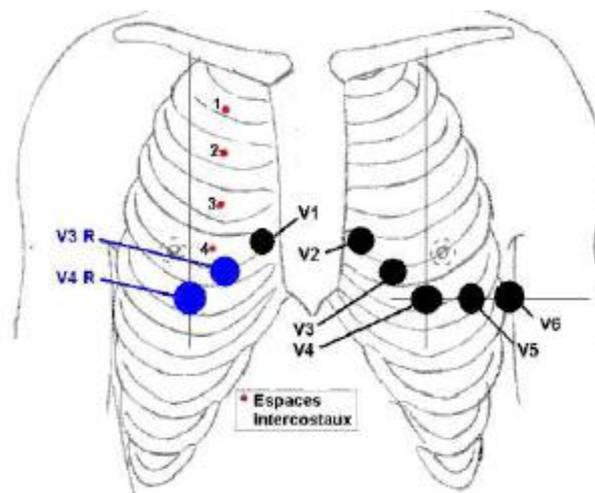


Figure I-13. Les dérivations précordiales

I.7 Les différents intervalles et ondes constituant l'ECG

Le signal ECG est un outil diagnostique qui permet au médecin de détecter les anomalies et les arythmies cardiaques. L'interprétation d'un électrocardiogramme est basée sur l'analyse de la morphologie et la durée des différentes ondes P, QRS et T ainsi que les durées des segments PQ, QT et ST. Les intervalles et les ondes correspondent aux différents processus biologiques qui apparaissent durant l'activité cardiaque (figure I-14).



I.7.1 Aspect normal des ondes P, QRS, T et des intervalles PR, QT et ST

- □ *L'onde P*: C'est une onde positive (sauf dans aVR) et elle correspond à la dépolarisation des oreillettes. Sa durée normale est de l'ordre de 0.1s alors que son amplitude est inférieure ou égale à 0.3 mV. En effet, le système nerveux autonome joue un rôle important dans la variation de l'amplitude de l'onde P. lorsque l'effet du système sympathique augmente l'amplitude de l'onde P augmente. Par contre, si l'effet du système parasympathique augmente l'onde P devient plate. Le spectre de l'onde P normale se situe dans les basses fréquences.
- *Le complexe QRS*: c'est la succession de trois ondes Q, R et S. l'onde Q est la première onde négative qui suit l'onde P tandis que l'onde R est la première onde positive qui vient après l'onde négative Q. L'onde S est une onde négative qui suit l'onde R. le complexe QRS représente la dépolarisation ventriculaire. Sa durée normale est comprise entre 0.04 et 0.12s. Son spectre occupe plus souvent la bande fréquentielle [10 15] Hz.

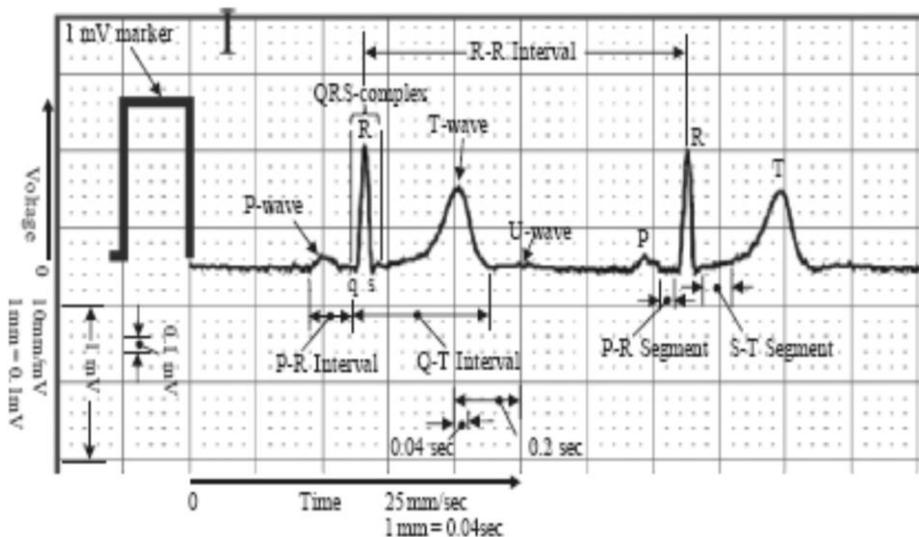


Figure I-14. Le tracé d'un ECG

- *L'onde T*: c'est une onde qui reflète la repolarisation des ventricules. Les ondes P et T ont normalement des amplitudes plus faibles que celles du complexe QRS. L'amplitude de l'onde T doit être prise toujours en relation avec celle de l'onde R.
- *L'intervalle PR*: représente le délai entre le début de la repolarisation des oreillettes et celle des ventricules. Dans les cas normaux, sa durée est environ de 0.36 s.
- *L'intervalle QT*: c'est l'intervalle compris entre le début de l'excitation des ventricules et la fin de leur relaxation.

Le segment ST : est un segment isoélectrique ou le potentiel électrique est constant. Le segment ST représente la durée pour laquelle toutes les cellules ventriculaires sont complètement excitées.

I.8 Méthodes pour l'analyse d'un tracé électrocardiographique

La méthode couramment utilisée pour analyser un tracé ECG [5] consiste à:

- On commence par vérifier la qualité du tracé : ligne de base stable, étalonnage correct et non amorti.
- On analyse les phénomènes de temps:
 - o fréquence cardiaque et régularité du rythme.
 - o Succession des divers phénomènes électriques.
 - o Leur durée
- On étudie ensuite la morphologie et l'amplitude des divers accidents électriques dans toutes les dérivations.

I.9 Les anomalies cardiaques

Une activité cardiaque normale correspond à une fréquence cardiaque entre 60 et 100 battements par minute et en même temps à la présence d'une onde P suivie d'un complexe QRS et une onde T normaux (figure 1-15). L'ECG d'un sujet sain est caractérisé aussi par une régularité d'intervalle RR

Généralement, les anomalies cardiaques sont dues lorsque l'excitation cardiaque prend son origine

D'autres cellules en plus de son origine habituelle (nœud sinusal). Ces cellules déchargent normalement à un rythme d'autant plus bas qu'elles sont plus éloignées du nœud sinusal. Ainsi à la jonction auriculo-ventriculaire, les cellules nodales ont un rythme d'échappement de l'ordre de 50/minute, la partie distale (nodo hisienne) du nœud engendre un rythme plus lent de l'ordre de 36 à 40 par minute. Les anomalies cardiaques peuvent aussi être dues à un blocage partiel ou complet de l'impulsion cardiaque. Dans ce cas on parle d'anomalies de conduction cardiaque (blocs de conduction). d'une manière générale, on peut classer les maladies cardiaques comme suite:

- *Les arythmies du nœud sinusal:*

Ces arythmies, et comme le nom indique, sont situées au niveau du nœud sinusal. En effet, la fréquence cardiaque peut dépasser 100 battements par minute et elle peut être en dessous de

60 battements par minute. Ceci peut apparaître même dans le cas d'un sujet normal sous l'influence d'hypertonie vagale. Durant l'inspiration l'hypertonie vagale diminue ce qui implique une diminution de la variabilité cardiaque. Par contre et durant l'expiration, l'hypertonie vagale augmente ce qui conduit à une augmentation de la variabilité cardiaque. Ce cas prend le nom d'**arythmie sinusale physiologique** et n'a aucune signification clinique puisqu'il atteint même les sujets normaux. Un autre type d'arythmie cardiaque et qui prend son origine du NS est la **bradycardie sinusale** (figure I-16). Dans ce cas pathologique le rythme sinusal est inférieur à 60 battements par minute. Sur le signal ECG, ceci se traduit par des pics R qui sont éloignés l'un de l'autre par rapport à un rythme normal. Une bradycardie sinusale peut s'évoluer à une hypertension ce qui conduit à son tour à une mauvaise alimentation (O₂ et les éléments nutritifs) des organes vitaux. On peut aussi citer les **arrêts sinusaux** (figure I-17) et qui sont caractérisés par une absence d'un cycle complet

(Absence de l'onde P, le complexe QRS et l'onde T). ces arrêts sont dus à une automaticité anormale du NS.

Les **blocs sino-auriculaires** sont des anomalies où l'impulsion sinusale normale est bloquée vers l'oreillette par les tissus qui entourent le NS. Les longs intervalles PP sont des multiples des courts intervalles PP et l'automaticité du NS est normale.



Figure I-15. Rythme sinusal normal



Figure I-16. Bradycardie sinusale

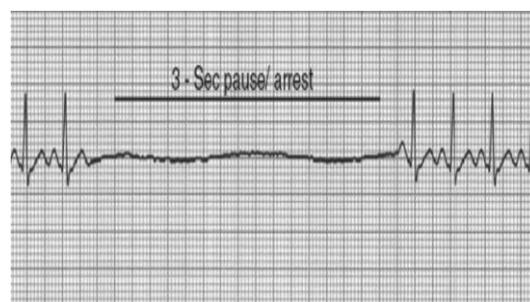


Figure I-17. Arrêt sinusal

I.10 Les blocs cardiaques

Ces sont des anomalies dues à une ou plusieurs obstructions au niveau des voies de la conduction de l'onde excitatrice. On peut distinguer trois types des blocs cardiaques (dont deux ont été cités au paragraphe précédent):

- *Bloc sino-auriculaire*: dans ce cas l'onde de la dépolarisation n'atteint plus les oreillettes. Ceci se traduit par l'absence d'un cycle cardiaque complet dans le tracé d'ECG.
- *Bloc auriculo-ventriculaire*: cette fois l'onde de la dépolarisation ne s'écoule pas d'oreillettes vers les ventricules. Plusieurs modifications apparaissent dans l'ECG:
 - Un intervalle PR plus allongé.
 - L'absence momentanée du complexe QRS.
 - Absence totale des ondes P.

bloc de branche: ces blocs affectent les branches du faisceau de His. Ils se traduisent par un complexe QRS élargi.

I.11 La base de données MIT -BIH

La base de données contient 48 enregistrements pris de 47 sujets entre les années 1975 et 1979.

Vingt-trois enregistrements ont été choisis au hasard d'un ensemble de 4000 enregistrements ambulatoires de 24 heures d'ECG rassemblées d'une population mélangée des patients hospitalisés (60 %) et des patients non hospitalisés (40 %) à l'hôpital de Beth Israël à Boston (les séries "100"), les 25 enregistrements restants ont été choisis parmi les mêmes enregistrements mais en considération des arythmies rarement observés qui ont une signification clinique (les séries "200").

Chaque enregistrement a été annoté par deux médecins ou plus. On trouve environ 110.000 annotations associées avec la base de données MIT/BIH. Le tableau I-1 suivant représente les annotations des battements cardiaques.

Annotation	Description
N	Battement normal (Normal beat)
A	Contraction auriculaire prématuré (Atrial Premature Contraction)
V	Contraction ventriculaire prématuré (Premature Ventricular Contraction)
a	Contraction auriculaire prématuré abérré (aberrated Atrial Premature Contraction)
R	Bloc de branche droit (Right bundle branch block)
L	Bloc de branche gauche (Left bundle branch block)
P	Battement ectopique (Paced beat)
F	Fusion des battements V et N (fusion of ventricular and normal beat)
f	Fusion des battements P et N (fusion of paced and normal beat)
J	Battement nodal (ou jonctionnel) prématuré (Nodal (Junctional) premature beat)
j	Battement nodal (ou jonctionnel) échappé (nodal (junctional) escape beat)
E	Battement ventriculaire échappé (ventricular escape beat)
e	Battement auriculaire échappé (atrial escape beat)
S	Battement supraventriculaire prématuré (Supraventricular premature beat)
Q	Battement non classé (unclassified beat)

Tableau I-1. Les annotations des battements cardiaques de la base de donnée MIT-BIH

I.12 Conclusion

Dans ce chapitre les notions fondamentales de la cardiographie ont été abordées. L'importance du tracé électrocardiographique dans la routine clinique a été aussi soulignée. Cette importance vient de l'effet que l'ECG est l'outil le plus puissant et indispensable dans la détection des anomalies cardiaques. A la fin de ce chapitre, la base de données sur laquelle les études et tests seront faits est décrite. Le choix de cette base nous permet de comparer nos études avec celles des autres chercheurs.

Le chapitre deux serait consacré pour le prétraitement du signal ECG, notamment l'opération du filtrage. Cette opération est très essentielle car la bonne détection des différentes ondes est fortement liée à cette étape. Les ondelettes seront tout d'abord représentées car elles sont exploitées pour le filtrage du signal ECG. Le choix des ondelettes offre la possibilité de faire cette étape de prétraitement sans distorsion des différentes ondes.

II.1 Introduction

L'extraction des paramètres d'intérêt clinique du signal ECG nécessite la fiabilité de ce tracé. Cette fiabilité est fortement liée à l'opération du filtrage. Malheureusement, les filtres analogiques causent souvent la distorsion du complexe QRS. Cet inconvénient gênant peut être réduit en passant au filtrage numérique.

Il est nécessaire de prendre conscience de l'influence du complexe QRS sur le filtre. Cette influence est due à l'effet que le complexe QRS se présente généralement comme une large impulsion à l'entrée du filtre. Il est de même importance de prendre en considération l'effet du filtre sur le complexe QRS. Il est aussi important de signaler que le point essentiel dans l'opération du filtrage, est de ne pas alterner ni la morphologie ni la durée des différentes ondes. Le choix du filtre dépend énormément de l'information qu'on veut extraire et par conséquent aux différentes opérations qui viennent après le filtrage.

Plusieurs méthodes ont été proposées pour filtrer le signal ECG (mathématiques, par ondelettes, par des filtres numériques FIR ou RII,...). Chaque méthode présente des avantages et des inconvénients par rapport aux autres méthodes. Par exemple, les filtres numériques à réponse impulsionnelle finie (RIF) présentent une très bonne précision temporelle et une faible distorsion de phase. Malheureusement, leur utilisation introduit la distorsion du début et de la fin du complexe QRS. Par contre, les filtres à réponse impulsionnelle infinie (RII) présentent un déphasage plus important que les filtres RIF et une distorsion moins remarquable. Ils restent faciles à implémenter. Le filtrage par ondelettes reste aussi un bon choix grâce à son rapport signal sur bruit. Mais, ce choix est très coûteux en terme de temps d'exécution.

Dans ce deuxième chapitre, les différentes sources de bruits ainsi que ces différentes méthodes de filtrage seront alors étudiées.

II.2 Les sources des bruits en électrocardiographie

L'acquisition du signal ECG est toujours accompagnée avec l'enregistrement des artéfacts. La bande fréquentielle de ces bruits est de même grandeur que celle du signal ECG. C'est la raison essentielle qui rend leurs effets souvent gênants. Leurs origines sont diverses et leur présence reste très difficile à traiter automatiquement. Généralement ce n'est pas leur présence qu'on essaye de minimiser mais

ceux sont leurs effets qui doivent être réduits. Les sources des bruits qui peuvent apparaître sur le signal ECG, et les plus rencontrés, sont résumées comme suit:

Bruits dus au réseau: Apparaissent comme des pics sur l'ECG. Ces bruits prennent Leur origine de la ligne de distributions. Leur fréquence est de l'ordre de 50 HZ. Mais ils sont très faciles à éliminer. Pour les filtrer il suffit alors d'utiliser un filtre sélectif.

Mouvement de la ligne de base : La ligne de base est la ligne horizontale prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques. Elle est très utile lors d'une analyse multipistes du signal ECG. Elle permet d'estimer les bruits basses fréquences ainsi que les bruits hautes fréquences. La fluctuation de la ligne de base est essentiellement due aux mouvements du patient, à la respiration et aux changements de l'impédance peau-électrodes. Cette fluctuation apparaît comme des ondulations de basses fréquences (0.15 HZ-0.3HZ).

L'électromyogramme: Ce bruit est du à l'activité musculaire. Il apparaît surtout lorsque le patient est mal étendu. L'électromyogramme se présente dans l'ECG comme des oscillations hautes fréquences (Dc-10.000 HZ). Avec son amplitude qui est de même grandeur que celle de l'ECG, l'électromyogramme peut notamment noyer les ondes P et T. Si on prend en considération que la gamme fréquentielle de ce bruit est différente de celle de l'ECG, son filtrage serait facile.

Autres types de bruit: on peut aussi citer d'autres types de bruits qui peuvent altérer le signal ECG:

- Bruit de la quantification.
- Bruits générés par les différentes composantes électroniques.
- Bruits dus aux ondes RF émises par les équipements électro –chirurgicaux.
- L'utilisation de certains médicaments peut modifier le tracé ECG. Par exemple l'utilisation de la digoxine ralentit la fréquence cardiaque tandis que l'usage de la digitaline raccourcit l'intervalle QT et le segment ST.
- Artéfacts dus au traitement du signal telle que les oscillations de GIBBS.

II.3 Quantification des bruits dans le signal ECG

La quantification des bruits qui peuvent contaminer le signal ECG est très difficile. En effet, plusieurs types de bruits existent simultanément dans le tracé électrocardiographique et souvent comme des transitoires. Une troisième raison qui fait de la quantification de ces artéfacts une opération difficile est la non périodicité de ces bruits.

La plupart des mesures faites sur les bruits affectant le signal ECG, suppose que ces bruits sont stationnaires et colorés. Ils sont aussi supposés comme des bruits gaussiens sauf pour les fréquences suivantes: 16.6, 50,60HZ. En plus du rapport signal/bruit, plusieurs paramètres sont considérés pour apprécier l'effet des bruits sur l'ECG:

- La valeur efficace de l'énergie du bruit dans la région isoélectrique.
- Le rapport entre l'amplitude des pics R et celle du bruit dans la région isoélectrique.
- Le rapport entre les pics du signal et ces valeurs efficaces.
- Le rapport entre la puissance spectrale de la bande (5-40 HZ) et la puissance spectrale hors cette bande.

II.4 Filtrage du signal ECG

Différentes méthodes ont été utilisées pour filtrer le signal ECG en particulier la ligne de base.

II.4.1 Filtrage de la ligne de base

Il existe plusieurs méthodes pour le filtrage de la fluctuation de la ligne de base. Certaines techniques de filtrage nécessitent l'identification du complexe QRS, le rythme cardiaque ou l'identification d'une zone de la "non activité" cardiaque (typiquement entre l'onde T d'un battement et l'onde P du battement suivant, ou entre l'onde P et une éventuelle onde Q). La grande difficulté lors du filtrage de ligne de base résulte de l'effet que sa fréquence est de même ordre que celle de l'onde T.

II.4.1.1 Filtrage par un filtre moyenneur

Un filtre moyenneur est considéré comme un filtre à réponse impulsionnelle finie. La méthode est illustrée sur la figure II-1.

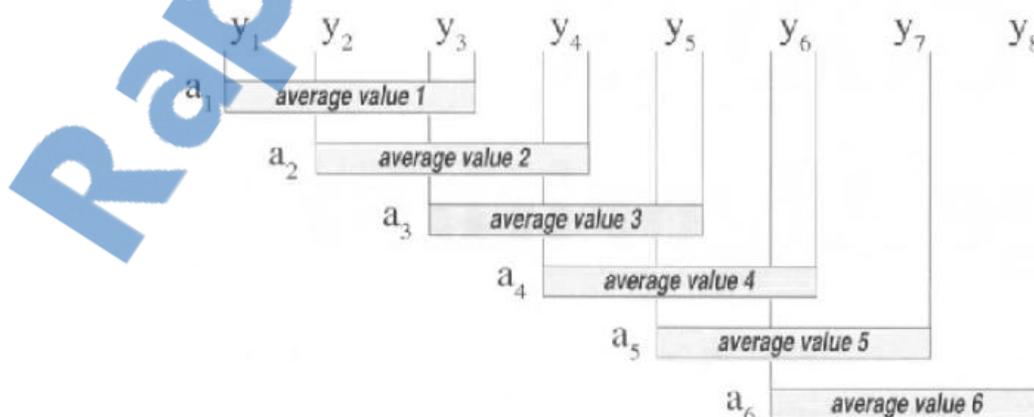


Figure II-1. Principe d'un filtre moyenneur

Le processus de cet algorithme consiste à faire la somme de N points, diviser cette somme par le nombre des points et remplacer la valeur du premier point de la somme par le résultat obtenu. D'une manière générale la sortie d'un filtre moyenneur est donnée par la formule suivante:

$$y(i) = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x(i+j) \quad (II-1)$$

Ce type de filtrage peut être appliqué sans distorsion de la forme du signal d'entrée. La figure II-2 illustre le résultat du filtrage d'un signal ECG par un filtre moyenneur.

Cette méthode donne des bons résultats pour les faibles variations de la ligne de base. Mais, elle est inefficace pour les signaux qui représentent une fluctuation importante de la ligne isoélectrique.

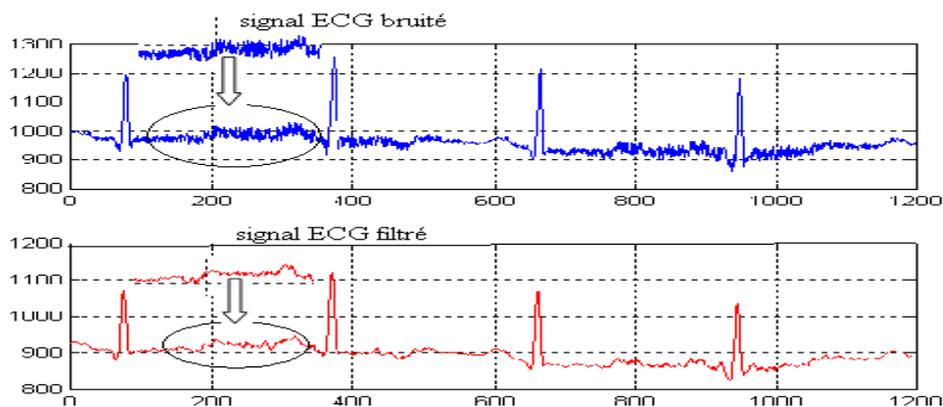


Figure II-2. Filtrage de la ligne de base par un filtre moyenneur

II.4.1.1 Filtrage par un filtre sélectif

Dans cette deuxième approche, un filtre sélectif de type FRI est utilisé. Sa fonction de transfert est donnée par la formule suivante:

$$H(z) = \frac{1 - 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.7z^{-1} + 0.7225z^{-2}} \quad (II-2)$$

La réponse en amplitude de ce filtre est représentée par la figure II-3.

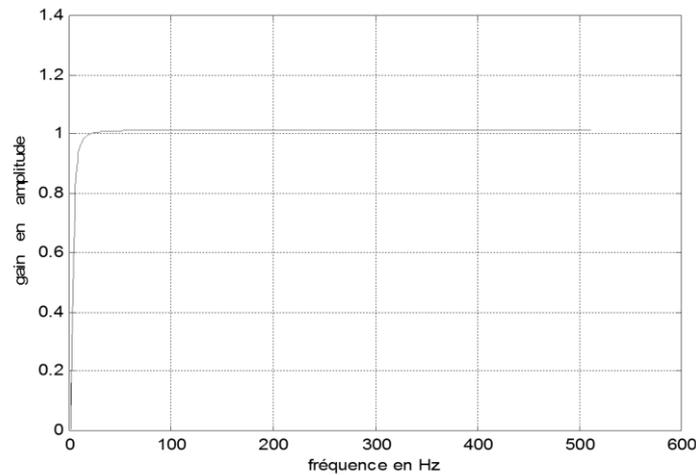


Figure II-3. Réponse en amplitude du filtre sélectif

La figure II-4 représente le résultat du filtrage de la ligne de base par un filtre sélectif.

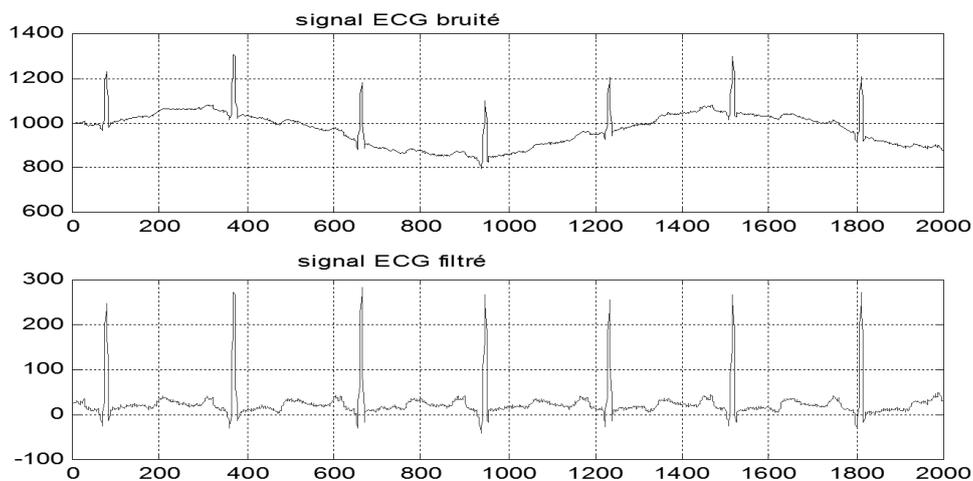


Figure II-4. Filtrage de la ligne de base par un filtre sélectif

II.4.1.1 Filtrage par les "cubic splines"

L'interpolation est une technique mathématique très utilisée dans le domaine de l'analyse numérique. Elle sert à relier une paire ou plusieurs paires de points séparés. Autrement dit, elle est utilisée pour estimer la fonction reliant deux points séparés entre eux. La forme la plus simple de l'interpolation utilise un polynôme de premier degré, c'est-à-dire des droites pour relier les différents points. Les splines cubiques est le type d'interpolation le plus utilisé dans le domaine de l'ingénierie. Elle se base sur l'utilisation d'un polynôme de troisième degré. Ceci

implique une oscillation de la fonction estimée reliant les distincts. Un autre avantage des splines cubiques, et contrairement à l'interpolation linéaire, c'est la continuité de leurs premières et deuxièmes dérivées.

Dans le domaine du traitement numérique du signal ECG, les splines cubiques permettent une bonne estimation de la ligne de base. Le processus s'appuie sur deux étapes essentielles. Premièrement, une détection préalable de certains points (appelés nœuds) dans les zones de la non activité électrique cardiaque est faite. Généralement, ceux sont les segments ST et les intervalles compris entre l'onde T d'un battement et l'onde P du battement suivant qui sont pris comme des zones isoélectriques. Dans la deuxième étape, on fait appel aux splines cubiques pour relier les différents nœuds.

Cette technique donne une bonne estimation de la ligne isoélectrique (figure II-5), mais elle dépend fortement de la précision avec laquelle les nœuds sont détectés.

Si un nœud par exemple se coïncide avec une onde P ou T, ceci entraîne une distorsion de cette onde.

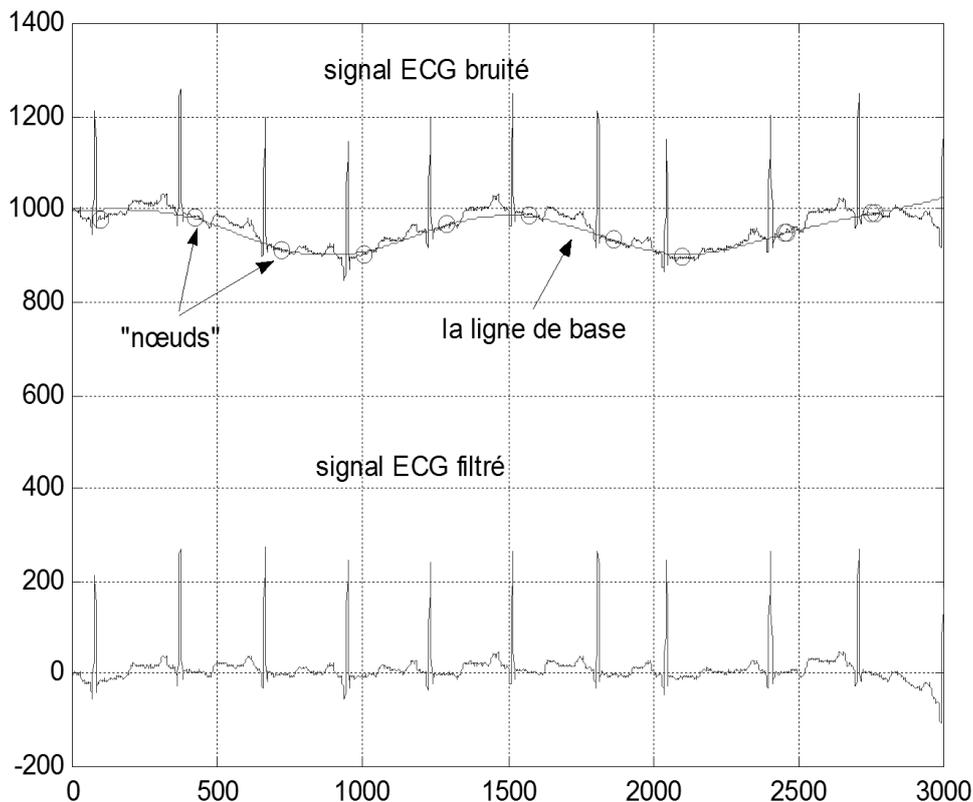


Figure II-5. Filtrage de la ligne de base par les "cubic splines"

II.4.2 Filtrage du bruit du aux 50 Hz

Les bruits dus au réseau restent un véritable handicap devant une interprétation correcte du signal ECG. Dans les applications médicales, les amplificateurs d'instrumentation, avec un rapport de réjection en mode commun assez important, ont été utilisés pour réduire ces bruits. Malheureusement, leur suppression par des filtres analogiques reste incomplète. Par conséquent, plusieurs approches numériques ont été proposées. Ces différentes procédures ont été citées par Chavdar Levkov et al dans [6]. Alors que, Eckerhart Craner et al ont fait une comparaison entre les différentes approches numériques dans [7]. Mohammed Ferdjallah et Ronald E. Barr [8] ont proposé des techniques de filtrage du 50 Hz dans le domaine fréquentiel.

Nous représentons une description de ces méthodes à travers leurs implémentations et les résultats correspondant obtenus.

II.4.2.1 Méthode I: Filtrage par un filtre passe-bas 50

La figure II-6 représente le signal ECG filtré par un filtre passe-bas de type RIF développé pour le filtrage du bruit du au réseau.

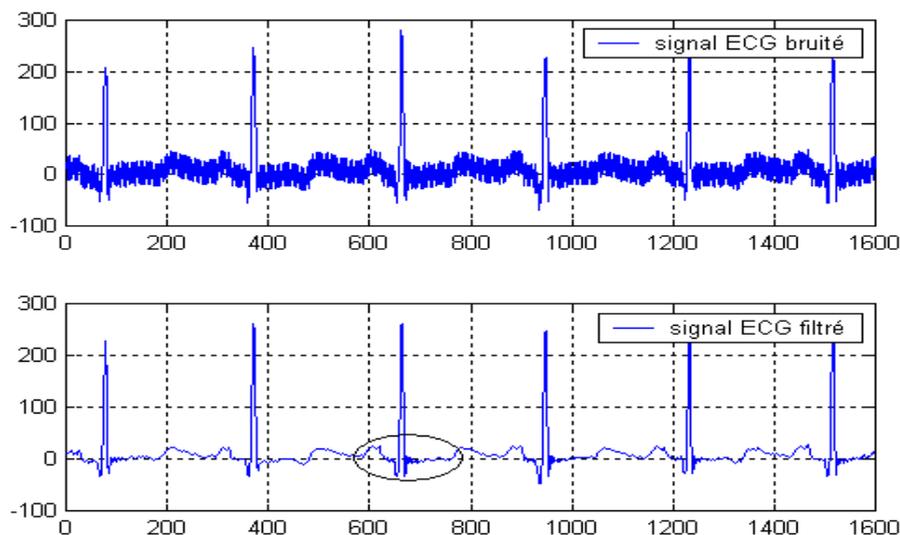


Figure II-6. Filtrage du 50 Hz par un filtre de type RIF

La figure II-7 illustre la partie entourée de la figure II-6. On remarque clairement la distorsion du segment ST.

L'utilisation d'un filtre réjecteur, conduit au même effet que celui du filtre précédant. Autrement dit, l'inconvénient principal de ces deux filtres est du aux repliements du filtre qui causent souvent la distorsion de ce segment ainsi que la distorsion du complexe QRS.

Par conséquent, d'autres algorithmes ont été proposés.

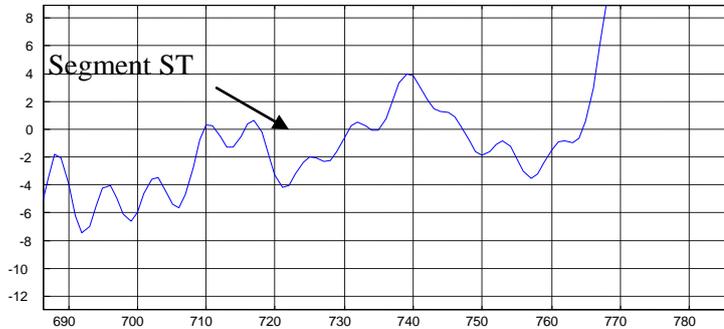


Figure II-7. Distorsion du segment ST

II.4.2.1 Méthode II

La deuxième méthode a été proposée par Chavdar Levkov et all. L'élimination du bruit de 50 Hz se fait en trois étapes essentielles [7]:

Etape1: tout d'abord des segments dits linéaires (les segments PQ et TP) ainsi que des segments non linéaires sont détectés (le complexe QRS) (figure II-8). Ces zones sont identifiées par le biais d'un critère "Cr" dit de linéarité : $Cr = |x(i) - x(i + n)|$ $n = \frac{fs}{fb}$

fs : Fréquence d'échantillonnage du signal

$fb = 50$ ou 60 Hz (fréquence de réseau)

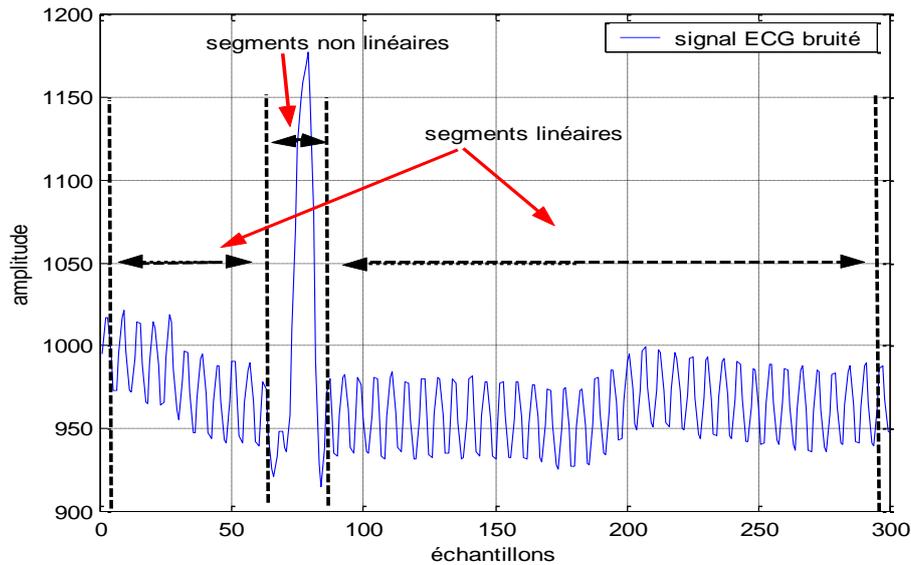


Figure II-8. Les zones linéaires et les zones non linéaires dans un ECG

Un seuil M est défini d'une manière empirique. Le premier échantillon pour lequel le "Cr" serait inférieur à M , représente le début du segment non linéaire.

Etape 2: les zones linéaires sont ensuite filtrées à l'aide d'un filtre moyenneur (figure II-9).

Etape 3: dans cette troisième étape (figure II-10), la correction de l'amplitude du bruit du 50 Hz est faite. Les échantillons où il y a une coïncidence en phase entre le bruit et le signal filtré, sont détectés puis soustraits du signal bruité.

Cette deuxième méthode a donné des bons résultats. Elle a permis de filtrer le 50 Hz sans distorsion du signal ECG. Mais le problème reste toujours lié au choix du seuil M . Ivaylo I. Christov a proposé une estimation dynamique du critère de linéarité à fin de pouvoir séparer les segments linéaires des segments non linéaires [9].

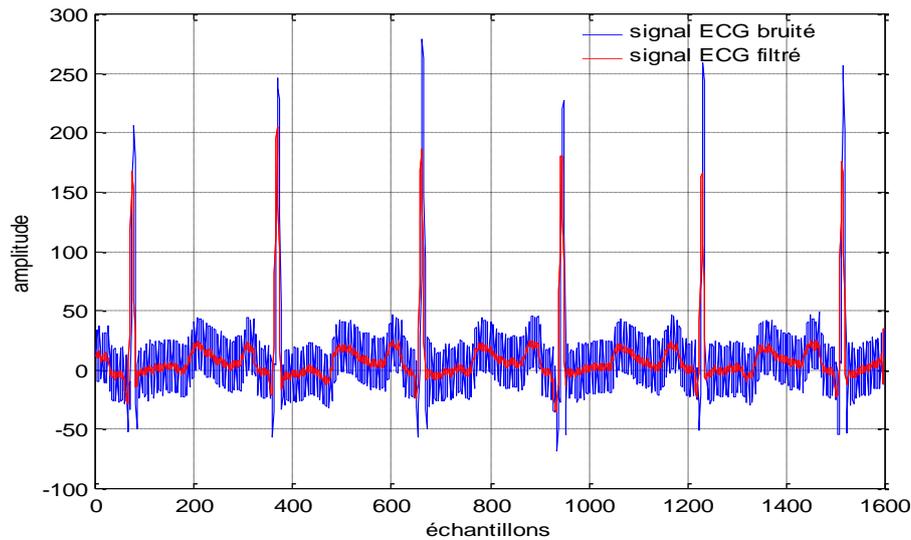


Figure II-9. Résultat de l'étape 2

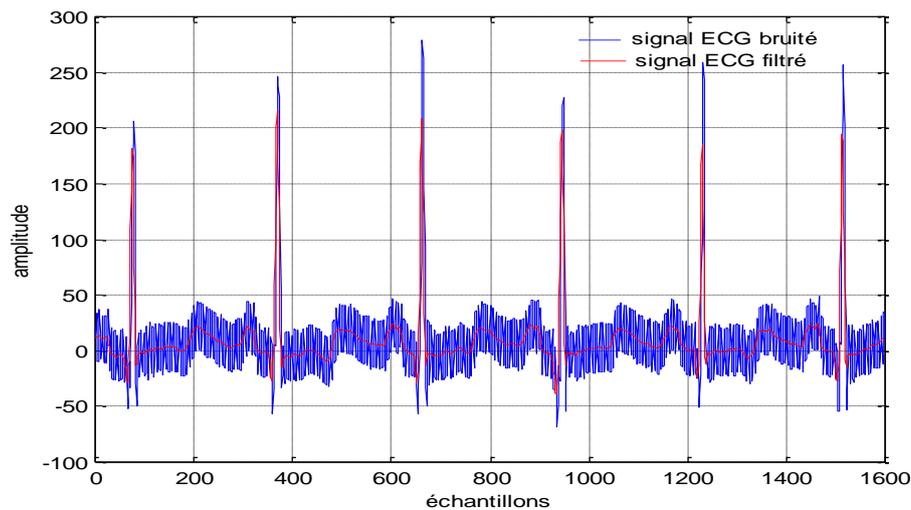


Figure II-10. Résultat de l'étape 3

II.4.2.1 Méthode III: filtrage fréquentiel du 50 Hz

Auteurs [8] ont développé une autre technique qui s'applique dans le domaine fréquentiel. En premier lieu, le spectre du signal ECG bruité est obtenu à l'aide de la transformée de Fourier. Dans l'étape qui suit, on essaye d'éliminer la composante fréquentielle de 50 ou 60 Hz sans modifier les composantes voisines.

Un seuil est calculé à partir du spectre du signal ECG comme suit:

$$s = \frac{\sum_{N1}^{N2} S(k)}{N2 - N1} \tag{II-3}$$

- k = 50 Hz-70Hz.
- N1= l'indice de l'échantillon correspondant au 50 Hz.
- N2= l'indice de l'échantillon correspondant au 70 Hz

Le spectre du signal ECG filtré est ensuite obtenu par

$$Sf(k) = \begin{cases} \dots\dots\dots si & |S(k)| < s \\ \dots\dots\dots si & |S(k)| > 1 \frac{S(k)}{s} \\ \dots\dots\dots & \text{Ailleurs } S(k).s \end{cases} \tag{II-4}$$

Cette technique maintient les composantes qui ont une valeur inférieure à s, alors que les composantes situées à proximité du 50 ou 60 Hz sont réduites. Pour avoir le signal ECG filtré, une transformation de Fourier inverse est nécessaire (figure II-11).

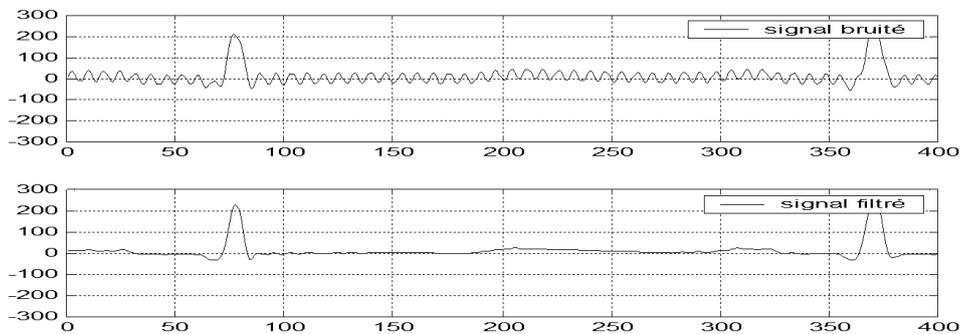


Figure II-11. Filtrage du 50Hz par la méthode fréquentielle

II.4.3 Filtrage du signal EMG

Le filtrage du signal EMG est très difficile. Lorsque un filtre passe bas est utilisé pour le filtrer, les normes et les standards internationaux [10] exigent que sa fréquence de coupure soit égale à 35 Hz. Par ce type de filtrage, la présence du signal EMG est réduite mais les amplitudes des onde Q, R, S. Sont, à leur tour, atténuées.

D'autre type de filtrage ont été proposés [11] [12]. L'utilisation d'un filtre adaptatif reste aussi limitée. En effet, le complexe QRS interrompt souvent le processus de la réadaptation. Bensadoune et al [13] proposent un algorithme efficace pour palier cet inconvénient mais en introduisant la réduction des ondes Q, R et S. Ivaylo I. Christov et Ivan K. Daskalov [14] ont proposé un filtre adaptatif dont les poids de ces coefficients varient en fonction de la pente du signal ECG. Des bons résultats ont été obtenus mais avec une légère atténuation des ondes R et S (0.06-0.07 mV).

II.5 Généralités sur les ondelettes et les paquets d'ondelettes

II.5.1 Introduction

A fin de pouvoir extraire certains paramètres d'intérêt cliniques, on fait appel souvent aux différentes techniques du traitement numériques du signal tel que la transformée de Fourier. Cette dernière est toujours considérée comme un outil mathématique très puissant pour analyser le comportement fréquentiel des signaux physiologiques. Ceci est très utile lors d'analyse de ces signaux. A titre d'exemple, c'est grâce à la transformée de Fourier qu'on a pu remarquer que le contenu fréquentiel du signal ECG est différent à celle du signal EMG. Cette propriété est très utile lors du filtrage du signal ECG contaminé par la présence d'un signal EMG. La transformée de Fourier sert aussi pour filtrer le signal électrocardiogramme du différents bruits tel que les bruits dus au réseau.

Mathématiquement cette transformée consiste à décomposer le signal sur un ensemble des fonctions de base qui sont les cosinus, les sinus ou l'exponentielle imaginaire. Elle permet de représenter comment l'énergie d'un signal est distribuée en fonction de la fréquence. Malheureusement, la transformée de Fourier décrit la répartition des fréquences sans qu'elle indique les instants de ses apparitions. Ceci rend son utilisation inconvenable pour décrire les signaux non stationnaires tel que le signal encéphalogramme EEG. Ce signal physiologique qui reflète l'activité électrique du cerveau est caractérisé par l'apparition d'événements transitoires. L'EEG change considérablement vis-à-vis l'état du patient : méditation, l'état de sommeil, l'état des yeux.... Dans certain cas, ceux sont ses variations temporelles qui représentent un intérêt clinique.

Autrement dit, Dans un spectre, les caractéristiques locales concernant l'évolution temporelle sont transformée à des caractéristiques globales enregistrées dans la phase. Cet inconvénient

majeur de la transformée de Fourier donne naissance aux autres techniques qui se fondent soit sur une analyse temps-fréquence soit sur une analyse temps-échelle.

II.5.2 Techniques d'analyse temps-fréquence

II.5.2.1 Transformée de Fourier à court terme: TFCT

En 1946, Gabor a proposé une nouvelle technique basée sur le concept de fenêtrage. Cette opération consiste à multiplier le signal à étudier $x(t)$ par une fonction $g(t)$ dite "fenêtre". La fenêtre est une fonction lentement variable et bien localisée. Elle est nulle en dehors d'une certaine zone qui constitue son support. La méthode s'appuie sur le glissement de cette fonction tout au long du signal $x(t)$. Dans ce cas, le signal serait divisé en plusieurs segments. En suite, on applique la transformée de Fourier classique à chaque segment séparément des autres. L'ensemble de ces transformées de Fourier localisées forme la transformée de Gabor qui fournit ainsi une analyse fréquentielle locale. Le signal est exploré par "tranche".

La transformée de Gabor est donnée par l'équation

$$C(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t).g_{a,b}(t)dt \quad (II-5)$$

Or, sa version discrète est représentée par la formule mathématique suivante :

$$C(a_n,n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k).g(k-n).\exp\left(\frac{-j.2.\pi.k.n}{N}\right) \quad (II-6)$$

Mais, d'après le principe de Heisenberg aucun signal ne peut être simultanément localisé en temps et en fréquence.

$$\Delta t.\Delta f \geq \frac{1}{4.\Pi} \quad (II-7)$$

Le choix d'une fenêtre étroite permet d'avoir une bonne résolution temporelle tandis que une fenêtre temporelle large conduit à une bonne résolution fréquentielle. Malheureusement, une

fois la fenêtre est choisie, sa taille est fixe et par conséquent la résolution temporelle et fréquentielle sont à leur tour définitivement fixées. La TFCT impose aussi que les segments analysés par celle-ci doivent être stationnaires. Ces inconvénients ont mené à d'autres techniques d'analyse temps-fréquence.

II.5.2.1 La distribution de wigner-ville

Basée sur l'application de la fonction d'autocorrélation instantanée, la distribution de wigner-ville est citée comme l'une des premières approches imposées pour palier les inconvénients de la TFCT. En effet, la densité spectrale de puissance (DSP) d'un signal peut être calculé en appliquant la transformée de Fourier à la fonction d'autocorrélation. Dans ce cas, et pour les signaux stationnaire, le résultat est indépendant du temps. Il dépend seulement de la différence τ . A fin de faire apparaître la variable temps dans la DSP, la distribution de wigner-ville calcule la fonction d'autocorrélation instantanée:

$$R_{xx}(t, \tau) = x(t + \tau / 2) \cdot x^*(t - \tau / 2) \quad (II-8)$$

La fonction d'autocorrélation instantanée est en fonction du temps t et de la différence τ . Pour avoir la DSP, on calcule la TF de cette fonction par une intégration selon τ . La DSP serait donc une fonction à deux variables : le temps et la fréquence.

$$W(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} R_{xx}(t, \tau) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot \tau) \cdot d\tau \quad (II-9)$$

Malgré que la distribution de wigner-ville ne nécessite aucun fenêtrage et elle soit toujours réelle, elle représente plusieurs inconvénients. En effet, son inconvénient major vient de sa nature quadratique. Ceci donne naissance à certains termes dits d'interférence:

$$W_{x+y}(t, f) = W_x(t, f) + W_y(t, f) + 2 \cdot \text{Re}[W_{x,y}(t, f)] \quad (II-10)$$

Avec

$$W_{x,y}(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t + \tau / 2) \cdot y^*(t - \tau / 2) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot \tau) \cdot d\tau \quad (II-11)$$

D'autre part, la distribution de wigner-ville nécessite la connaissance de la quantité

$x(t+\tau/2)x^*(t-\tau/2)$ pour τ allant de $-\tau$ à $+\tau$. Pour surmonter ce dernier problème, on remplace cette quantité par une version fenêtrée de celle-ci.

$$PW(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\tau).x(t + \tau/2).x^*(t - \tau/2).\exp(-j.2.\pi.f.\tau).d\tau \quad (II-12)$$

Cette nouvelle distribution dite la pseudo-distribution de Wigner-ville, permet de réduire la présence des bruits dus aux termes d'interférence. En effet, l'opération de fenêtrage est équivalente à un filtre passe-bas appliqué dans le domaine fréquentiel. Mais cette amélioration est faite au détriment des propriétés marginales de la distribution.

II.5.2.1 Distribution de Choi-williams

La distribution de wigner-ville ne représente qu'un cas particulier d'une classe dite de Cohen. Cette classe regroupe un ensemble des distributions invariantes en temps et en fréquence et elles ont la forme suivante:

$$p(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} G(u-t, \tau).x(u + \tau/2).x^*(u - \tau/2).\exp(-j.2.\pi.f.\tau).du.d\tau \quad (II-13)$$

La fonction $G(u, \tau)$ est appelée Kernal et c'est cette fonction qui fait la différence entre les différentes distributions constituant la classe de Cohen. Elle est introduite pour réduire les interférences. Dans le cas de la distribution de Wigner-ville elle est égale à 1. Pour la distribution de Choi-williams le Kernal est de forme exponentielle:

$$G(t, \tau) = \frac{\sqrt{\sigma/\pi}}{2.\tau}.\exp(-\sigma.t^2/4.\tau^2) \quad (II-14)$$

Cette distribution assure une bonne réduction des termes d'interférence. Outre, Plus τ est petit, plus on réduit les interférences.

D'une manière générale, les techniques dédiées pour une analyse temps-fréquence doivent répondre à certaines propriétés. Les effets dus à des opérations telles que la dilatation, la translation et la convolution dans le domaine temporel doivent introduire les mêmes effets dans la représentation temps-fréquence. D'autre part, la conservation de l'énergie est une propriété désirable lors d'utilisation de ces techniques. Une représentation temps-fréquence

doit aussi avoir la même durée et la même bande fréquentielle que celles du signal dans la représentation temporelle. Si aussi le signal est concentrée autour d'un instant (comme le cas d'une impulsion de Dirac) ou autour d'une fréquence (comme le cas d'une sinusoïde pure) alors la représentation temps-fréquence, à son tour, doit être concentrée exactement autour du même instant ou de la même fréquence.

Malheureusement, l'obtention de certaines propriétés ne se fait qu'au détriment des autres propriétés. Ces inconvénients des représentations temps-fréquence cités auparavant ont donné la motivation pour chercher d'autres techniques et d'autres représentations telle que les ondelettes et les paquets d'ondelettes.

II.5.3 Techniques d'analyse temps-échelle

II.5.3.1 La transformée en ondelettes continues: TOC

Les premiers travaux liés à la théorie des ondelettes sont apparus dès les années 30 à l'occasion des études de Lusin et Calderon. Mais c'est en 1975 que Jean Morlet définit pour la première fois la transformation par ondelettes. La validité théorique n'a été confirmée que neuf ans plus tard, en 1984, par Alex Grossman [15].

Cette nouvelle technique a été introduite pour pallier les inconvénients imposés par la transformée de Fourier à court terme. D'une manière similaire à celle adapté par la TFCT, le signal $x(t)$ est exploré à l'aide d'une fonction dite "ondelette mère". Cette ondelette mère va subir une translation et une dilatation (ou une contraction) pour donner naissance à un ensemble des fonctions dites "ondelettes fils". Ces fonctions déduites de l'ondelette mère ont la même forme que celle-ci mais ceux sont leurs durés et leurs longueurs de bande qui changent. Une famille d'ondelettes peut être donnée par la formule suivante:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (II-15)$$

En projetant le signal $x(t)$ sur la famille d'ondelettes, on peut définir les coefficients d'ondelettes par :

$$C(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) \cdot dt \quad (II-16)$$

Ces coefficients décrivent tout simplement la corrélation entre le signal $x(t)$ et l'ondelette. C'est-à-dire, ils représentent la similarité entre la fonction analysante (ondelette) et la fonction à analyser (le signal).

La variable b sert pour translater l'ondelette tout au long du signal $x(t)$ tandis que la variable a est liée aux deux opérations : la dilatation et la contraction. Cette variable prend le non d'échelle. En effet, pour une valeur de a supérieure à 1. L'ondelette serait dilatée alors qu'une valeur de a inférieure à 1 introduit une contraction de l'ondelette. Les deux opérations nous donnent la possibilité d'analyser le signal $x(t)$ aux différentes résolutions fréquentielles et temporelles. Pour des petites échelles, ceux sont les hautes fréquences qui seront analysées. Par contre, si on veut explorer les lentes variations du signal, c'est-à-d les composantes basses fréquences, on devrait choisir des grandes échelles. Remarquons aussi que pour une valeur de b égale à 0 et une valeur de a égale à 1, on obtient tout simplement l'ondelette mère.

Le facteur $\frac{1}{\sqrt{a}}$ assure une conservation d'énergie lors du passage de la représentation temporelle vers la représentation temps-échelle.

En terme des filtres, la TFCT est considérée comme succession des filtres passe-bande qui ont la même largeur de bande centrée sur la fréquence analysée. Ceci est dû à l'effet que le nombre d'oscillations augmente avec la fréquence par action de translation fréquentielle. Contrairement, la TO conserve le nombre d'oscillations constant et c'est la largeur des bandes qui va changer en fonction de la fréquence. On signale aussi que pour qu'une fonction soit une ondelette il faut qu'elle accomplisse la propriété suivante:

$$C_{\Psi} = \int \frac{|\overline{\Psi(w)}|^2}{|w|} .dw < \infty \quad (II-17)$$

C'est cette condition qui donne la qualité du filtrage passe bande à la TO. Autrement dit, la TO est homogène à des filtres passe-bande ou leurs largeurs dépendent de la fréquence analysée. Si on considère que Ψ est la transformée de Fourier de l'ondelette mère, alors la transformée de l'ondelette dilaté à l'échelle a est:

$$\Psi_a = \sqrt{a}(\Psi(a\omega)) \quad (II-18)$$

Cette formule met en évidence ce que nous avons dit à propos de l'interprétation de la TO par la notion de filtrage.

Si on veut reconstruire le signal original, une transformation inverse est appliquée: tout les coefficients seront additionnés. Ceci est possible si seulement si la condition d'admissibilité est respectée.

La condition précédente signifie que le spectre d'ondelette s'amortit rapidement pour $\omega \rightarrow \infty$ mais puisque les ondelettes sont des fonctions à carré sommable, ceci est automatiquement accompli.

Généralement, lorsqu'une reconstitution du signal original est nécessaire l'analyse devrait être faite par une transformation en ondelettes discrète (TOD).

II.5.3.1 Transformée en ondelettes discrète: analyse multi résolution

Il est très difficile de calculer les coefficients pour toutes les valeurs d'échelle possibles. Outre, lors du traitement des signaux numériques, une discrétisation des paramètres a et b est nécessaire. Les valeurs discrètes du facteur d'échelle a et du paramètre de translation b seront considérées sous la forme :

$$\text{et } b = 2^k \cdot a \quad (II-19)$$

En 1988, S.Mallat a proposé un algorithme rapide pour calculer les coefficients d'ondelettes. Cet algorithme a été fortement inspiré d'algorithme pyramidal introduit dans les années 70.

L'idée de Mallat peut s'expliquer facilement en introduisant aussi la notion du filtrage.

En effet, chaque signal est constitué des composantes basses fréquences : appelées approximations et des composantes hautes fréquences : appelées détails. Selon Malet, on peut séparer les détails et les approximations en faisant appel à un pair de filtre en quadratique: à un filtre passe bas et à un filtre passe haut complémentaires. Le processus de cet algorithme à son premier niveau se résume par la figure II-12.

Pour passer au niveau suivant de la décomposition, on applique la même opération à l'approximation A. le processus est par la suite itéré chaque fois qu'on obtient une approximation (figure II-13).

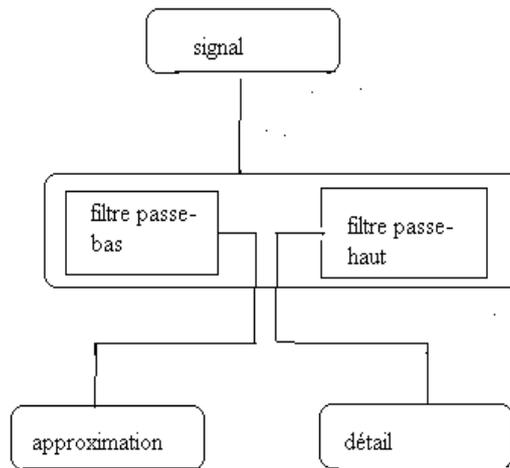


Figure II-12. Principe de l'algorithme de Mallat

Le calcul des coefficients se fait donc de manière hiérarchique. La différence entre une approximation A_n et l'approximation qui la suit A_{n+1} représente le détail D_{n+1} . Il est évident donc que l'approximation au niveau $n^{\text{ième}}$ est plus riche en terme de contenu informationnel que des approximations des niveaux supérieurs ($> n$).

En effet, si on suppose que le signal original $x(t)$ contient N échantillons à lors on obtiendra $2N$ échantillon à la sortie de la cellule constituée par le pair du filtre en quadratique. Ce problème peut être réglé en introduisant une opération de sous-échantionnage après chaque décomposition. Avec ses N échantillons, on peut attendre $\log_2(N)$ niveaux de décomposition. Au dernier niveau, on aura alors 1 coefficient de détail et 1 coefficient d'approximation, ce qui nous donne un total de $N-1$ coefficients de détails et 1 coefficient d'approximation.

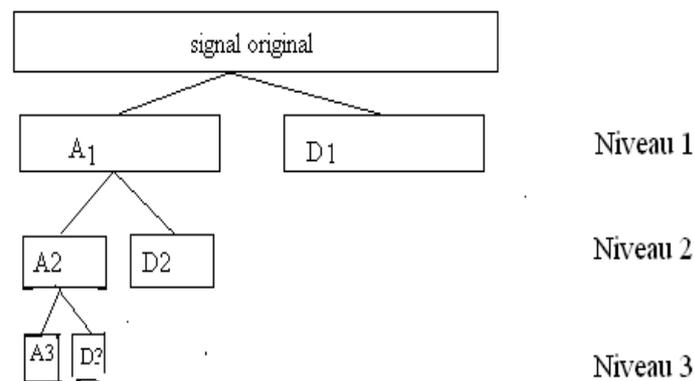


Figure II-13. Décomposition par ondelettes

La transformée en ondelette discrète est essentiellement introduite comme il est mentionné auparavant pour réduire la redondance des coefficients obtenus lorsqu'on applique une TOC. En appliquant une transformation inverse en ondelette discrète, ceci nous permet alors une reconstitution parfaite du signal original $x(t)$. D'une manière similaire à celle de la décomposition, un pair de filtre quadratique est nécessaire lors de la reconstitution du signal original.

II.5.3.1 Paquets d'ondelettes

La TOD ne permet pas de séparer des très proches hautes fréquences tout en conservant la non redondance de la représentation temps-fréquence. Rappelons une autre fois que le principe de la TOD consiste à décomposer l'espace d'approximation V_n en deux sous espaces de résolution inférieure: V_{n+1} et D_{n+1} . Au niveau suivant de la décomposition, seul l'espace de l'approximation V_{n+1} qui va subir une décomposition. L'effet que l'espace D_{n+1} reste tel qu'il est, les très proches hautes fréquences ne seront pas par conséquent séparées.

La décomposition en paquets d'ondelettes représente une extension de la TOD. Elle consiste à générer, à partir d'une ondelette mère, une librairie de bases d'ondelettes. Chaque une de ces bases, offre une représentation du signal original. Cette librairie peut être alors construite en décomposant, non seulement les espaces des approximations, mais aussi les espaces des détails. Cette nouvelle approche peut être représentée sous forme d'un arbre binaire où chaque nœud correspond à un paquet d'ondelette figure (II-14).

La décomposition total d'un signal en paquets d'ondelettes fournit une représentation redondante et seules certaines combinaisons de paquets constituent une représentation non redondante. Les espaces correspondants à ces représentations peuvent être définis par la notion d'arbre admissible. On a appel arbre admissible tout arbre binaire dont chaque nœud a 0 ou 2 fils figureII-15.

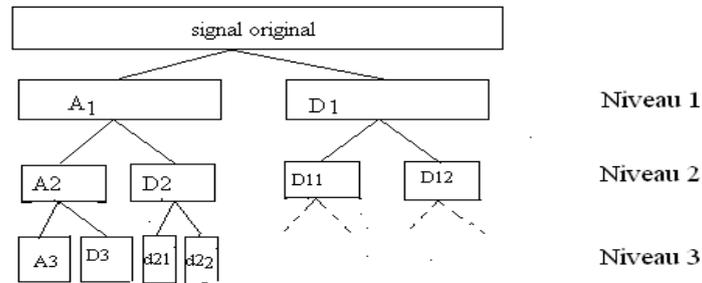


Figure II-14. décomposition par paquets d'ondelettes

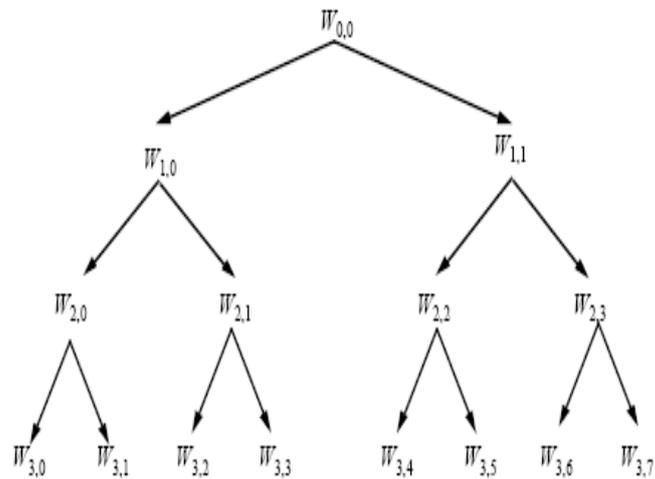


Figure II-15. Exemple d'un arbre admissible

Une fois la librairie de paquets d'ondelettes est conçue, il faut choisir la base le mieux adaptée aux propriétés temps-fréquences du signal. Dans le cas où on cherche à compresser un signal, la base choisie est celle qui nous donne la meilleure concentration de l'information. Par contre, dans le cas où il s'agit d'une classification, la meilleure base est celle qui permet le

mieux de discriminer les différentes classes. Il est donc évident que le choix est fortement lié à l'objectif pour lequel la décomposition en paquets d'ondelettes est faite. La sélection doit être faite selon un critère et une stratégie Bien définis.

Dans les applications de filtrage, l'entropie reste aussi un critère très utilisé. Elle est définie comme étant le degré de désorganisation d'un signal sur une base donnée.

II.6 Filtrage par ondelettes et paquets d'ondelettes

Dés les années 60, la transformée par ondelettes a pris une place privilégiée dans la cardiologie. Ceci est lié à ses caractéristiques temporelles et fréquentielles. Précisément, c'est sa bonne résolution temps fréquence qui la rend plus souple et plus adéquate dans l'analyse du signal électrocardiogramme. Elles sont souvent utilisées pour:

- codage et compression du signal ECG
- l'analyse de la variabilité cardiaque
- l'extraction de l'ECG fœtal
- l'analyse du signal PCG
- l'analyse de la morphologie de l'onde T
- l'analyse de la pression ventriculaire
- l'analyse des arythmies cardiaques
- détection des bloques de la conduction
- le filtrage du signal ECG

II.6.1 Principe du débruitage par les ondelettes

Les méthodes de filtrage de l'ECG par seuillage des coefficients d'ondelettes ont été introduites par Donoho en 1994. Elles exploitent l'effet que les bruits sont répartis sur l'ensemble des coefficients d'ondelettes avec faible amplitude tandis que l'information utile est représentée par quelques coefficients de forte amplitude. Le signal bruité peut être donc filtré en mettant à zéro les faibles coefficients et en appliquant une transformation en ondelettes inverse. Ces méthodes supposent que les bruits sont des bruits gaussiens et qu'ils sont concentrés dans les détails (souvent dans les premiers détails). Les performances de ces techniques sont meilleures lorsque le signal utile est concentré sur un nombre réduit de coefficients. Elles dépendent aussi du:

- choix de seuil (ou méthode de seuillage)
- choix de l'ondelette mère

- 1 niveau de décomposition

II.6.2 Le choix de la méthode de seuillage

Le seuillage consiste à comparer les coefficients d'ondelettes à un seuil S et de les mettre à zéro si leurs amplitudes si elles sont inférieures à ce seuil. L'efficacité et la fiabilité de l'opération de filtrage sont fortement liées au choix du seuil. En effet, plusieurs techniques ont été développées pour estimer le seuil à partir duquel les coefficients d'ondelettes seront considérés comme des coefficients significatifs (signal utile) ou non significatifs (bruit). Donoho a utilisé deux types de fonctions de seuillage:

- *Seuillage dur "hard shrinkage":*

$$\delta_{\lambda}^H(x) = \begin{cases} 0, & |x| \leq \lambda, \\ x, & |x| > \lambda, \end{cases} \quad (II-20)$$

- *Seuillage doux "soft shrinkage":*

$$\delta_{\lambda}^S(x) = \begin{cases} 0, & |x| \leq \lambda, \\ x - \lambda, & x > \lambda, \\ x + \lambda, & x < -\lambda, \end{cases} \quad (II-21)$$

Le premier type de seuillage est très sensible pour les faibles variations du signal. Cette propriété est due à la discontinuité de la fonction. Le seuillage doux atténue même les grands coefficients ce qui conduit à une distorsion du signal utile (filtré). D'autres types de seuillage ont été définis.

- *Seuillage de Breiman "non-negative garrote shrinkage":*

Ce type de seuillage, introduit par Breiman en 1995, représente un bon compromis entre le seuillage dur et le seuillage doux. Il est défini par la fonction suivante:

$$\delta_{\lambda}^G(x) = x [1 - (\lambda/x)^2]_+ = \begin{cases} 0, & |x| \leq \lambda, \\ x - (\lambda^2/x), & |x| > \lambda. \end{cases} \quad (II-22)$$

Le seuillage de Breiman est moins sensible pour les faibles variations qu'un seuillage dur et il conduit à une distorsion moins remarquable que celle introduite par un seuillage doux.

- *Seuillage de Gao et Bruce "firm"*:

Développé par Gao et Bruce en 1997, ce type de seuillage est basé sur l'utilisation de deux seuils. Il est donné par la fonction suivante:

$$\delta_{\lambda_1, \lambda_2}(\cdot) = \begin{cases} 0, & |x| \leq \lambda_1, \\ \text{sgn}(x) \left[\frac{\lambda_2(|x| - \lambda_1)}{(\lambda_2 - \lambda_1)} \right], & \lambda_1 < |x| \leq \lambda_2, \\ x, & |x| > \lambda_2. \end{cases} \quad (II-23)$$

Malheureusement, l'environnement informatique avec lequel nous avons travaillé ne contient pas des fonctions prédéfinies pour ces deux derniers types de seuillage. Alors seuls les deux premier types qui serreront utilisés.

II.6.3 Choix de l'ondelette mère

L'étude décrite en dessous a été faite à fin de pouvoir sélectionner l'ondelette mère la mieux appropriée pour le filtrage du signal ECG. Elle a été faite en utilisant des signaux ECG de la base de donnée MIT-BIH.

- les signaux sont tout d'abord décomposés: les ondelettes:db1, db4, sym2, sym6 et coif1 ont été choisies comme des ondelettes mère.
- les quatre premiers détails sont filtrés: pour chaque niveau, un seuil a été choisi de la manière suivante:

$$s = \sqrt{2 \cdot \log(N)}$$

N: le nombre d'échantillons

- les signaux filtrés sont ensuite reconstitués.
- l'opération du filtrage est évaluée : l'évaluation est faite d'une manière quantitative en comparant les rapports signal/bruit et les coefficients du distorsion ainsi que d'une manière qualitative.

Les résultats sont donnés par les tableaux II-1, II-2, II-3, II-4 et ils sont représentés sous forme des histogrammes (les figures II-16 jusqu'à II-19).

	<i>Db1</i>	<i>Db4</i>	<i>Sym2</i>	<i>Sym6</i>	<i>Coif1</i>
<i>Soft</i>	64.7573	68.9644	67.5066	69.2885	67.5901
<i>Hard</i>	75.3144	76.9219	76.0492	77.2779	75.9886

Tableau II-1. Le rapport signal/ bruit (filtrage par ondelettes)

	<i>Db1</i>	<i>Db4</i>	<i>Sym2</i>	<i>Sym6</i>	<i>Coif1</i>
<i>Soft</i>	65.0683	69.2434	67.6390	69.5616	67.6826
<i>Hard</i>	74.7628	77.1268	76.0891	77.5161	75.9980

Tableau II-2. Le rapport signal/ bruit (filtrage par paquets d'ondelettes)

	<i>Db1</i>	<i>Db4</i>	<i>Sym2</i>	<i>Sym6</i>	<i>Coif1</i>
<i>Soft</i>	0.2570	0.2084	0.2239	0.2051	0.2229
<i>Hard</i>	0.1515	0.1401	0.1463	0.1377	0.1467

Tableau II-3. Le coefficient de distorsion (filtrage par ondelettes)

	<i>Db1</i>	<i>Db4</i>	<i>Sym2</i>	<i>Sym6</i>	<i>Coif1</i>
<i>Soft</i>	0.2544	0.2062	0.2236	0.2030	0.2230
<i>Hard</i>	0.1562	0.1388	0.1462	0.1362	0.1468

Tableau II-4. Le coefficient de distorsion (filtrage par paquets d'ondelettes)

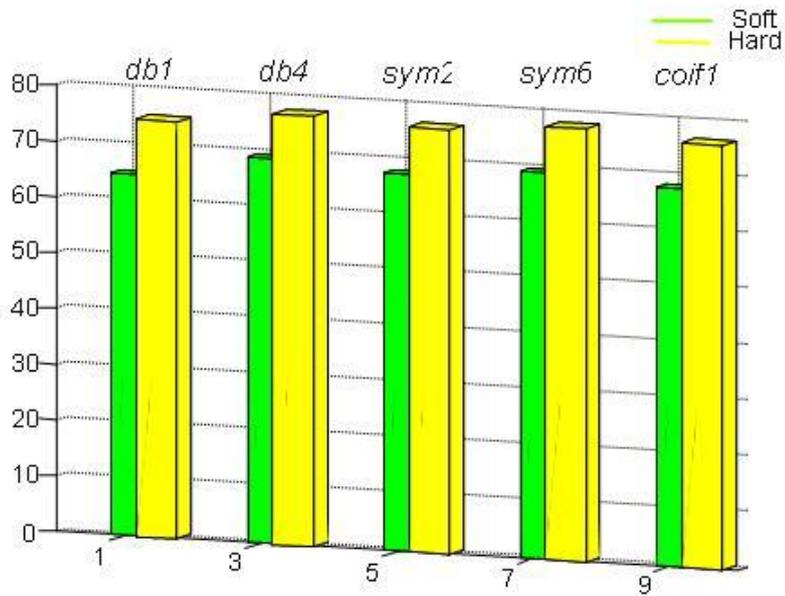


Figure II-16. Rapport signal /bruit en dB (filtrage par ondelettes)

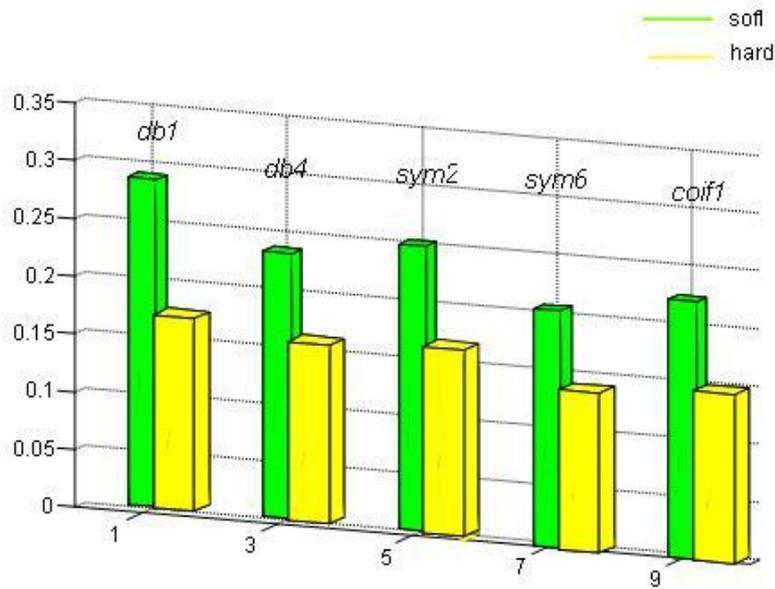


Figure II-17. Coefficient de distorsion en % (filtrage par ondelettes)

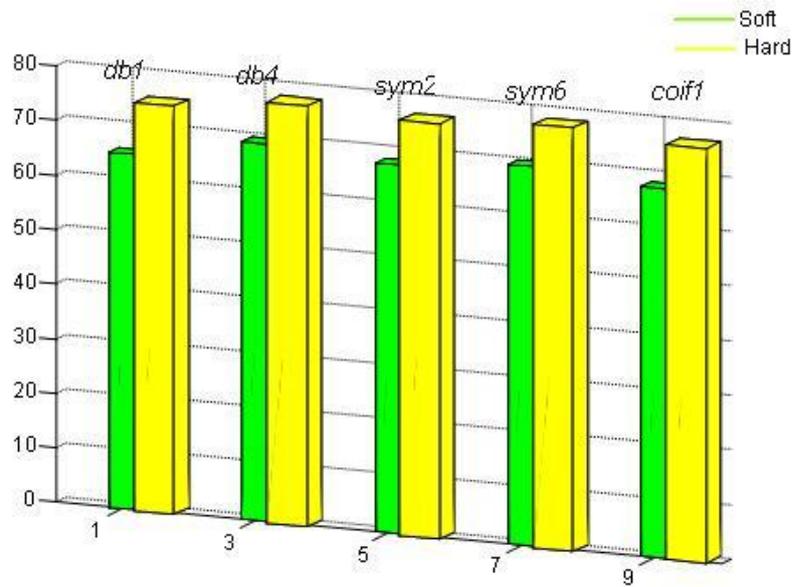


Figure II-18. Rapport signal/ bruit en dB (filtrage par paquets d'ondelettes)

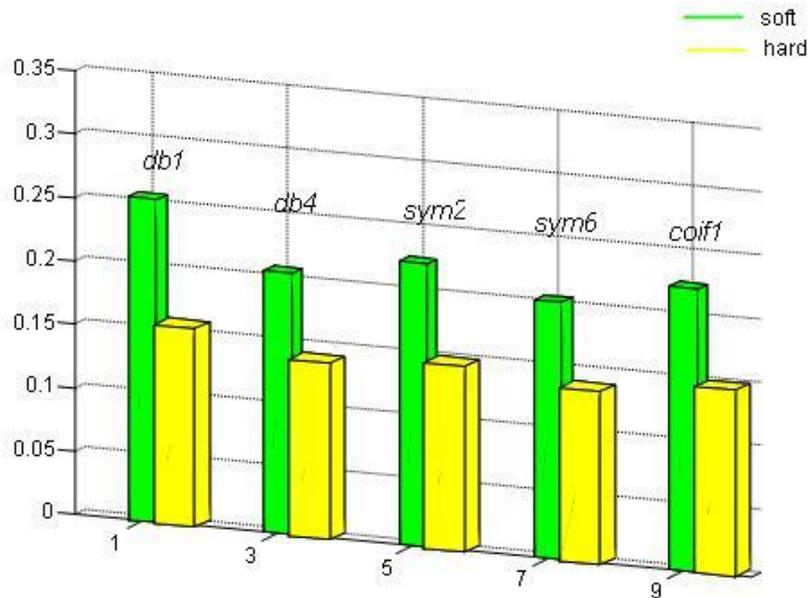


Figure II-19. Coefficient de distorsion en % (filtrage par paquets d'ondelettes)

La figure II-20 illustre la décomposition de l'enregistrement 101 de la base MIT. L'approximation A6 et les sept premiers détails sont représentés.

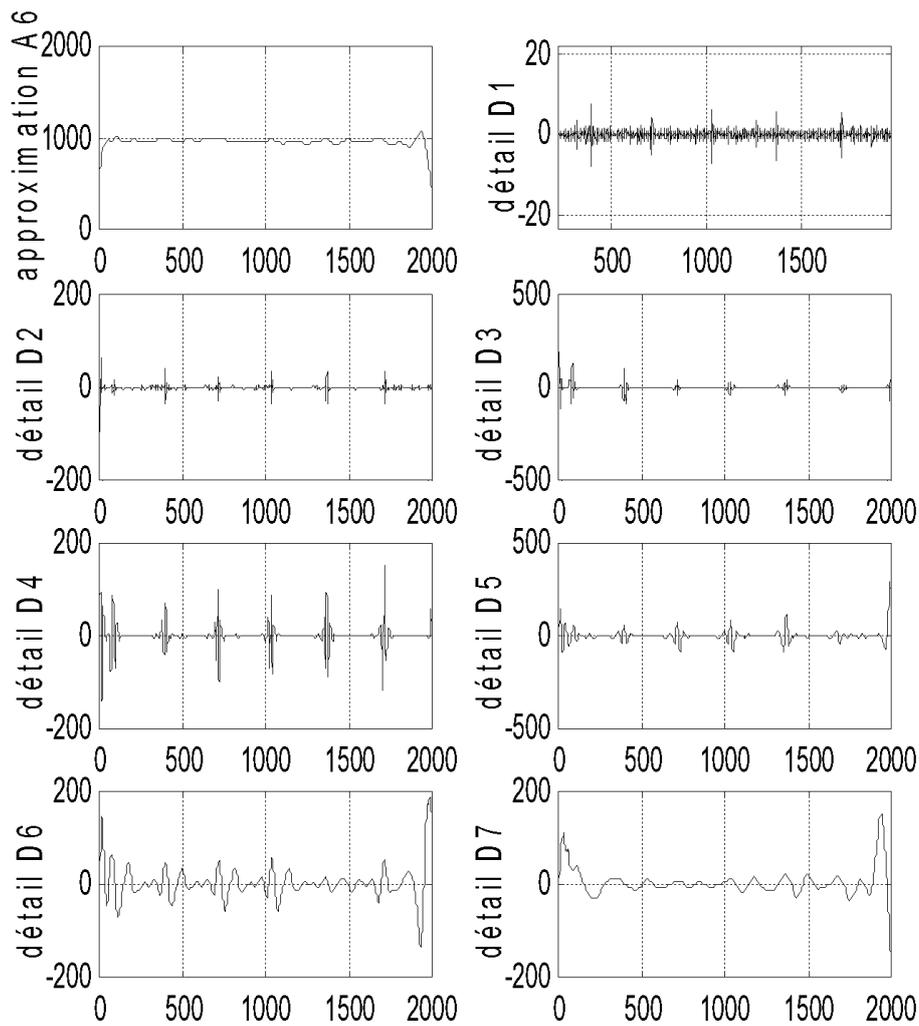
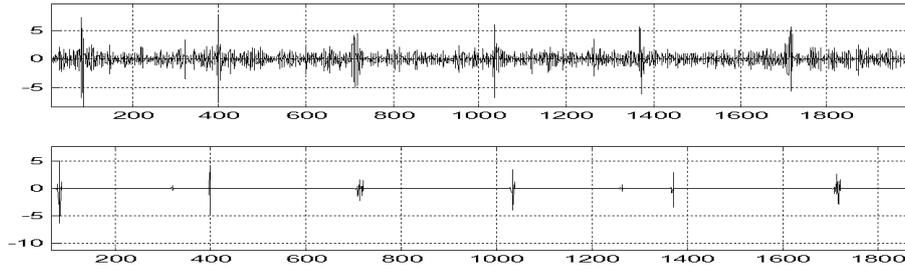
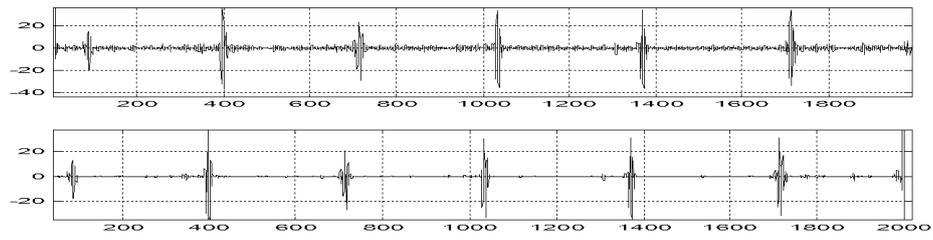


Figure II-20. Décomposition de l'enregistrement 101 de la base MIT

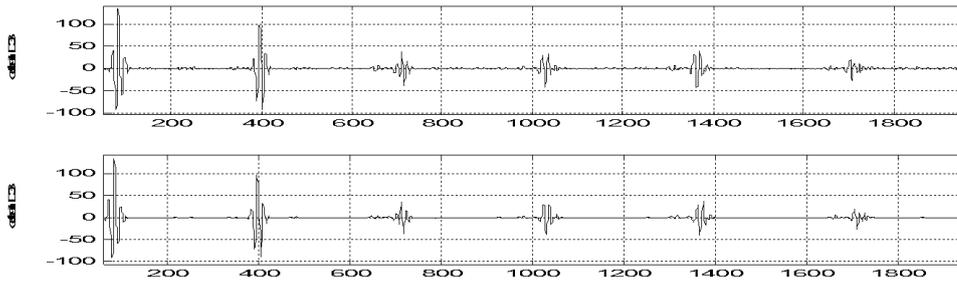
Nous pouvons remarquer clairement que les bruits sont concentrés dans les quatre premiers détails. C'est la raison essentielle pour laquelle nous avons fait seulement le seuillage de ces quatre niveaux. La figure II-21 représente les mêmes détails avant et après le filtrage. Nous constatons que le seuillage élimine presque tous les bruits. En réalité, une portion de bruits reste même pour un seuillage dur. Le signal avant et après le seuillage est illustré par la figure II-21.



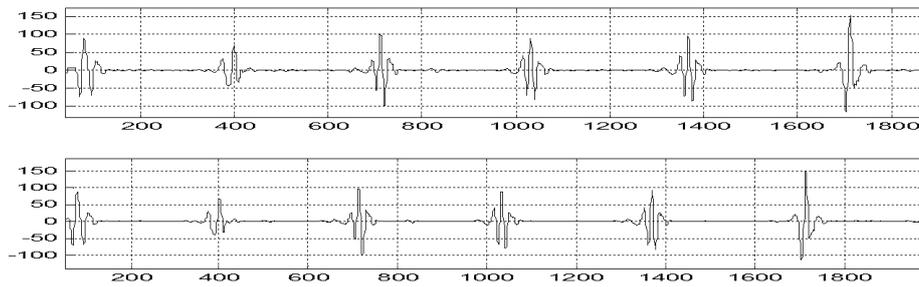
Détail D1



Détail D2



Détail D3



Détail D4

Figure II-21. Les quatre premiers détails avant et après le seuillage

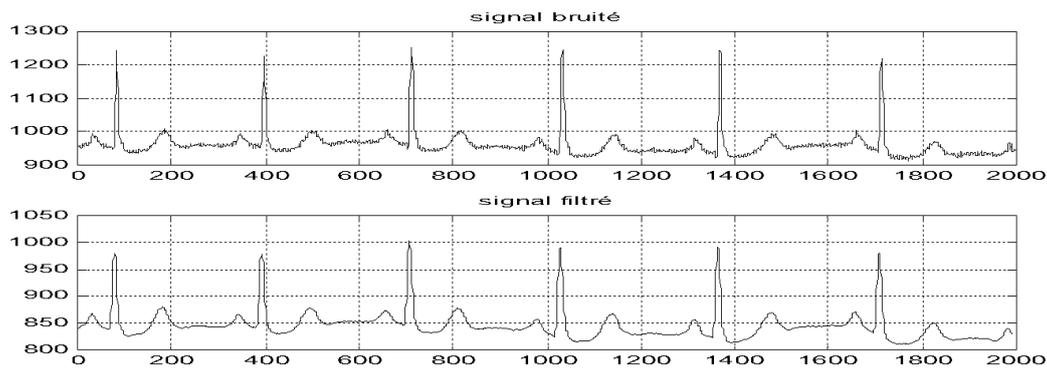


Figure II-22. filtrage du signal ECG par ondelettes

Quantitativement, et d'après les tableaux et les histogrammes précédents, nous constatons que la sym6 et la db4 sont les ondelettes mères qui ont le plus grand RSB et le plus faible coefficient de distorsion. Ceci revient à leurs morphologies qui ressemblent à celle du signal ECG. Nous remarquons aussi que dans les deux cas (filtrage par ondelettes ou par paquets d'ondelettes), le filtrage par un seuillage dur a un RSB plus élevé que celui d'un filtrage par seuillage doux.

Si nous faisons une comparaison entre le filtrage par ondelettes et le filtrage par paquets d'ondelettes, le RSB du filtrage par paquets d'ondelettes est plus élevé que celui de filtrage par ondelettes (sauf pour la db1). Par contre, les paquets d'ondelettes ont un rapport de distorsion plus faible que celui des ondelettes. Ce résultat **quantitatif** implique que les paquets d'ondelettes portent une amélioration pour l'opération du filtrage.

Les paramètres quantitatifs utilisés pour évaluer le filtrage ne reflètent pas la réalité totale et ne nous informent pas sur la morphologie des différentes ondes. Une étude qualitative est nécessaire.

Visuellement, nous remarquons qu'il n'y a pas une grande différence entre le db4 et le sym6. La seule différence c'est que la db4 représente pour certains signaux une grande atténuation de l'onde S par rapport à la sym6 (figure II-23).

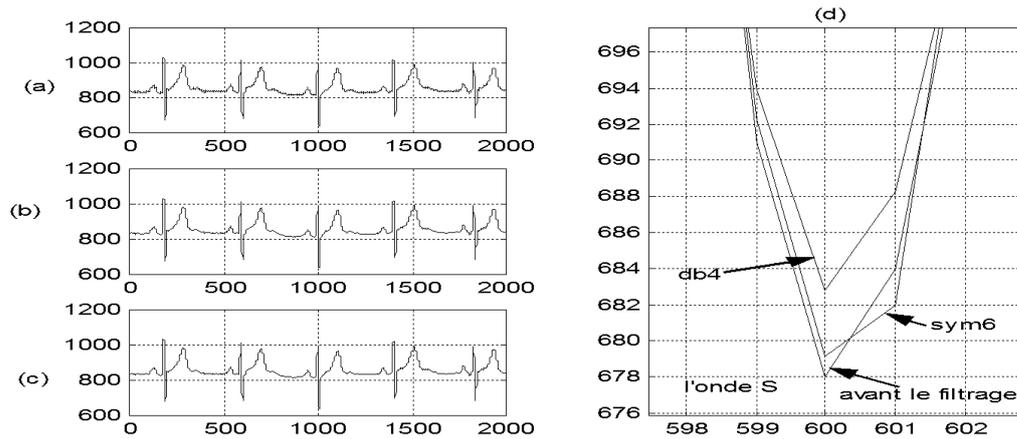


Figure II-23. Comparaison entre la sym6 et la db4 . (a) enregistrement 117, (b) signal filtré par la db4, (c) signal filtré par la db4, (d) atténuation de l'onde S.

On peut constater aussi que le filtrage par paquets d'ondelettes n'apporte pas une grande amélioration des performances de filtrage par rapport aux ondelettes tel qu'il est indiqué par l'étude quantitative (figure II-24).

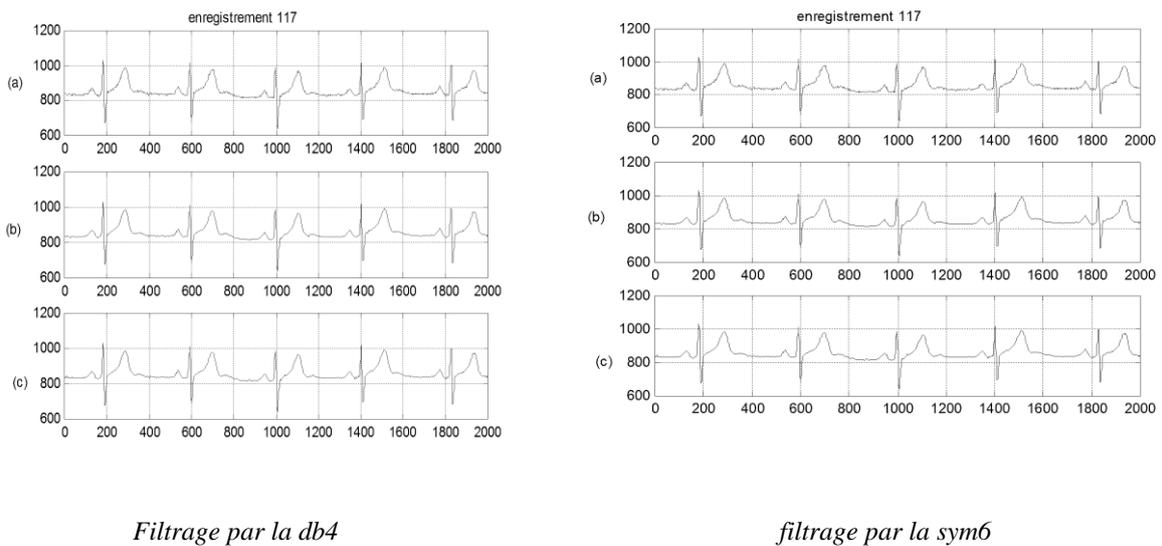


Figure II-24. Comparaison entre le filtrage par ondelettes et par paquets d'ondelettes

- (a) signal original
- (b) signal filtré par ondelettes
- (c) signal filtré par paquets d'ondelettes

II.7 Conclusion

Le filtrage du signal électrocardiogramme est une étape essentielle lors de son analyse. La distorsion des différentes ondes lors d'un filtrage conduit à une mauvaise interprétation et par conséquent un diagnostic incorrect.

Dans ce chapitre, les différentes méthodes de filtrage ont été citées. Les ondelettes apparaissent comme l'outil le plus adapté au filtrage de l'ECG car elles permettent de maintenir la morphologie et la durée des différents segments et ondes.

Le choix de l'ondelette mère influe directement sur les performances du filtrage. L'étude statistique qui a été faite montre que la db4 et la sym6 sont les ondelettes mères les plus appropriées pour filtrer les signaux ECG. Elle a montré aussi que l'utilisation des paquets d'ondelettes conduit à une faible amélioration de ces performances.

Dans le chapitre suivant, l'ondelette mère sym6 serait utilisée pour filtrer les signaux ECG avant la détection des ondes de l'ECG. Les trois chapitres suivants seraient alors consacrés pour l'étude de la variabilité temporelle des différents intervalles et segments notamment l'intervalle QT, PQ et le segment ST-T afin d'extraire des indices cliniques en vue d'une reconnaissance de signatures de pathologies.

III.1. Introduction

Un diagnostic correct du signal ECG nécessite une suffisance de données. L'analyse de ces données est souvent ennuyeuse et demande beaucoup de temps et d'effort. Ceci donne le qualificatif d'indispensables aux analyses de l'électrocardiogramme (ECG) assistées par ordinateur.

Plusieurs algorithmes sont alors développés pour extraire les paramètres d'intérêt clinique et enlever des indexes en vue d'une reconnaissance des signatures des pathologies cardiaques. Certains d'entre eux ont été utilisés dans des dispositifs commerciaux [16,17]. Mais, pour qu'ils puissent être utilisés dans la vie clinique, ces algorithmes doivent répondre à deux exigences essentielles: une détection précise et un temps d'exécution minimal. Cette deuxième exigence peut être atteinte en réduisant le nombre d'itérations. Alors qu'une bonne précision de la détection reste un challenge. Ceci est dû à la diversité des morphologies du complexe QRS, de l'onde P et de l'onde T.

Un algorithme capable de détecter le début et la fin des différentes ondes fait l'objectif de la première partie de ce chapitre. La suite de ce dernier est consacrée pour l'analyse temporelle et fréquentielle et de l'intervalle QT.

III.2. Description de l'algorithme de détection

Nous représentons un algorithme qui est développé dans le but de détecter les différentes ondes et par conséquent les différents intervalles. La détection est faite selon la chronologie suivante:

- 1- Détection de l'onde Q.
- 2- Détection de pic R.
- 3- Détection de l'onde S.
- 4- Détection du point J.
- 5- Détection de la fin de l'onde T.
- 6- Détection du début du complexe QRS: Q_on.
- 7- Détection du pic T.
- 8- Détection du début de l'onde T.
- 9- Détection de la fin de l'onde P.
- 10- Détection du pic P
- 11- Détection du début de l'onde P.

1-Détection de l'onde Q:

La détection de l'onde Q est faite d'une manière similaire à celle décrite par "So et Chan" dans [18]. La détection est basée sur la première dérivation. Une pente " slope" est calculée à partir du signal ECG:

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

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

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

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

$\max i$: représente simplement le pic R. La mise à jour de cette valeur est donnée par la relation (3):

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

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

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

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

$$\text{slope}(i) > \text{slope_thresh} \quad (\text{III-4})$$

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

2-Détection du pic R :

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

3-Détection de l'onde S:

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

4-Détection du point J :

Le point J est la première déflexion qui suit l'onde S et c'est ce point qui doit être pris comme le début de segment ST et non pas l'onde S. Pour le détecter, nous avons défini ce point comme étant le premier point qui vérifie les deux relations suivantes:

$$\text{slope}(i) > 0 \quad \text{et} \quad \text{slope}(i+1) < 0 \quad (\text{III-5})$$

Ces deux relations reflètent tout simplement une déflexion. Si le point J n'est pas détectée dans une fenêtre de taille fixe après l'onde S, c'est cette dernière qui va représenter le point J. ce dernier cas peut apparaître même dans un ECG normal(c à d pour un sujet sain, le point J peut ne pas exister). Pour éviter, la confusion aussi entre le point J et le pic T (et qui satisfait aussi les deux relations précédentes) un seuillage en amplitude est fait.

5-Détection de la fin de l'onde T:

Le principe de la localisation de la fin de l'onde T adopté dans notre algorithme est celui qui était décrit par Zhang et all dans [19]. Il consiste principalement à calculer un indicateur lié à la surface couverte par l'onde T délimitée d'une manière spéciale. Sous des hypothèses simples, principalement sur la concavité de l'onde T, il est démontré que le maximum de l'indicateur calculé dans chaque cycle cardiaque coïncide avec la fin de l'onde T[19].

Soit t_1 et t_2 respectivement le début et la fin de l'onde T (figure III-1). Soit aussi $A(t)$ l'indicateur lié à la surface couverte par l'onde T.

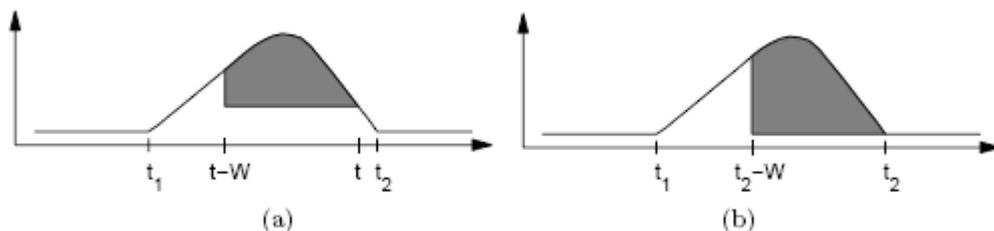


Figure III-1. Principe de détection de la fin de l'onde T.



Cet indicateur $A(t)$ est calculé à l'aide d'une intégration tout en utilisant une fenêtre glissante W dont la longueur doit être inférieure à $L=t_2-t_1$.

$$A(t) = \int_{t-W}^t [s(\tau) - s(t)] d\tau \tag{III-6}$$

Il était démontré que $A(t)$ prend son maximum pour $t=t_2$. Autrement dit, chercher la fin de l'onde T revient tout simplement à identifier l'instant pour lequel l'indicateur $A(t)$ prend son maximum (figure III-1-b).

Pour une onde T biphasée, deux instants t' et t'' sont recherchés. Ces deux instants correspondent aux instants pour lesquels $A(t)$ prend son maximum et son minimum. La fin de l'onde T est le maximum entre t' et t'' : $t_2 = \max(t', t'')$.

L'algorithme exige que la fin de l'onde T soit limitée entre deux points t_a et t_b et puisque la fin de l'onde T est inconnue ces deux points sont calculés d'une manière expérimentale (figure III-2).

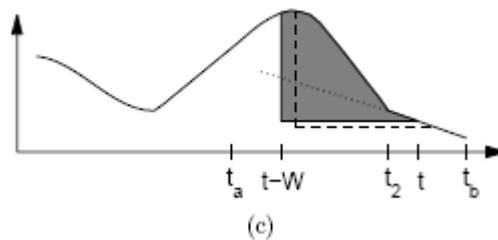


Figure III-2. Limitation de la fin de l'onde T entre deux points t_a et t_b .

Zhang et al, et pour la base de données QT, ont défini ces deux points comme suite:

- pour l'instant t_a

$$t_a = \begin{cases} R_i + 0.15RR_i + 37 & \text{si } RR_i < 200 \\ R_i + 70 & \text{si } RR_i > 200 \end{cases} \tag{III-7}$$

(R_i représente la position du pic R et RR_i représente la fréquence cardiaque: $RR_i = R_{i+1} - R_i$)

- pour l'instant t_b

$$\begin{aligned}
 t_b &= R_i + 0.7RR_i - 9 \dots\dots\dots \text{si } RR_i < 200 \\
 t_b &= R_i + 0.2RR_i + 101 \dots\dots\dots \text{si } RR_i > 200
 \end{aligned}
 \tag{III-8}$$

6- Détection du début du complexe QRS: Q_{on}

Nous avons pris le début du complexe QRS (c à d le début de l'onde Q) la première déflexion juste avant l'onde Q. Ce point Q_{on} est premier pour lequel nous avons un changement minimal de pente entre deux points successifs. La recherche de ce minimum est limitée dans une fenêtre bien déterminée juste avant l'onde Q.

7- Détection du pic T:

Le pic T est pris comme étant le maximum entre le point J et la fin de l'onde T.

8- Détection du début de l'onde T:

Pour détecter le début de l'onde T nous avons tout d'abord calculé une première dérivation :

$$\text{Slope1}(i) = |ecg(i+1) - ecg(i-1)|
 \tag{III-9}$$

Le début de l'onde T est considéré comme étant le premier point de la partie limitée entre le point J et le pic T et pour lequel la pente $slope1$ prend son minimum.

9- Détection de la fin de l'onde P:

La détection de la fin de l'onde P se fait d'une manière similaire à celle de la fin de l'onde T. La fin de l'onde T cette fois-ci est limitée entre la fin de l'onde T du battement précédent et le début du complexe QRS: Q_{on} .

10- Détection du pic P

Le pic P est pris comme étant la position de la valeur maximale du signal ECG dans la zone limitée entre la fin de l'onde T du battement précédent et la fin de l'onde P du battement "actuel".

11- Détection du début de l'onde P

Le début de l'onde P est considéré comme étant le point pour lequel la pente $slope1$ prend son minimum. La recherche de ce point est limitée dans une fenêtre de taille fixe.

A fin de tester l'efficacité de l'algorithme, celle-ci a été évaluée sur la banque de donnée MIT-BIH et l'évaluation a été basée sur deux lois statistiques : la sensibilité (SE°) et la prédictibilité ($P+$). Les résultats sont donnés sur le tableau III-1.

	<i>SE</i>	<i>P+</i>
P_on	74.06 %	89.06 %
QRS	95.39 %	98.19 %
J_point	95.37 %	99.19 %
T_on	84.03 %	88.63 %
T_end	89.77 %	86.86 %

Tableau III-1. Résultats de l'évaluation de l'algorithme sur la base de données MIT-BIH

La figure III-3 représente l'évaluation de l'algorithme sur un enregistrement ECG normal (l'enregistrement 100 de MIT-BIH). Les figures représentent le test de l'algorithme sur deux cas pathologiques (enregistrement 105 et 113 de MIT-BIH).

Les résultats illustrés sur le tableau montrent que la détection du complexe QRS se fait avec une sensibilité de 95.39% et une prédictibilité de 98.19. Ceci implique que l'algorithme proposé respecte les recommandations exigées par [20]. En effet, l'algorithme de "So & Chan" représente une bonne localisation du complexe QRS (98.19) mais si une onde P est absente dans un battement, alors l'onde T du battement précédent est considérée comme une onde P. L'algorithme proposé résout ce problème. Autrement, l'algorithme peut indiquer la présence ou l'absence de deux ondes P et T. un autre avantage de cet algorithme est lié à sa capacité de séparer les deux ondes même si elles chevauchent (figure III-4).

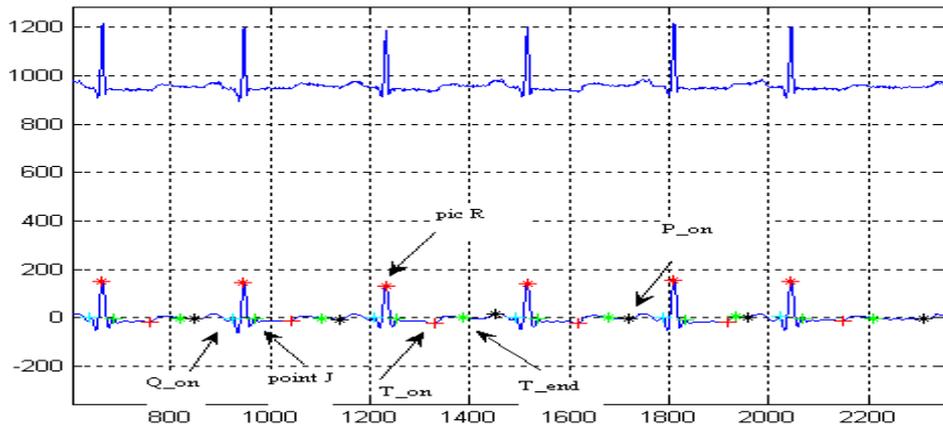


Figure III-3. Évaluation de l'algorithme sur un ECG normal (enregistrement 100 de MIT-BIH)

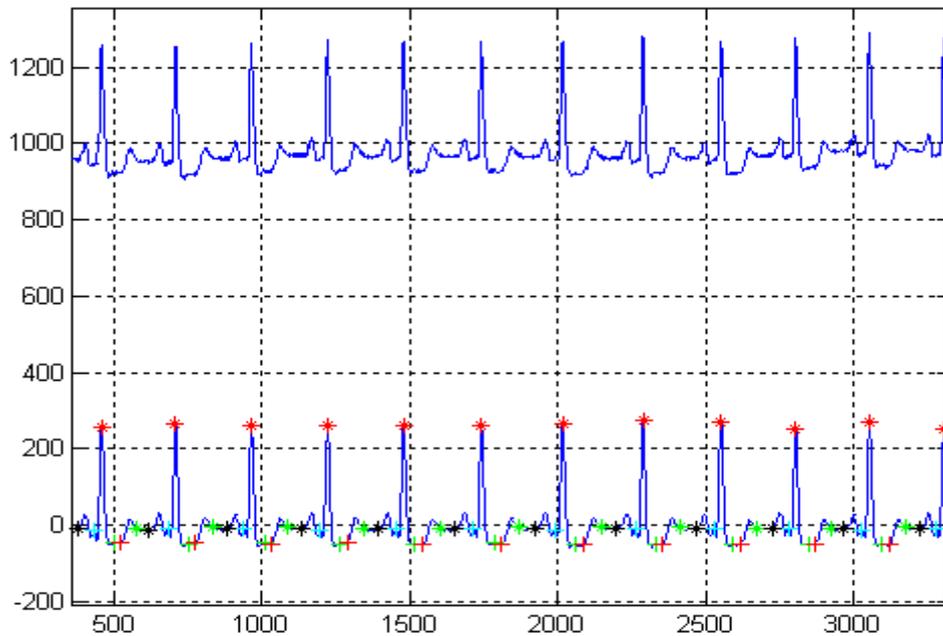


Figure III-4. Évaluation de l'algorithme sur l'enregistrement 105 de MIT-BIH

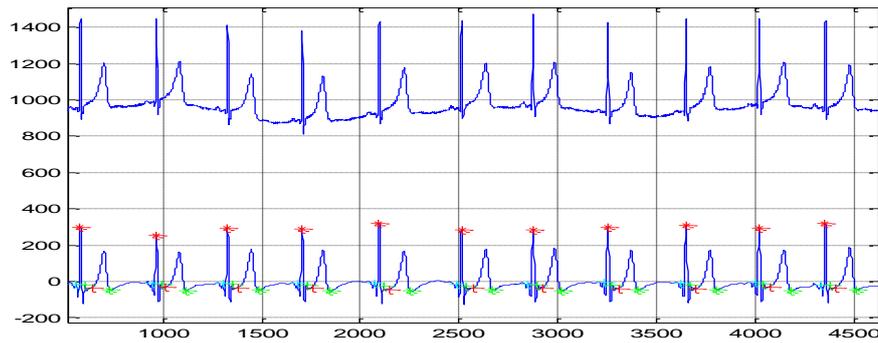


Figure III-5. évaluation de l'algorithme sur l'enregistrement 113 de MIT-BIH

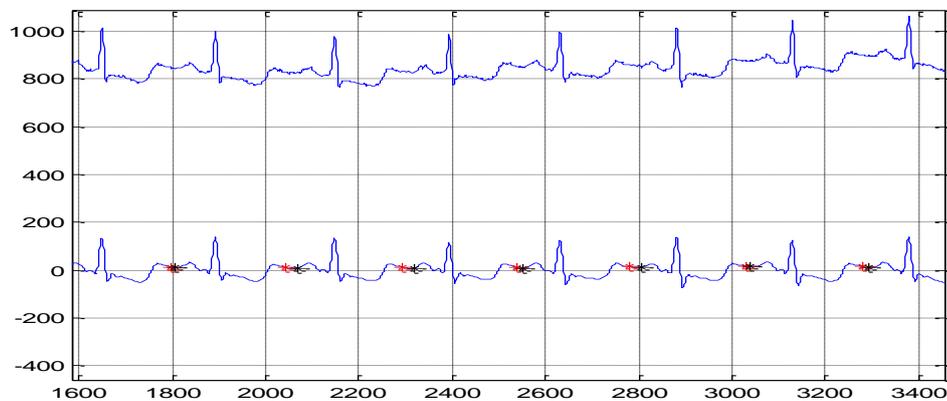


Figure III-6. Habilité de l'algorithme de détecter les ondes P et T (enreg 112 de MIT-BIH)

Malheureusement, l'algorithme décrit auparavant ne détecte pas correctement le début et la fin des différentes ondes lorsque l'amplitude de l'onde P est comparable avec celle du pic R (figure III-7). Cette limite peut être palier en passant à un seuillage en amplitude.

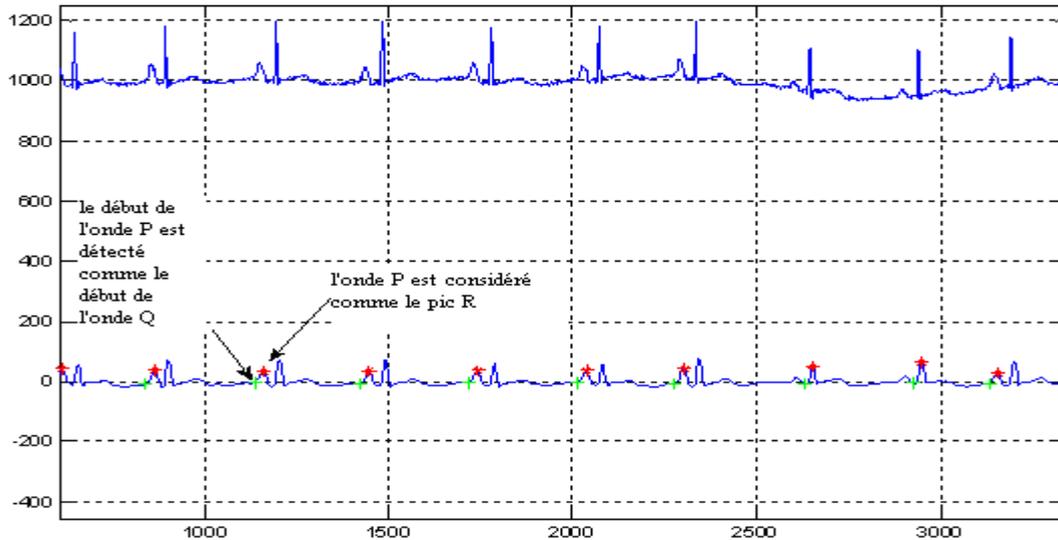


Figure III-7. Limite de l'algorithme de détection

III.3. Paramètres temporels et fréquentiels d'analyse

L'utilisation de la variabilité cardiaque ne cesse d'augmenter du fait qu'elle fournit des informations non seulement sur l'activité cardiaque mais aussi des indications sur le système nerveux autonome. Plusieurs recherches sont alors consacrées pour étudier et analyser cet indicateur. Par conséquent, et à fin de pouvoir comparer les résultats de ces recherches, une standardisation des paramètres et des techniques d'analyse est nécessaire. Cette standardisation a été faite par *Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology* et elle ressemble un nombre de paramètres temporels, fréquentiels et géométriques. Ces paramètres sont utilisés pour analyser la variabilité cardiaque mais ils peuvent être généralisés pour l'analyse de l'intervalle QT.

Cette extrapolation des paramètres utilisés pour la variabilité cardiaque à l'analyse de l'intervalle QT, procure un débat sur l'efficacité, ou non efficacité, de l'utilisation de ces paramètres pour étudier l'effet du système nerveux autonome sur les ventricules. Actuellement, plusieurs recherches s'orientent vers ce débat [21] [22] [23].

III.3.1. Paramètres temporels

Dans le domaine temporel plusieurs paramètres ont été proposés. Ces paramètres apparaissent simples et faciles à calculer. Ils sont calculés soit à partir des intervalles R-R soit à partir de la différence entre les intervalles R-R. Pour la première catégorie, on a défini :

MeanRR (moyenne), SDRR l'écart type des intervalles R-R et le SDARR. Dans la deuxième catégorie on trouve RMSSD, NN50 et le PNN50.

- **Moyenne :**

$$MeanRR = \overline{RR} = \sum_{i=1}^N RR(i) / N \quad (III-10)$$

- **SDRR :** Déviations standard de tous les intervalles R-R est définie par :

$$SDRR = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR(i) - \overline{RR})^2} \quad (III-11)$$

Où $RR(i)$ le valeur de la $i^{ème}$ intervalles de R-R et N le nombre totale des intervalles successifs.

Ce paramètre offre une indication sur toutes les composantes responsables da la variation de l'intervalle R-R et de l'intervalle QT. Mais il dépend du nombre de battements (N). Autrement, pour une comparaison correcte il faut que les signaux à comparés soient de même longueur (le même nombre de battements).

- **SDARR :** c'est un indice da la variabilité des segment de 5mn. Ce paramètre est sensible aux basses fréquences et il reflète l'activité physique et le changement de position.
- **SD(ou SDDSD) :** définie la déviation standard des différences entre les intervalles R-R adjacents :

$$SDDSD = \sqrt{E\{\Delta RR(i)^2\} - E\{\Delta RR(i)\}^2} \quad (III-12)$$

Ce paramètre estime les composantes de la HRV de l'enregistrement courte durée.il est souvent utilisé pour indiquer la variation de la variabilité cardiaque en fonction du jour et de la nuit.

Dans le cas des séries R-R stationnaire :

$$E\{\Delta RR(i)\} = E\{RR(i+1)\} - E\{RR(i)\} = 0 \quad (III-13)$$

RMSSD: il est calculé à partir de la formule suivante:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR(i+1) - RR(i))^2} \quad (III-14)$$

Ce paramètre reste le plus pratiqué dans les applications cliniques car il est le paramètre le plus stable.

- \square **NN50**: le nombre des intervalles NN dont la durée est supérieur à 50 ms.
- \square **PNN50**: le nombre des NN50 divisé par le nombre total des intervalles R-R :

$$PNN50 = \frac{NN50}{N-1} \times 100\% \quad (III-15)$$

III.3.2. Paramètres fréquentiels

L'analyse fréquentielle de la variabilité cardiaque et celle de l'intervalle QT permet d'avoir des informations sur le système nerveux autonome.

Ceci peut se faire par des méthodes non paramétrique tel que la transformée de Fourier FFT et le périodogramme de Welch. Ces techniques représentent certaines limites tel que la définition préalable d'un certain nombre de paramètres (nombre de segments, de la longueur de chaque segment, de la quantité de recouvrement entre les segments et de la fonction de fenêtrage à utiliser). d'autres méthodes ; dites paramétriques; sont alors utilisées. Parmi ces méthodes, on peut citer la modélisation auto régressive type AR. La technique AR permet une résolution meilleure par rapport aux méthodes classiques. Elle permet aussi une bonne performance pour les signaux à courte durée. La difficulté majeure de cette technique est liée aux choix de l'ordre:

un ordre trop faible conduit à lisser le spectre.

un ordre trop élevé conduit à des pics secondaires.

Le tableau II-2 résume les différents paramètres fréquentiels:

paramètre	unité	description	fréquence
ULF	[ms] ²	Puissance maximale dans la bande ULF	< 0.003
VLF	[ms] ²	Puissance maximale dans la bande VLF	0.003-0.04
LF	[ms] ²	Puissance maximale dans la bande LF	0.04-0.15
HF	[ms] ²	Puissance maximale dans la bande HF	0.15-0.4
LF/HF		Le rapport entre les puissances LF et HF	

Tableau III-2. paramètres fréquentiels

Ces composantes fréquentielle peuvent traduire l'influence du système nerveux autonome. La composante VLF traduit l'influence humorale thermorégulatrice de processus aussi bien du système de rénine angiotensine aldostérone. La composante LF est liée à la régulation de la pression sanguine et elle reflète l'intervention du système nerveux autonome sympathique dans la régulation du rythme cardiaque. Il y a aussi des suggestions que cette composante à une relation avec le système nerveux autonome parasympathique. L'amplitude et la fréquence de la composante HF sont liées au volume et au rythme respiratoire. Elle traduit aussi l'influence du système nerveux parasympathique dans la régulation du rythme cardiaque.

Le rapport r est un autre paramètre qui est souvent utilisé pour caractériser l'effet sympathique et il est donné par la formule suivante:

$$r = \frac{LF}{LF + HF} \quad (III-16)$$

Il caractérise la sensibilité du nœud sinusal au rythme sympathique [24].

III.3.3. Analyse temporelle et fréquentielle de la variabilité des intervalles QT

Contrairement à l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, l'étude de celle de la repolarisation ventriculaire est relativement récente. Les premières approches mathématiques dédiées à l'analyse de la variabilité de l'intervalle QT datent à 1960. On peut regrouper les

travaux actuels en deux groupes. Le premier groupe s'intéresse à l'étude de la variabilité du QT à fin d'établir une relation précise entre la variabilité cardiaque et celle de l'intervalle QT. La fonction $QT=F(RR)$ à été étudiée tout en utilisant les approches de la régression linéaire et non linéaire appliquées à des données expérimentales. Le deuxième groupe s'intéresse à la variabilité du QT à fin de trouver des indices temporels et fréquentiels en vue d'une classification des pathologies cardiaques ainsi en but d'étudier les effets du système nerveux autonome SNA.

Il été démontré que la variabilité de l'intervalle QT varie en fonction de l'age et de sexe même chez des sujets normaux. Il est donc évident de prendre en considération ces deux facteurs lors de l'analyse de la variabilité du QT (nous avons pris le même sexe et une différence d'age ; de deux ans maximum).

Les tests ont été faits sur la base de données MIT-BIH et les résultats d'analyse par les méthodes temporelles et fréquentielles de la variabilité des intervalles QT pour différents cas pathologiques sont résumés dans ce qui suit :

III.3.3.1. Les blocs de branches

A) analyse temporelle:

En premier lieu, une comparaison entre les intervalles QT (et leurs variabilités) d'un cas normal et celle d'un sujet (enregistrement 105) qui a un bloc de branche droit est faite. Le tableau III-3 résume les signaux de la base MIT-BIH utilisés.

	signal	Age	sexe	échantillons
Rythme normal	105	73	F	130400 jusqu'à 147600
BB	231	72	F	2301 jusqu'à 24400

Tableau III-3. Description des signaux ECG (105 et 231)

Le tableau III-4 et III-5 représentent les paramètres temporels des intervalles QT et de leurs variabilités, respectivement.

	MEAN _{QT}	SD _{QT}	VAR _{QT}
Rythme normal	0.5000	0.0248	0.0006
BB	0.5582	0.0144	0.0002

Tableau III-4. Mesure des paramètres temporels (intervalles)

	MEAN _{VQT}	SD _{VQT}	VAR _{VQT}	RMSSD _{QT}	PNN50 _{QT}
Rythme normal	0.0008	0.0227	0.0005	0.0214	1.5625
BB	0.0001	0.0216	0.0005	0.0233	3.1250

Tableau III-5. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

En analysant la première colonne du tableau III-4, nous observons que la moyenne des intervalles QT en cas d'un bloc des branches (BB) est élevée par rapport à celle d'un sujet normal. Ceci reflète l'effet que l'onde excitatrice subit un retard avant qu'elle atteigne les ventricules. En effet, lorsqu'on a un bloc de branche droite, l'onde excitatrice est incapable d'exciter le ventricule droit à travers les fibres conductrices de PURKINJE. Elle suit un parcours plus long : *elle excite tout d'abord le ventricule gauche avant qu'elle se transmet vers le ventricule droit*. Autrement, si un bloc de branche aura lieu, l'onde excitatrice se propage à travers un chemin plus long par rapport au chemin normal et par conséquent une prolongation de l'intervalle QT est introduite. Ce résultat peut être confirmé en comparant les pourcentages PNN50. Il est clair qu'ils sont élevés dans le cas d'un BB par rapport au cas normal.

En comparant aussi le paramètre temporelle VAR_{VQT}, on peut constater qu'il est le même dans les deux cas. Ceci implique que la variabilité dans les deux cas est de même ordre (0.0005 s) et que la corrélation entre les deux variabilités est plus élevée.

La faible variabilité de l'intervalle QT dans le cas d'un BB implique que le blocage de l'onde excitatrice se fait de la même manière (le même retard). On peut constater cette faible variabilité en observant la figure III-9 et qui représente la variabilité de l'intervalle QT pour le cas d'un BB.

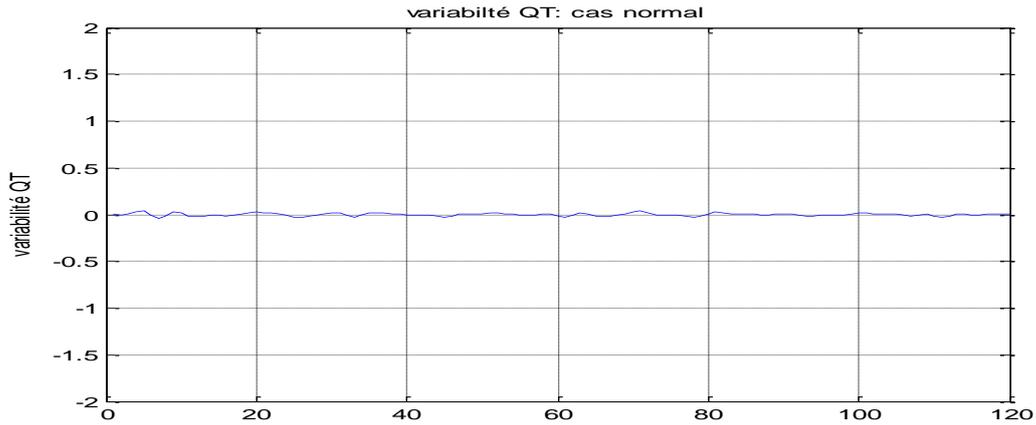


Figure III-8. Comparaison entre la variabilité de l'intervalle QT d'un cas normal

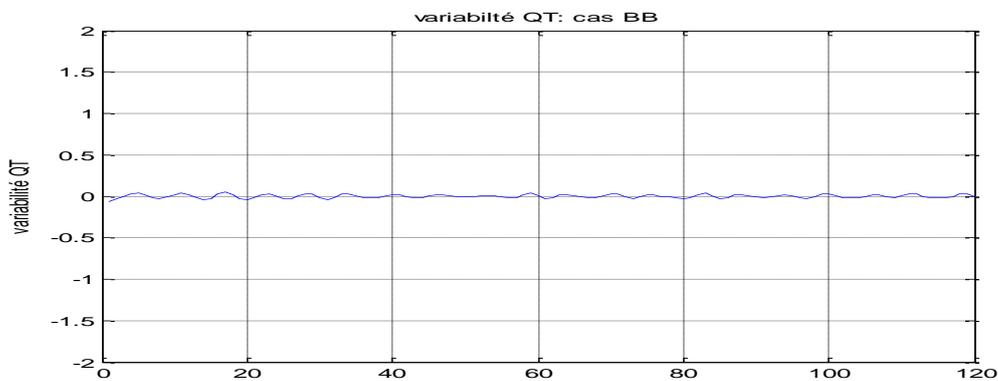


Figure III-9. Comparaison entre la variabilité de l'intervalle QT d'un cas d'un BB

B) analyse fréquentielle:

Le tableau III-6 regroupe les valeurs des paramètres fréquentiels obtenus en analysant les signaux décrits dans le tableau III-3. Les F_{VLF} , F_{HF} et F_{HF} correspondent aux fréquences des pics P_{VLF} , P_{LF} et de pic P_{HF} .

	F_{VLF}	P_{VLF}	F_{LF}	P_{LF}	F_{HF}	P_{HF}	P_{LF}/P_{HF}	rapport
Sujet normal	0.0039	6.09×10^{-4}	0.1211	0.0014	0.2031	8.58×10^{-4}	1.68	62.71%
Cas BB	0.039	1.6×10^{-5}	0.1484	1.66×10^{-4}	0.3398	0.0061	0.0274	2.67%

Tableau III-6. Mesure des paramètres fréquentiels

A partir du tableau III-5 et en comparant les valeurs de la variable RMSSD, on peut constater que ce paramètre augmente dans le cas du BB. Comme ce paramètre reflète l'effet parasympathique [20], on peut conclure que l'effet parasympathique dans le cas d'un BB est plus élevé par rapport au cas normal. Ceci peut être aussi conclu en comparant les deux pics HF (P_{HF}) du cas normal et d'un cas de BB dans le tableau III-6. On peut remarquer aussi que l'effet parasympathique est plus dominant dans le cas du BB (figure III-11). La sensibilité du nœud sinusal a diminuée fortement par rapport au cas normal ($r=2.67\%$). Puisque l'effet parasympathique augmente et le nœud sinusal devient moins sensible au flux sympathique, l'allongement de l'intervalle QT est donc évident.

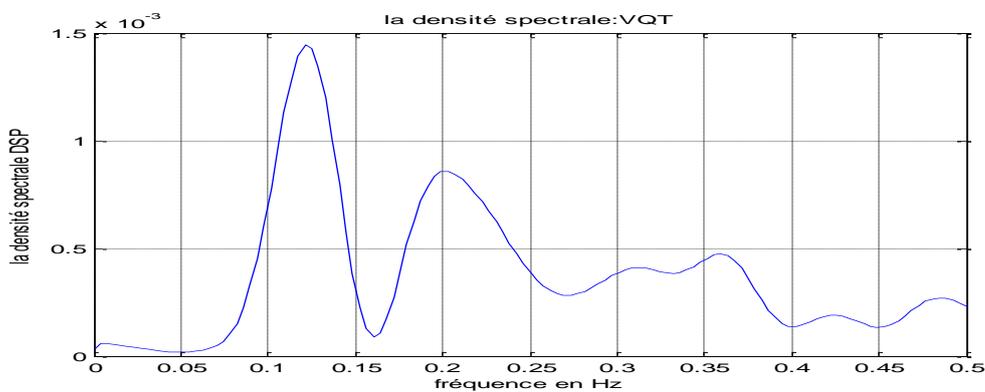


Figure III-10. La densité spectrale de la variabilité de l'intervalle QT: cas normal

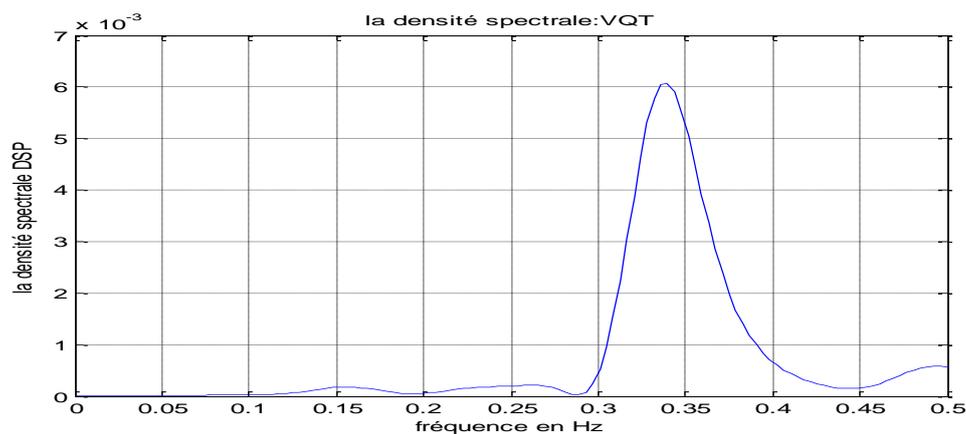


Figure III-11. La densité spectrale de la variabilité de l'intervalle QT: cas d'un BB

III.3.3.2. Les super ventriculaires tachyarythmies (SVTA)

L'enregistrement 207 de la base de données MIT-BIH est utilisé pour quantifier la variabilité des intervalles QT dans le cas d'une SVTA. Cette variabilité est comparée avec celle d'un rythme sinusal normal obtenu de l'enregistrement 220 de la même base de données.

	signal	Age	sexe	échantillons
Rythme normal	220	87	F	1 jusqu'à 17300
SVTA	207	89	F	640000 jusqu'à 650000

Tableau III-7. Description des signaux ECG (220 et 207)

a) analyse temporelle

Les mesures des paramètres temporels sont représentées dans les tableaux III-8 et III-9

	$MEAN_{QT}$	SD_{QT}	VAR_{QT}
Rythme normal	0.5302	0.0497	0.0025
SVTA	0.6992	0.0990	0.0098

Tableau III-8. Mesure des paramètres temporels (intervalles)

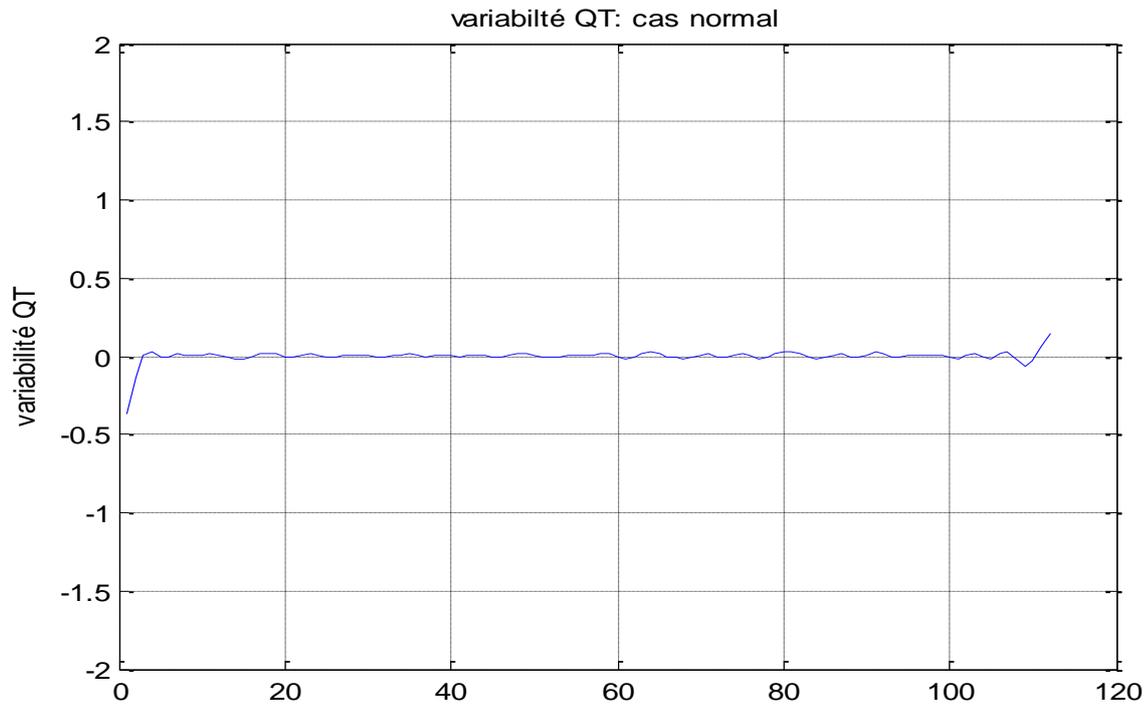
	$MEAN_{VQT}$	SD_{VQT}	VAR_{VQT}	RMSSD	PNN50
Rythme normal	0.0035	0.0101	0.0001	0.0520	5.3571
SVTA	0.0078	0.0272	0.0007	0.0690	11.3208

Tableau III-9. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

On remarque que $MEAN_{QT}$ a augmenté dans le cas d'une SVTA. Ceci implique qu'il y a un allongement de l'intervalle QT. On constate aussi qu'il y a une forte variabilité QT observée à partir des paramètres VAR_{QT} et VAR_{VQT} dans le cas de la SVTA. Le PNN50 dans ce cas pathologique est plus important par rapport à un cas normal. Ceci indique aussi la forte variabilité du QT dans le cas de cette pathologie. On remarque aussi que le RMSSD augmente lorsqu'il y a une SVTA. Ceci conduit à

suggérer que l'effet parasympathique dans le cas d'une SVTA est plus élevé par rapport à un cas normal. Mais l'analyse temporelle n'indique rien sur la dominance ou pas de cet effet puisqu'elle n'apporte pas des renseignements sur l'influence de l'effet sympathique.

Les figures III-12 et III-13 de la page suivante illustre la faible variabilité de l'intervalle QT dans le cas normal et la forte variabilité de ce dernier dans le cas d'une SVTA.



FigureIII-12. La variabilité de l'intervalle QT : cas normal

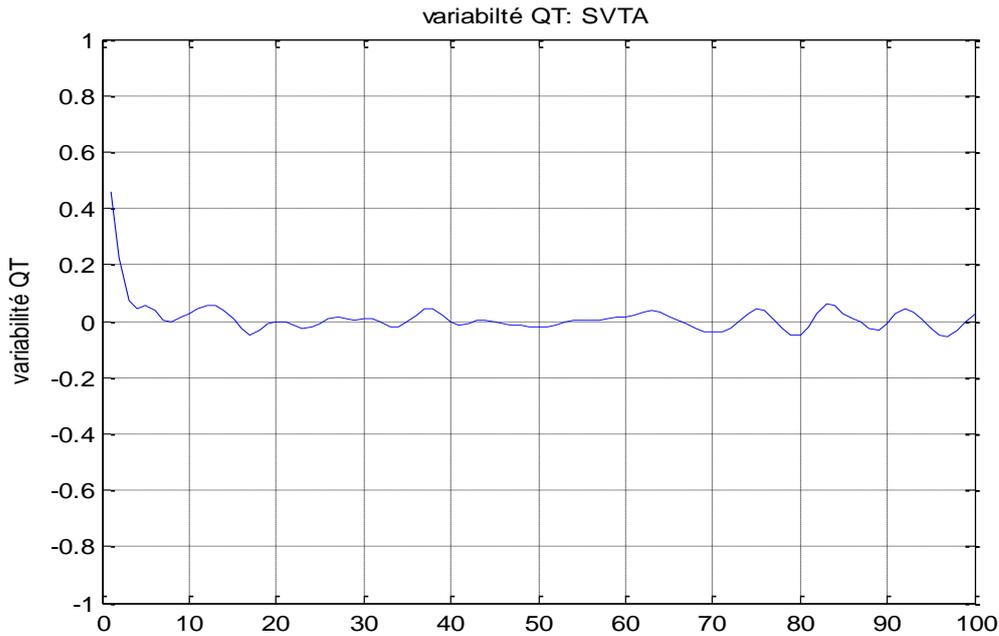


Figure III-13. La variabilité de l'intervalle QT : cas d'un SVTA

b) analyse fréquentielle:

Les résultats de l'analyse fréquentielle sont regroupés dans le tableau III-10.

	F_{VLF}	P_{VLF}	F_{LF}	P_{LF}	F_{HF}	P_{HF}	P_{LF}/P_{HF}	r
Sujet normal	0.0039	3.38×10^{-4}	0.0430	1.52×10^{-4}	0.3789	6.4×10^{-4}	0.2354	19.05%
SVTA	0.0039	0.0030	0.1484	0.0031	0.2734	0.0037	0.82211	45.09%

Tableau III-10. Mesure des paramètres fréquentiels

En examinant le tableau III-10, on peut remarquer que les pics P_{HF} et P_{LF} sont plus intenses dans le cas d'un SVTA par rapport à un cas normal. Ceci traduit que l'influence du système sympathique et du système parasympathique est plus élevée dans le cas pathologique SVTA avec une prédominance de l'effet parasympathique. En effet dans le cas d'une SVTA, on a une augmentation du rythme cardiaque (100-120 bpm) et un allongement de l'intervalle QT (une diminution du rythme ventriculaire) ce qui donne logiquement un déséquilibre entre l'effet parasympathique et l'effet sympathique. Ce déséquilibre peut se voir à partir du rapport LF/HF. Mais on constate aussi que cette déséquilibre a diminué (LF/HF tends vers 1) dans le cas de la SVTA. En effet, dans le cas normal, il y a une prédominance de l'effet parasympathique ($HF/LF=0.2354$). Dans le cas dans une SVTA, l'effet parasympathique reste

le plus dominant mais sa dominance a diminuée par rapport au cas normal ($HF/LF=0.8221$). La diminution de la prédominance dans ce cas est liée à l'augmentation de la sensibilité du nœuds sinusal aux influx sympathique($r=45.09\%$). On peut conclure donc, que l'augmentation de la fréquence cardiaque est liée à l'augmentation de la sensibilité du nœud sinusal aux effets sympathique et que l'allongement de l'intervalle est lié à l'augmentation des effets parasympathiques et de leur prédominance.

Les figures III-14 et III-15 montrent respectivement la DSP de la variabilité de l'intervalle QT pour un cas normal et pour une SVTA.

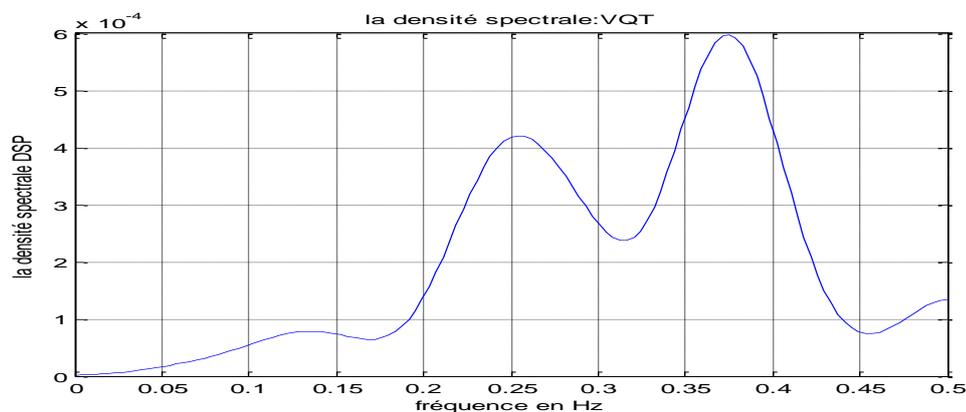


Figure III-14. La densité spectrale de la variabilité de l'intervalle QT: cas normal

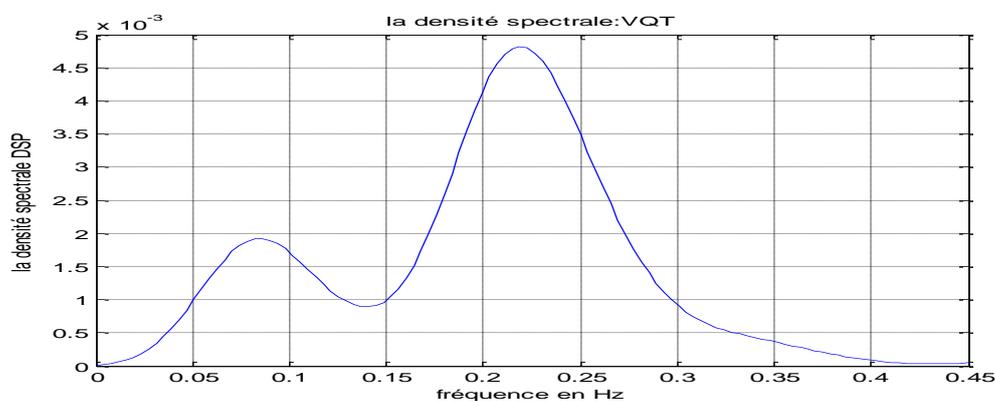


Figure III-15. La densité spectrale de la variabilité de l'intervalle QT: SVTA

III.3.3.3. La variabilité du QT en cas des battements ectopiques (paced rythm)

Pour analyser la variabilité de l'intervalle QT dans le cas des battements ectopiques les signaux 222,102 et 104 de la base de donnée ont été utilisés.

pathologie	signal	Age	sexe	échantillons
Normal: N	121	83	F	1 jusqu'à 20200
Paced: P1	104	66	F	100000 jusqu'à 116000
Paced : P2	102	84	F	349920 jusqu'à 367000

Tableau III-11. description des signaux ECG (222 ,102 et 104)

a) analyse temporelle

Les résultats de l'analyse temporelle sont donnés sur les tableaux III-12 et III-13.

pathologie	MEAN _{QT}	SD _{QT}	VAR _{QT}
normal	0.5461	0.0348	0.0012
Paced1	0.5590	0.1283	0.0165
Paced2	0.5621	0.1045	0.0109

Tableau III-12. Mesure des paramètres temporels (intervalle)

pathologie	MEAN _{VQT}	SD _{VQT}	VAR _{VQT}	RMSSD	PNN50
N	0.0015	0.0352	0.0012	0.0448	25.4545
P1	0.0096	0.1494	0.0223	0.1809	49.0909
P2	0.0034	0.1443	0.0208	0.1945	18.1818

Tableau III-13. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

En comparant le paramètre MEAN_{QT} des deux patients P1 (66 ans) et P2 (84 ans), on peut remarquer qu'il y a une prolongation de l'intervalle QT avec l'avancement de l'âge. Ce résultat a été démontré par V.K Yeragani et al dans [25] mais pour des cas normaux. Lorsque un pacemaker ectopique se déclenche, l'onde excitatrice suit le parcours le plus long ce qui implique que les ventricules prennent un temps plus important pour qu'ils puissent être dépolarisés. Ceci se traduit par un complexe QRS large et un intervalle QT prolongé[26].

Les valeurs du paramètre VAR_{QT}(tableau III-12) pour un cas normal et les deux cas pathologiques P1 et P2 sont égales à 0.0012, 0.165 et 0.109 ,respectivement. Le paramètre VAR_{VQT} prend les valeurs 0.0012, 0.0236 et 0.0186 pour le cas normal et les deux P1 et P2, respectivement. L'augmentation de ces deux paramètres dans les deux cas P1 et P2 montre

qu'il y a une forte variabilité de QT dans ces deux cas par rapport à un cas normal. Les figures III-16, III-17 et III-18 montrent la variabilité de QT pour les trois cas N, P1 et P2, respectivement. Mais la correcte comparaison doit se faire entre le cas normal et le patient P2 en prenant en compte l'effet de l'âge.

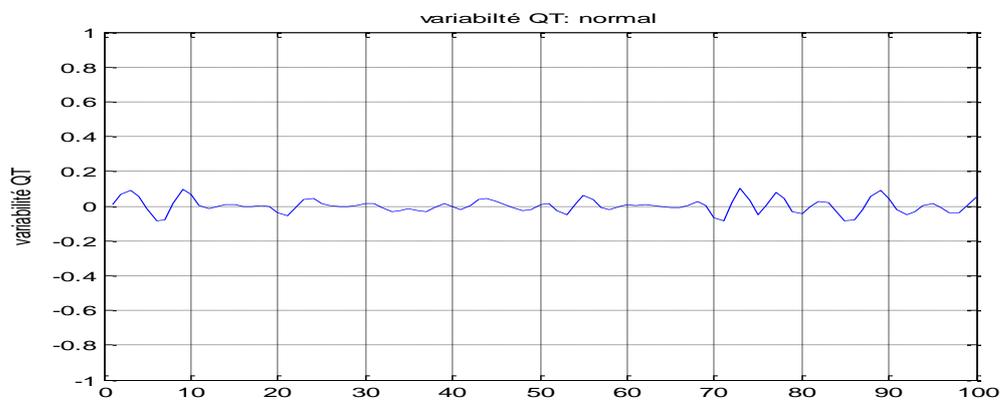


Figure III-16. Variabilité de l'intervalle QT (cas normal N)

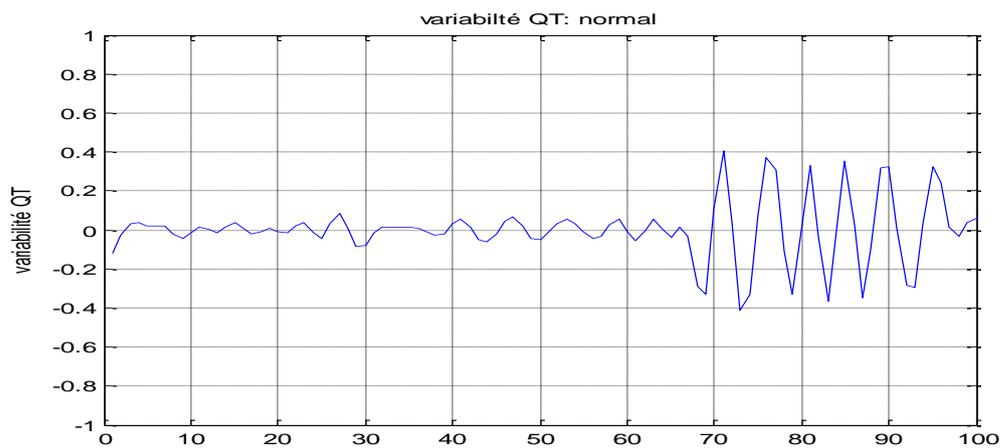


Figure III-17. Variabilité de l'intervalle QT (Paced rhythm P1)

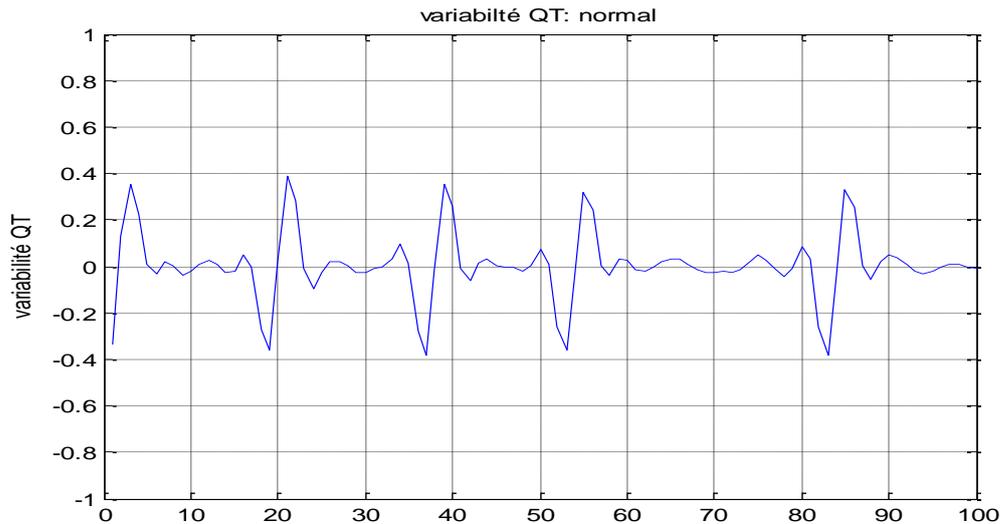


Figure III-18. Variabilité de l'intervalle QT (Paced rythm P2)

Nous allons signaler auparavant que il y a un prolongement de l'intervalle QT avec l'avancement en age ce qui implique que l'effet parasympathique, à son tour, augmente avec l'age. Ce résultat peut être observé à partir de la comparaison des deux valeurs du paramètre RMSSD du patient P1 et P2.

b) analyse fréquentielle:

Le tableau III-14 montre les résultats de l'analyse spectrale des trois signaux N, P1 et P2.

pathologie	F _{VLF}	P _{VLF}	F _{LF}	P _{LF}	F _{HF}	P _{HF}	P _{LF} /P _{HF}	r
normal	0.0391	4.82×10^{-4}	0.1250	0.0029	0.1523	0.0020	1.4454	59.12%
P1	0.0391	7.50×10^{-5}	0.1484	6.05×10^{-4}	0.3008	0.01222	0.0494	4.71
P2	0.0391	3.53×10^{-4}	0.1211	0.0224	0.3555	0.1389	0.1616	13.92

Tableau III-14. Mesure des paramètres fréquentiels

Lorsqu'on compare la valeur du paramètre RMSSD (tableau III-13) pour un cas normal et celle du patient P2, on constate qu'elle est plus élevée chez le patient P2. On peut conclure alors que l'effet parasympathique est plus intense dans le cas du P2 par rapport au cas normal. Ceci apparaît clairement lorsqu'on examine les valeurs des pics HF du patient P2 et celles du cas normal.

En comparant aussi la ligne correspondant au cas normal et celle du patient P2 dans le tableau III-14, on observe que la sensibilité du nœud sinusal aux effets sympathiques a diminué (pics LF) alors que l'influence parasympathique augmente (pics HF).

En analysant aussi les pics HF, on remarque qu'ils sont plus intenses dans le cas du P2 par rapport au cas du patient P1 ce qui implique que l'effet parasympathique augmente avec l'âge.

Les figures III-19, III-20 et III-21 illustrent les densités spectrales de la variabilité de l'intervalle QT pour les trois cas N, P1 et P2.

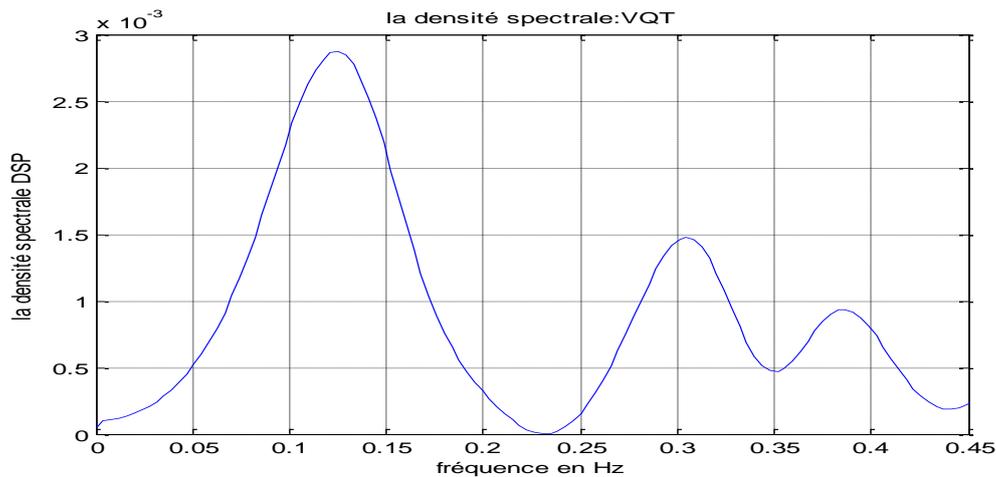


Figure III-19. La densité spectrale du sujet normal

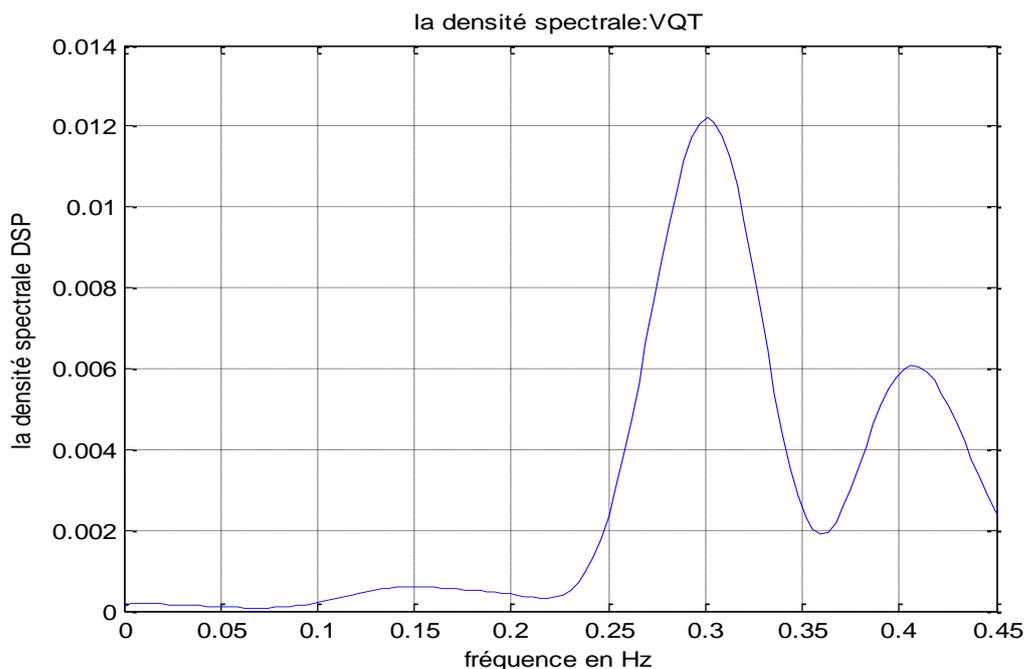
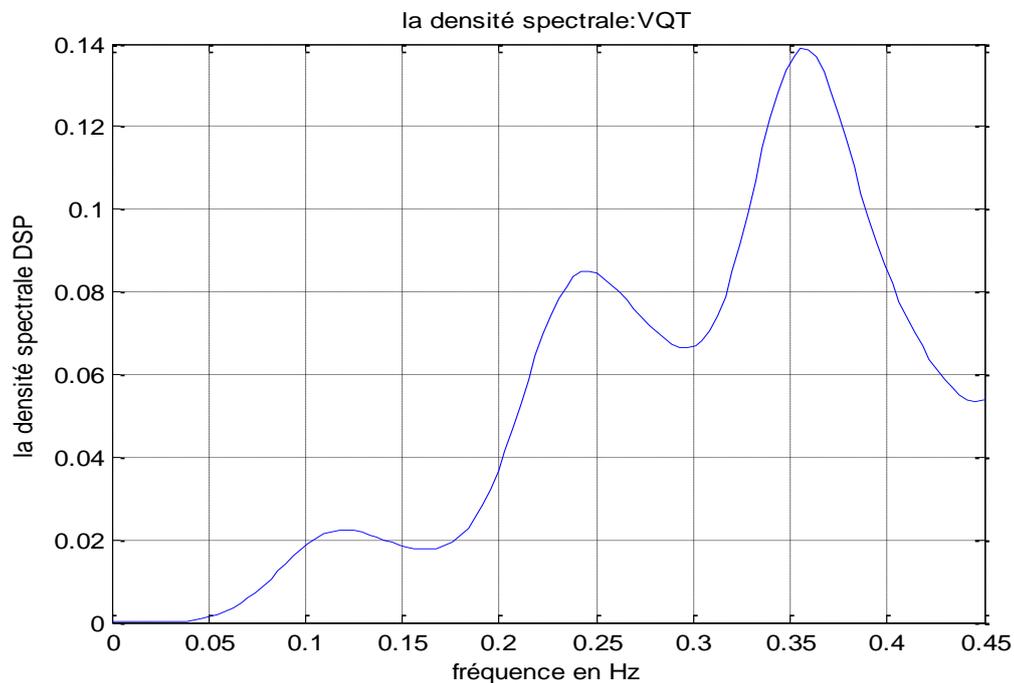


Figure III-20. La densité spectrale du patient P1 (Paced rythm P1)*Figure III-21. La densité spectrale du patient P2 (Paced rythm P2)*

III.4. Conclusion

Dans la première partie de ce troisième chapitre un nouvel algorithme a été décrit. Il été développé afin de détecter les différentes ondes du signal ECG et extraire les différents intervalles. La deuxième partie a été consacrée pour l'analyse et l'étude de la variabilité de l'intervalle QT.

Cette variabilité est faible dans le cas des blocs de branches si celui-ci se répète de la même façon. Elle est plus élevée dans le cas des battements ectopiques (Paced rythm) et dans le cas du SVTA. On constate aussi que le paramètre MEANQT augmente dans le cas d'un bloc de branche, des battements ectopiques et des SVTA par rapport au cas normal ce qui traduit un allongement de l'intervalle QT. On a conclu aussi que l'effet parasympathique est le plus dominant dans le cas d'un allongement de l'intervalle QT. On a montré aussi qu'il y a une prolongation de cet intervalle avec l'avancement de l'âge dans le cas des battements ectopiques. Selon les résultats obtenus, on a constaté aussi que la faible variabilité dans le cas

d'un BB implique que ce dernier se fait de même façon ce qui introduit le même retard de l'onde excitatrice.

D'une manière générale, d'autres facteurs peuvent influent sur la variabilité de l'intervalle QT tel que l'utilisation des médicaments, le poids du patient, le tabac...etc. Malheureusement, la base MIT-BIH ne permet pas d'analyser l'effet de ces facteurs pour ces trois cas d'anomalies.

Le chapitre suivant est consacré pour l'analyse du complexe ST-T et qui représente la repolarisation ventriculaire seulement.

IV.1. Introduction

Le segment ST est mesuré entre le point J et le début de l'onde T ou bien entre l'onde S et le début de l'onde T si le point J n'existe pas. IL représente le temps entre la fin de la dépolarisation des ventricules et le début de leur repolarisation. IL est souvent utilisé pour étudier les ischémies.

En effet, le cœur a besoin d'oxygène pour qu'il puisse pomper correctement le sang vers le reste du cœur. S'il y a un déséquilibre entre la demande et l'offre d'O₂, un dysfonctionnement, du coeur et du reste du corps, se manifeste. Sous ces conditions, le segment ST peut être élevé ou déprimé. Autrement dit, le segment ST est un bon indicateur pour une insuffisance du sang et par conséquent un bon indicateur pour les ischémies.

Plusieurs méthodes ont été développées pour détecter le segment ST. Elles sont basées sur plusieurs principes mathématiques et sur les différentes techniques du traitement de signal [27], [28], [29].

Mais la détection du segment ST nécessite plus d'efforts avant qu'elle puisse être atteinte. Généralement, les difficultés sont liées, en premier lieu, au filtrage de la ligne de base. Le filtre utilisé ne doit pas introduire une distorsion de ce segment comme il été mentionné au chapitre 2. La diversité des formes du segment ST est aussi un facteur important qui "freine" la bonne détection. La figure VI-1 montre les formes de ce segment les plus rencontrées.

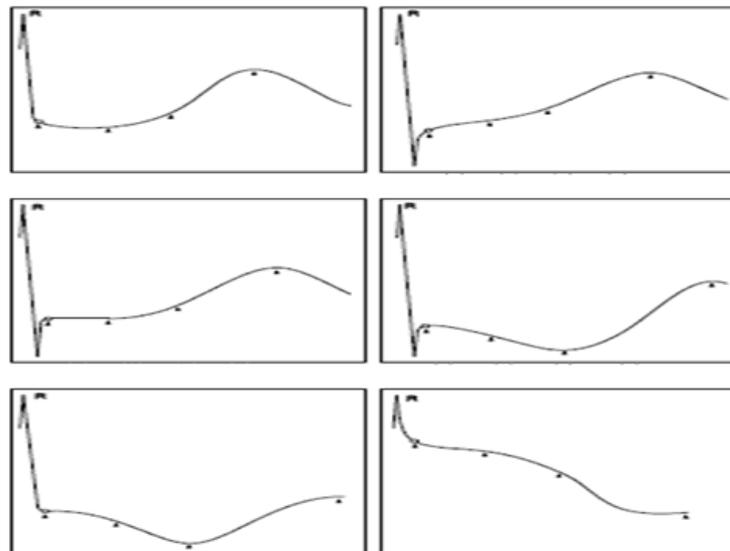


Figure IV-1. Les différentes formes du segment ST

Malheureusement, l'analyse temporelle et fréquentielle telle qu'elle est faite pour la variabilité cardiaque et l'intervalle QT semble inapplicable pour le segment ST car l'intérêt clinique de ce segment vient essentiellement d'étudier son élévation ou sa dépression.

Dans ce chapitre, nous analysons le complexe ST-T et qui est considéré comme un indicateur sur la repolarisation ventriculaire. Le but dans ce chapitre est de voir si l'allongement obtenu pour les cas du chapitre précédent est du seulement à la dépolarisation ou il est aussi lié à la phase de la repolarisation.

IV.2. Les paramètres d'analyses

Les paramètres $MEAN_{ST-T}$, SD_{ST-T} , VAR_{ST-T} , $MEAN_{ST-T}$, SD_{ST-T} et VAR_{ST-T} sont exploités pour l'analyse temporelle tandis que les paramètres F_{VLF} , P_{VLF} , F_{LF} , P_{LF} , F_{HF} , P_{HF} et P_{LF}/P_{HF} sont utilisés pour l'analyse fréquentielle.

IV.3. Analyse du complexe ST-T

IV.3.1. Cas de bloc de branches

Tout d'abord, une analyse du complexe ST-T a été faite en utilisant les signaux de la base de données MIT-BIH décrits sur le tableau IV-1

	signal	Age	sexe	échantillons
Rythme normal	105	73	F	130400 jusqu'à 147600
BB	231	72	F	2301 jusqu'à 24400

Tableau IV-1. Description des signaux ECG (105 et 231)

a) analyse temporelle

les résultats de l'analyse temporelle sont donnés sur le tableau IV-2 et IV-3.

	$MEAN_{ST-T}$	SD_{ST-T}	VAR_{ST-T}
Rythme normal	0.3386	0.0349	0.0012
BB	0.4436	0.0128	0.0002

Tableau IV-2. Mesure des paramètres temporels (intervalles)

	$MEAN_{VST-T}$	SD_{VST-T}	VAR_{VST-T}
Rythme normal	0.0015	0.0280	0.0008
BB	0.0005	0.0201	0.0004

Tableau IV-3. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

Selon le tableau IV-2 on remarque qu'on a une augmentation du paramètre $MEAN_{ST-T}$. Ceci implique que la repolarisation des ventricules dans le cas BB prend un temps plus long par rapport au cas normal. Ce résultat confirme le résultat obtenu dans le chapitre 3. Cette prolongation indique que la repolarisation des ventricules se fait d'une manière anormale. Autrement, dans le cas d'un BB non seulement la dépolarisation qui est faite d'une manière anormale (comme nous l'avons indiqué dans le paragraphe III-3-1-1, chapitre 3) mais aussi la repolarisation prend un temps plus long. Ceci est observé en examinant l'onde T et qui apparaît plus longue par rapport au cas normal.

On constate aussi que la variabilité du complexe ST-T est faible et elle est de même ordre que le cas normal.

Les figures IV-2 et IV-3 représentent la variabilité du complexe ST-T dans le cas normal et dans le cas d'un BB.

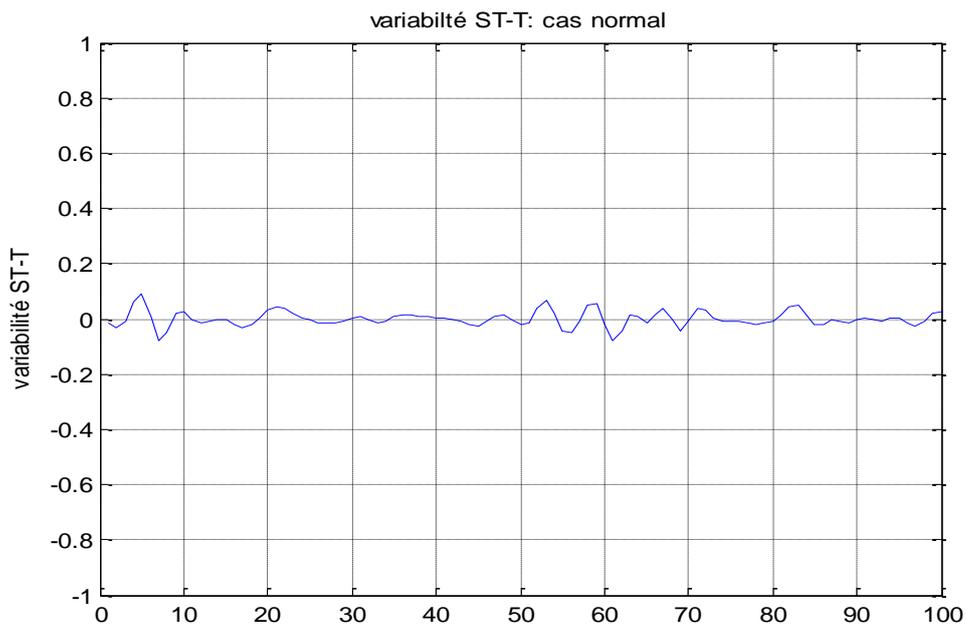


Figure IV-2 .variabilité du complexe ST-T: cas normal

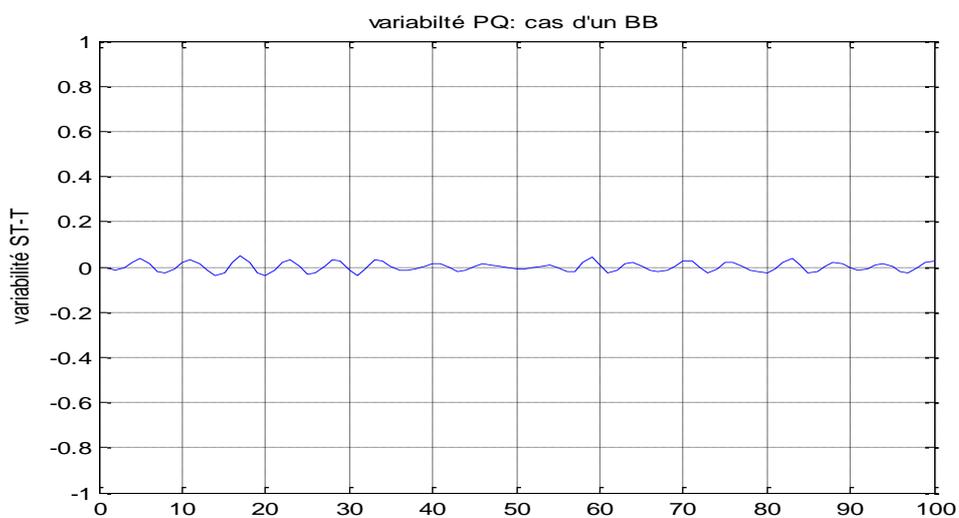


Figure IV-3 .variabilité du complexe ST-T: cas d'un BB

b) *analyse fréquentielle*

Le tableau IV-4 montre les résultats de l'analyse fréquentielle du complexe ST-T pour un cas normal et pour le cas d'un BB.

	F_{VLF}	P_{VLF}	F_{LF}	P_{LF}	F_{HF}	P_{HF}	P_{LF}/P_{HF}
Sujet normal	0.0234	3.24×10^{-5}	0.1250	0.0026	0.3711	0.0047	0.5574
Cas BB	0.0039	1.05×10^{-5}	0.1445	1.29×10^{-4}	0.3359	0.0067	0.0193

Tableau IV-4. Mesure des paramètres fréquents

Selon le tableau IV-4, on constate qu'on a une augmentation du pic P_{HF} dans le cas d'un BB ce qui implique une augmentation de l'effet parasympathique dans ce cas pathologique.

En comparant les valeurs du pic P_{LF} , on observe une forte diminution dans le cas du BB par rapport au cas normal. On peut conclure alors que l'effet sympathique diminue dans le cas de blocs de branches. Le rapport P_{LF}/P_{HF} diminue dans le cas du BB. Cette diminution est liée à l'augmentation de l'effet parasympathique et à la diminution de l'effet sympathique.

Les résultats obtenus confirment ceux obtenus dans le chapitre précédent. Donc, la prolongation de l'intervalle QT observée dans le cas de BB (chapitre précédent) est due à la prolongation des deux phases (la dépolarisation et la repolarisation) des ventricules. L'allongement au niveau de la dépolarisation est reflété par un complexe QRS large et il est représenté par un complexe ST-T étendu au niveau de la repolarisation des ventricules.

Les figures IV-4 et IV-5 illustrent la densité spectrale de la variabilité du complexe ST-T dans le cas normal et le cas d'un BB, respectivement.

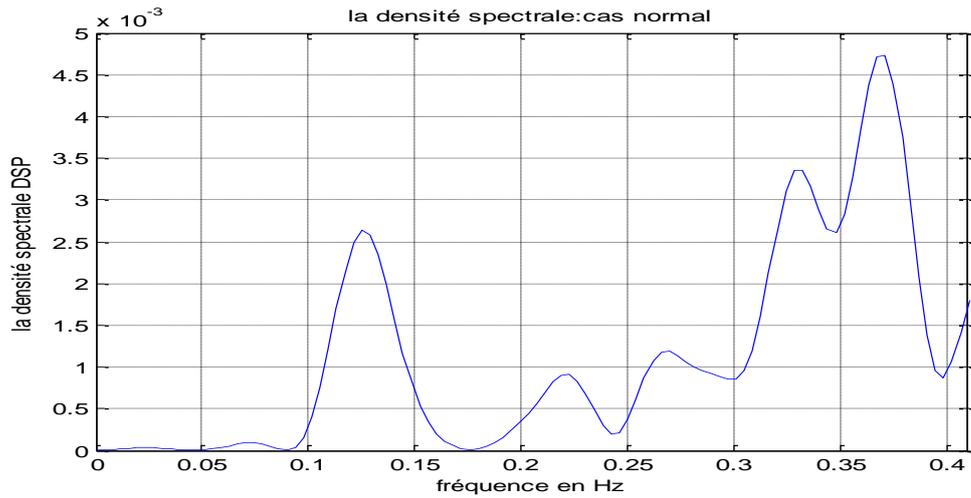


Figure IV-4. La densité spectrale de la variabilité du complexe ST-T: cas normal

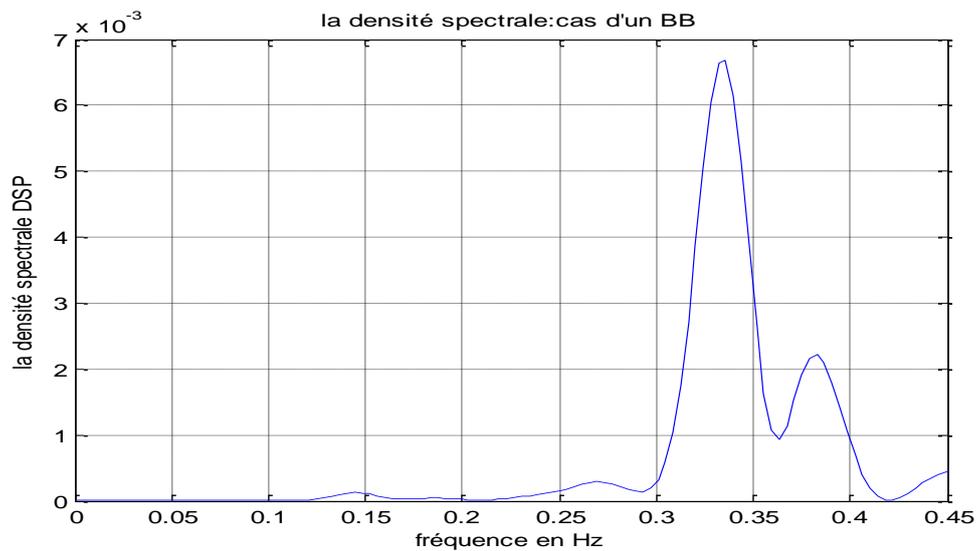


Figure IV-5. La densité spectrale de la variabilité du complexe ST-T: cas d'un BB

La figure IV-5 montre qu'on a une augmentation de l'effet parasympathique et une diminution de l'effet sympathique. Le déséquilibre sympathique-parasympathique s'observe aussi clairement sur cette figure à travers la diminution du pic situé entre les deux fréquences 0.1 Hz et 0.15 Hz.

IV.3.2. Cas des super ventriculaires tachyarythmies (SVTA)

A fin d'analyser la repolarisation ventriculaire dans le cas des SVTA, les enregistrements 220 et 207 sont utilisés (tableau IV-5).

	signal	Age	sexe	échantillons
Rythme normal	220	87	F	1 jusqu'à 17300
SVTA	207	89	F	640000 jusqu'à 650000

Tableau IV-5. Description des signaux ECG (220 et 207)

a) analyse temporelle

Les mesures des paramètres temporels sont représentées dans les tableaux V-6 et V-7.

	$MEAN_{ST-T}$	SD_{ST-T}	VAR_{ST-T}
Rythme normal	0.4801	0.0494	0.0024
SVTA	0.6196	0.0808	0.0065

Tableau IV-6. Mesure des paramètres temporels (intervalles)

	$MEAN_{VST-T}$	SD_{VST-T}	VAR_{VST-T}
Rythme normal	0.0014	0.0399	0.0016
SVTA	0.0011	0.0379	0.0014

Tableau IV-7. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

La première remarque qui s'impose est que la valeur $MEAN_{ST-T}$ augmente dans le cas du SVTA. Donc, on a une augmentation de la repolarisation ventriculaire dans le cas des SVTA. De même que dans le cas des BB, la variabilité du complexe ST-T reste faible. Les

variabilités du complexe ST-T complexe pour le cas normal et le cas des SVTA sont représentées sur les figures IV-6 et IV-7.

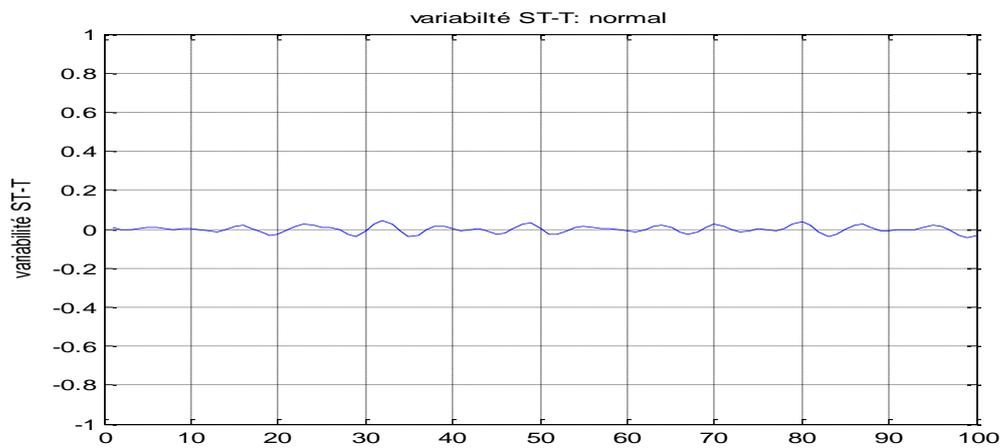


Figure IV-6 .variabilité du complexe ST-T: cas normal

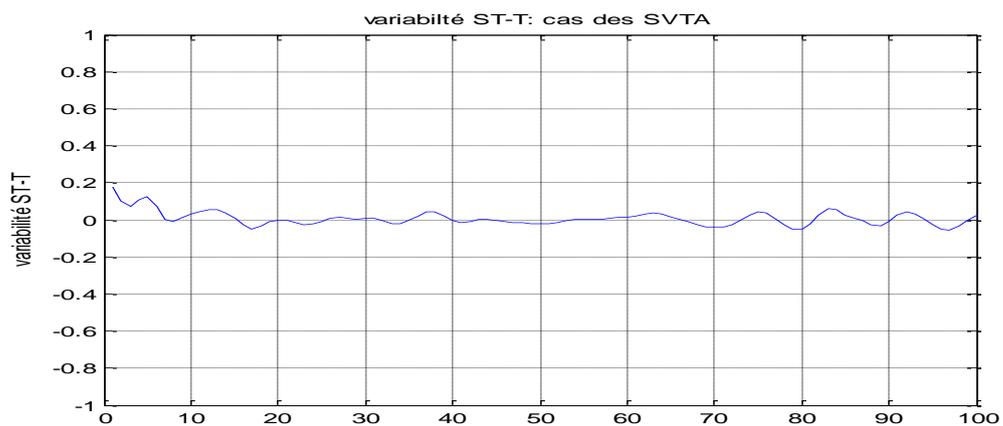


Figure IV-7 .variabilité du complexe ST-T: cas des SVTA

A partir des deux figures, On constate que la variabilité du complexe ST-T est faible dans les deux cas.

b) analyse fréquentielle:

Les résultats de l'analyse fréquentielle du complexe ST-T sont résumés dans le tableau IV-8.

	F_{VLF}	P_{VLF}	F_{LF}	P_{LF}	F_{HF}	P_{HF}	P_{LF}/P_{HF}
Sujet normal	0.0391	1.11×10^{-6}	0.1484	8.83×10^{-6}	0.3125	4.2×10^{-5}	0.21
Cas BB	0.0391	1.27×10^{-4}	0.0742	3.49×10^{-4}	0.2969	2.4×10^{-4}	1.4515

Tableau IV-8. Mesure des paramètres fréquents

Les résultats d'analyse fréquentielle montre que l'effet sympathique et parasympathique augmente lorsqu'on a une SVTA. Ces résultats confirment les résultats du chapitre 3 (voir III-3-1-2).

On constate que l'effet sympathique est l'effet le plus dominant. Ceci peut se voir à partir du rapport P_{LF}/P_{HF} . Ce résultat ne coïncide pas avec le résultat obtenu dans le chapitre précédent. Ce résultat peut éventuellement être interprété par l'effet que cette dominance peut revenir à l'effet qu'on a un segment ST très court ce qui implique qu'on a un passage brusque de la dépolarisation à la repolarisation se qui reflète un effet sympathique intense par rapport au normal.

Les figures IV-8 et IV-9 illustrent les densités spectrales de la variabilité du complexe ST-T dans le cas normal et dans le cas dans une SVTA.

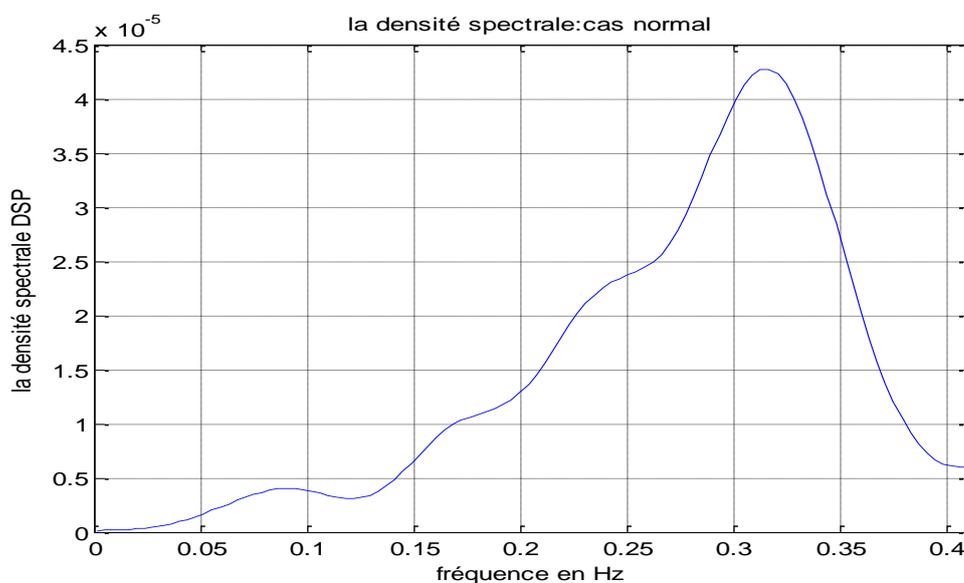


Figure IV-8. Densité spectrale du complexe ST-T: cas normal

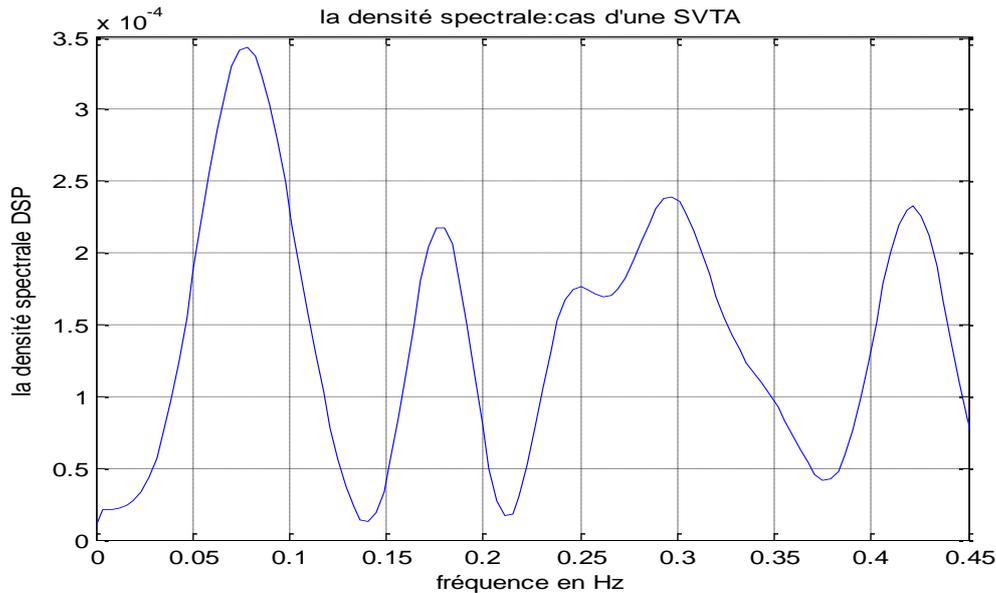


Figure IV-9. Densité spectrale du complexe ST-T: cas d'une SVTA

IV.3.3. Cas des battements ectopiques (paced rythm)

Afin d'évaluer la variabilité du complexe ST-T dans le cas des battements ectopiques une analyse temporelle et fréquentielle sont faites. Les signaux utilisés sont décrits dans le tableau IV-9.

pathologie	signal	Age	sexe	échantillons
Normal: N	121	83	F	1 jusqu'à 20200
Paced: P1	104	66	F	100000 jusqu'à 116000
Paced : P2	102	84	F	349920 jusqu'à 367000

Tableau V-9. Description des signaux ECG (222 ,102 et 104)

a) analyse temporelle

Les résultats de l'analyse temporelle sont regroupés dans le tableau IV-10 et IV-11. Ces résultats montrent qu'on a une élévation de $MEAN_{ST-T}$ dans les deux cas pathologiques P1 et P2. Ils montrent aussi qu'on a une faible variabilité du complexe ST-T dans le cas normal et dans le cas du patient P1. Cette variabilité est un peu plus élevée chez le patient P2. En comparant les valeurs du $MEAN_{ST-T}$ pour les deux patients P1 et P2, on remarque qu'on a une

diminution de ce paramètre. Mais rien n'est conclu car d'autres tests ; non pas présentés dans ce travail; sur d'autres signaux de la base ont montrés une augmentation de ce paramètre.

pathologie	MEAN _{ST-T}	SD _{QT}	VAR _{QT}
normal	0.3250	0.0077	0.0001
Paced1	0.4722	0.1177	0.6931
Paced2	0.3667	0.0396	0.0016

Tableau IV-10. Mesure des paramètres temporels (intervalle)

pathologie	MEAN _{VQT}	SD _{VQT}	VAR _{VQT}
N	0.0003	0.0089	0.0001
P1	0.0032	0.0001	0.0002
P2	0.0006	0.0509	0.0026

Tableau IV-11. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

Les figures IV-10, IV-11 et IV-12 représentent la variabilité du complexe ST-T pour les sujets N, P1 et P2, respectivement.

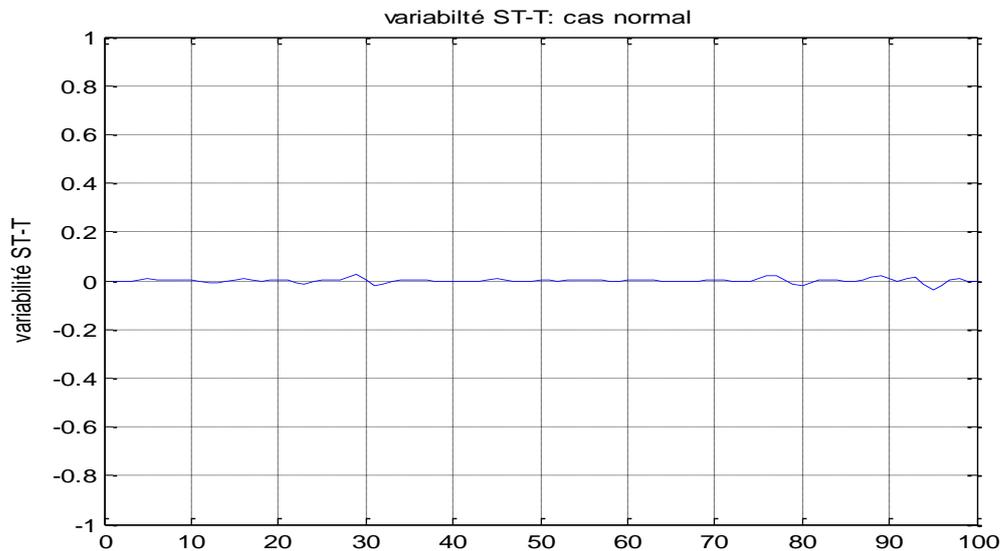


Figure IV-10. variabilité du complexe ST-T: cas normal

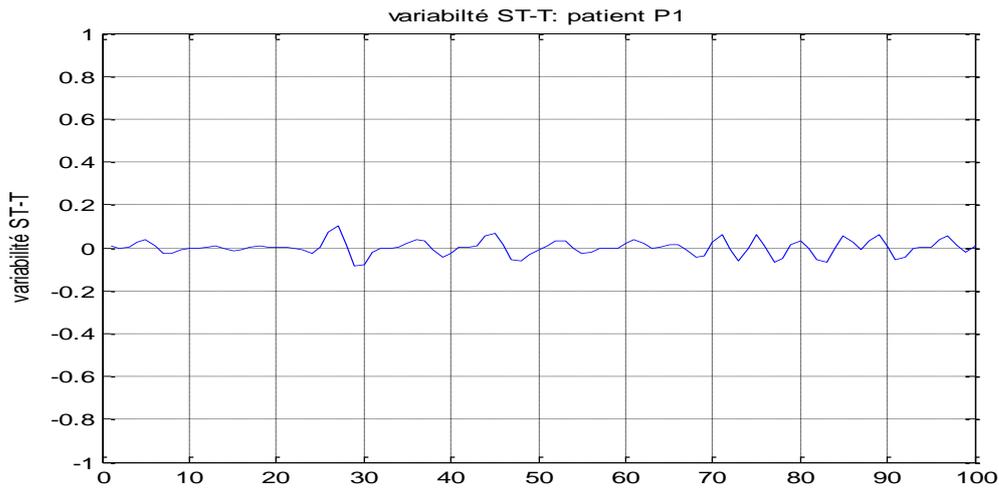


Figure IV-11 .variabilité du complexe ST-T: patient P1

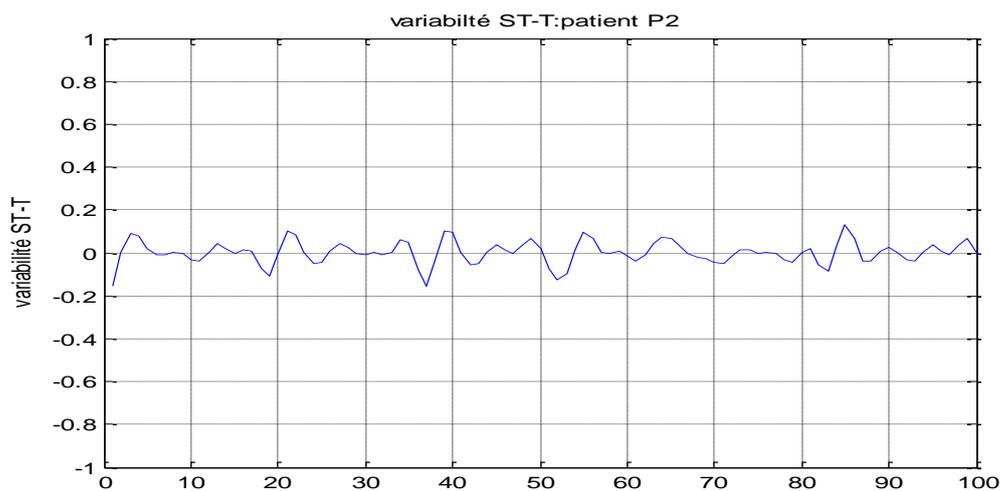


Figure IV-12 .variabilité du complexe ST-T: patient P2

b) analyse fréquentielle:

Les résultats de l'analyse fréquentielle sont regroupés dans le tableau IV-12 tandis que les densités spectrales de la variabilité du complexe ST-T pour les trois cas N,P1 et P2 sont données par les figures IV-13,IV-14 et IV-15.

pathologie	F_{VLF}	P_{VLF}	F_{LF}	P_{LF}	F_{HF}	P_{HF}	P_{LF}/P_{HF}
normal	0.0391	1.93×10^{-5}	0.1367	4.5×10^{-5}	0.2422	2.58×10^{-4}	0.1770
P1	0.0391	2.73×10^{-5}	0.1055	7.70×10^{-4}	0.2266	0.0131	0.0590
P2	0.0352	8.17×10^{-5}	0.1289	0.0026	0.3906	0.0235	0.1097

Tableau V-12. Mesure des paramètres fréquents

Selon ces résultats, on constate qu'on a une augmentation de l'effet parasympathique chez les patients P1 et P2 par rapport au sujet sain. On remarque aussi que ces effets augmentent avec l'avancement en age ce qui confirme les résultats obtenus dans le chapitre précédent.

On constate qu'on a une diminution dans les valeurs des pics LF dans les deux cas pathologiques par rapport au cas normal. Ceci implique une diminution des influx sympathiques dans ces deux cas par rapport au cas normal.

Selon les valeurs du rapport P_{LF}/P_{HF} , on peut conclure que l'effet parasympathique reste l'effet le plus dominant.

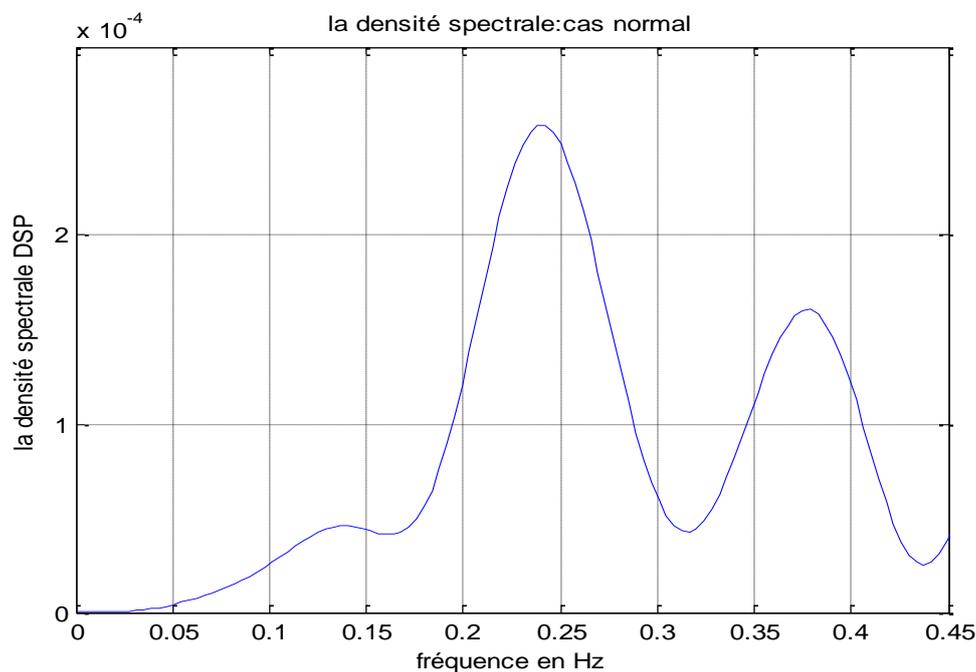


Figure IV-13. Densité spectrale du complexe ST-T: cas normal

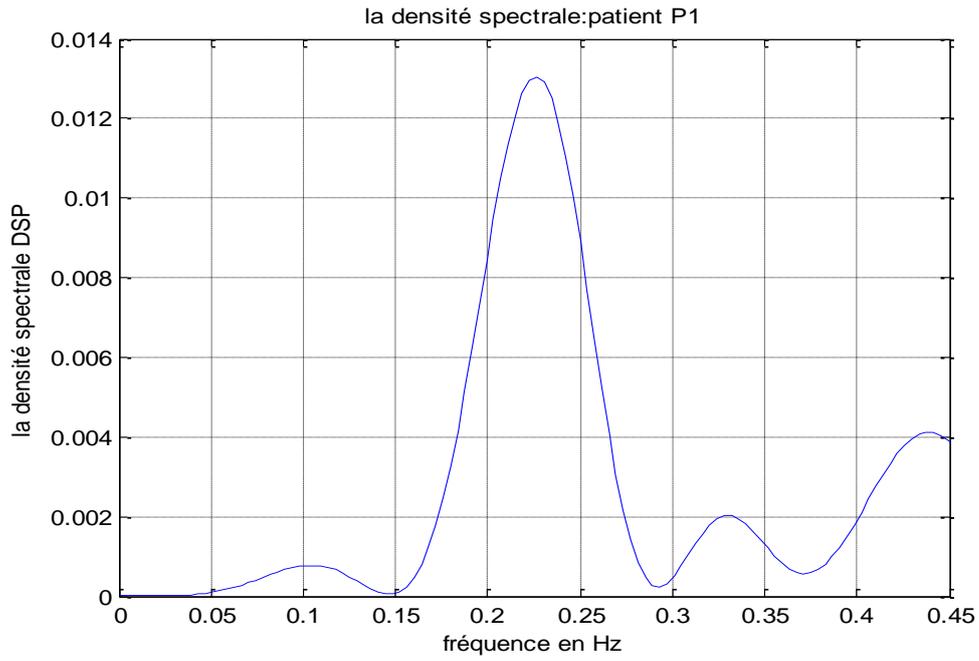


Figure IV-14 .Densité spectrale du complexe ST-T: cas du patient P1

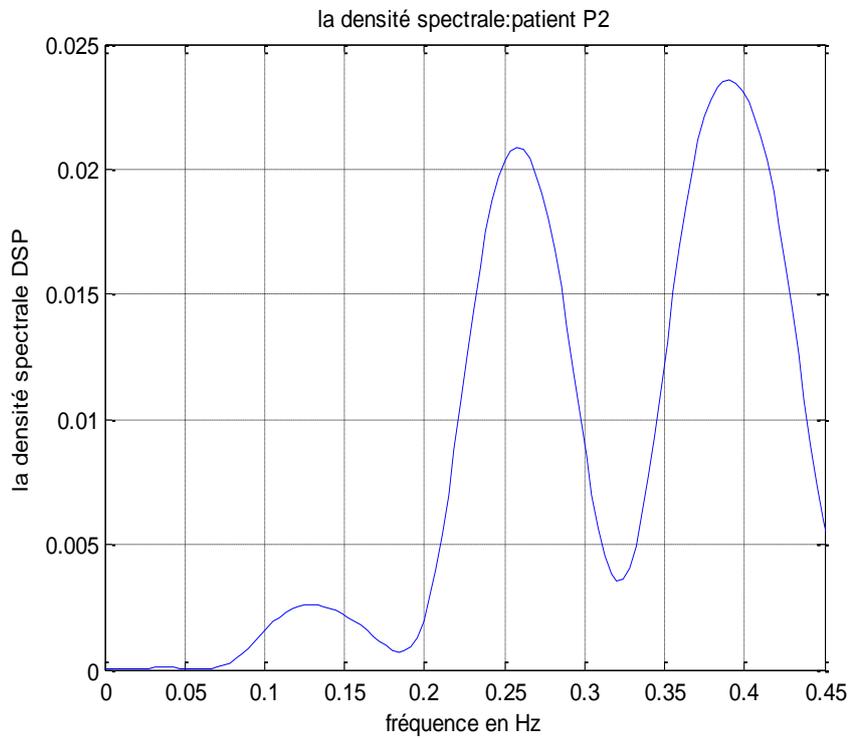


Figure IV-15 .Densité spectrale du complexe ST-T: cas du patient P2

IV.4. Conclusion

Ce chapitre a été consacré pour l'analyse de la variabilité du complexe ST-T afin d'étudier la repolarisation ventriculaire des trois pathologies cardiaques:BB, SVTA et les battements ectopiques.

Les résultats ont montré que le paramètre $MEAN_{ST-T}$ augmente dans ces trois cas par rapport au cas normal. Ceci nous a conduit à conclure que la repolarisation ventriculaire dans ces trois cas prend un temps plus long par rapport toujours au cas normal. La variabilité du complexe ST-T est faible dans les trois cas pathologiques. On a constaté aussi que l'effet parasympathique reste le plus dominant sauf pour le cas du SVTA.

Une analyse temps-fréquence peut améliorer cette étude surtout pour mieux comprendre les effets nerveux autonomes tout en indiquant les instants de leurs apparitions.

Dans le dernier chapitre, nous analysons la variabilité de l'intervalle PQ.

V.1. Introduction

Comme il était indiqué dans le chapitre précédent, l'analyse temporelle et fréquentielle de la variabilité cardiaque est très utilisée dans la vie clinique. Cette importance prend son origine de l'effet qu'elle mène des informations supplémentaires sur les différentes pathologies et anomalies cardiaques. Outre, elle reste un outil très puissant pour comprendre l'effet du système nerveux autonome sur la régulation des de la fréquence cardiaque au biais des deux effets : sympathique et parasympathique.

L'intervalle QT a été aussi exploré pour mieux comprendre le dysfonctionnement de l'activité cardiaque. Une extrapolation des paramètres fréquentielles, utilisés pour étudier la variabilité cardiaque, à la variabilité de l'intervalle QT a été faite dans le but d'apprécier l'influence du système nerveux autonome sur les ventricules. Cette extrapolation procure un débat comme nous l'avons cité auparavant.

Contrairement à la variabilité cardiaque, celle de l'intervalle PR est moins étudiée et analysée. Ceci revient en premier lieu à la détection de l'onde P qui reste une étape très difficile. En plus, la compréhension de l'effet du système nerveux autonome sur le noeud atrio-ventriculaire est compliquée.

Dans ce chapitre, la variabilité de l'intervalle PQ de deux anomalies cardiaques est étudiée. Ces deux pathologies cardiaques sont les contractions auriculaires prématurées (PAC) et le rythme junctional accéléré (AJR).l'analyse se fait en deux partie: une analyse temporelle et une analyse fréquentielle.

Le paragraphe suivant montre l'importance d'étudier la variabilité de l'intervalle PQ.

V.2. Pourquoi étudier l'intervalle PQ?

Durant une activité électrique normale, l'onde excitatrice se déclanche du nœud sinusale et elle se propage vers le reste du cœur. Tout d'abord, elle se propage vers le nœud atrio-ventriculaire à travers l'oreillette gauche. Au niveau du nœud atrio-ventriculaire, elle subit un retard avant qu'elle puisse être transmise vers les ventricules. Cette période, où on a ce retard, est appelée la période réfractaire. Elle permet de protéger le nœud atrio-ventriculaire contre un nombre assez important d'excitation et assure une vidange optimale des ventricules. Ce retard est assuré par la nature physiologique du nœud atrio-

ventriculaire est qui est constituée essentiellement par des cellules qui représentent une conduction électrique lente (environ 100 ms).

Alors, l'intervalle PQ (ou bien PR si l'onde Q n'existe pas) permet non seulement d'étudier comment l'onde excitatrice est transmise du nœud sinusal vers le nœud atrio-ventriculaire, mais elle donne aussi des indications sur la période réfractaire. Il est clair aussi cette période dépend de l'innervation du système nerveux autonome et des propriétés physiologiques du nœud atrio-ventriculaire. Ceci rend la compréhension des effets du système nerveux autonome sur le nœuds atrio-ventriculaire un peu compliqué comme il été indiqué au paragraphe précédant.

V.3. Paramètres temporels et fréquentiels d'analyse

Les mêmes paramètres temporels ($MEAN_{PQ}$, SD_{PQ} , VAR_{PQ} , $MEAN_{VPQ}$, SD_{VPQ} et VAR_{VPQ}) sont pris pour étudier la variabilité de l'intervalle PR sauf pour le PNN50 qui est pris comme étant le PNN10. Autrement, au lieu de mesuré le pourcentage le nombre des intervalle PR dont leur durée est supérieure à 50 ms en mesure le nombre des intervalle PR dont leur durée est supérieure à 10 ms.[30]

En plus nous avons défini un autre paramètre temporel : $MEAN_{P_T}$, ce paramètre représente le temps entre le début de l'onde P et la fin de l'onde T du battement précédent (figureV-1).

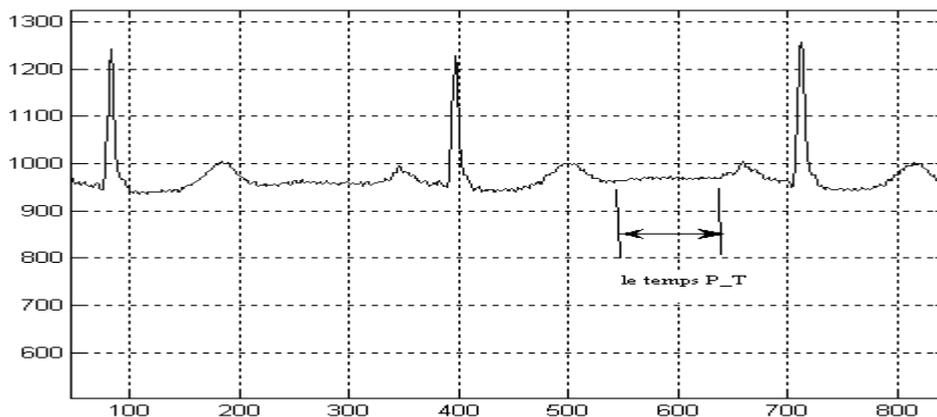


Figure V-1. La durée entre le début de l'onde P et la fin de l'onde T.

Les paramètres fréquentielle (F_{VLF} , P_{VLF} , F_{LF} , P_{LF} , F_{HF} , P_{HF} et P_{LF}/P_{HF}) sont employés pour l'analyse fréquentielle de la variabilité de l'intervalle PQ.



L'age reste un facteur influant sur la variabilité de l'intervalle PQ. Pour cette raison, nous avons pris une comparaison entre deux sujets ou la différence de l'age ne dépasse pas deux ans. Contrairement au facteur l'age, il n'y a pas des travaux qui ont montré l'influence du sexe sur l'intervalle PQ. Par contre M.Malik [31] a montré que la pente PQ/RR ne change pas en fonction du sexe. La comparaison est faite sans prendre en considération ce deuxième facteur.

V.4. Résultats et discussion

V.4.1. Les contractions auriculaires prématurées (PAC)

V.4.1.1. Analyse temporelle:

Une comparaison entre les intervalles PQ (et leurs variabilités) d'un rythme normal et d'un cas où on a des contractions auriculaires prématurées est faite (tableau V-1).

	signal	Age	sexe	échantillons
Rythme normal	100	65	M	1 jusqu'à 8400
PAC	100	65	M	565840 jusqu'à 574240

Tableau V-1. Description des signaux ECG (MIT-BIH 100)

Les résultats de l'analyse temporelle sont donnés sur les tableaux V-2 et V-3.

	$MEAN_{PQ}$	SD_{PQ}	VAR_{PQ}	$MEAN_{P,T}$
Rythme normal	0.1892	0.0179	0.0003	0.2667
PAC	0.1785	0.0159	0.0003	0.1389

Tableau V-2. Mesure des paramètres temporels (intervalles)

	$MEAN_{VPQ}$	SD_{VPQ}	VAR_{VPQ}	$PNN10_{PQ}$
Rythme normal	0.0144	0.0244	0.0002	44.4444
PAC	0.0002	0.0190	0.0004	59.2593

Tableau V-3. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

Nous rappelons que dans le cas normal la durée de l'intervalle PQ est entre 0.12 s et 0.2 s. Selon, le tableau V-2, on remarque que $MEAN_{PQ}$ dans le cas du PAC reste normal. Mais on constate que $MEAN_{P-T}$ diminue dans le cas du PAC. En réalité, la contraction auriculaire prématurée est introduite lorsqu'un pacemaker prend son origine avant le nœud sinusal. Il peut prendre son origine à n'importe quel point dans l'oreillette. Alors, le temps entre la fin de la repolarisation ventriculaire et le début de la dépolarisation auriculaire du battement suivant diminue par rapport au cas normal. C'est pour cette raison qu'on remarque que le paramètre $MEAN_{P-T}$ a diminué dans le cas de PAC.

Selon le tableau V-3, on a une faible variabilité de l'intervalle PQ dans les deux cas : normal et pathologique. Les figures V-1 et V-2 représentent cette faible variabilité de l'intervalle PQ dans le cas normal et dans le cas des PAC, respectivement.

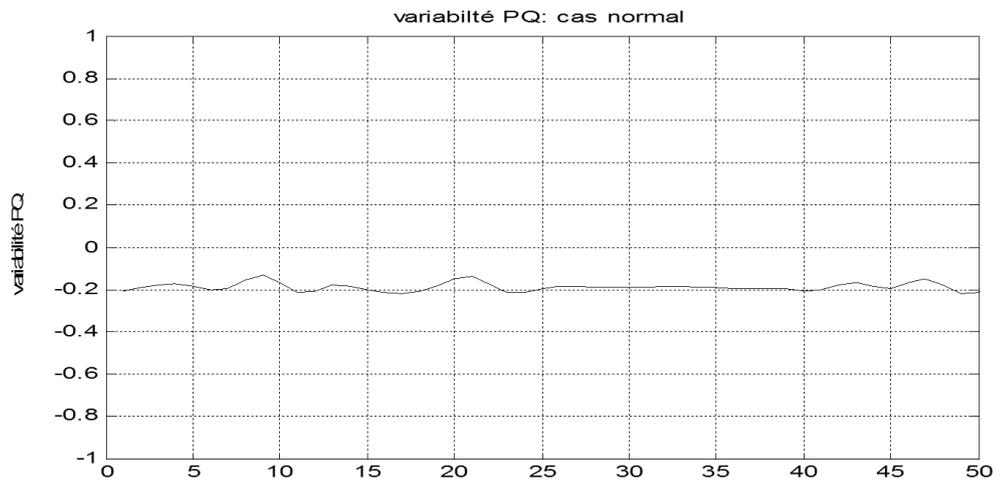


Figure V-2. Variabilité de l'intervalle PQ: cas normal

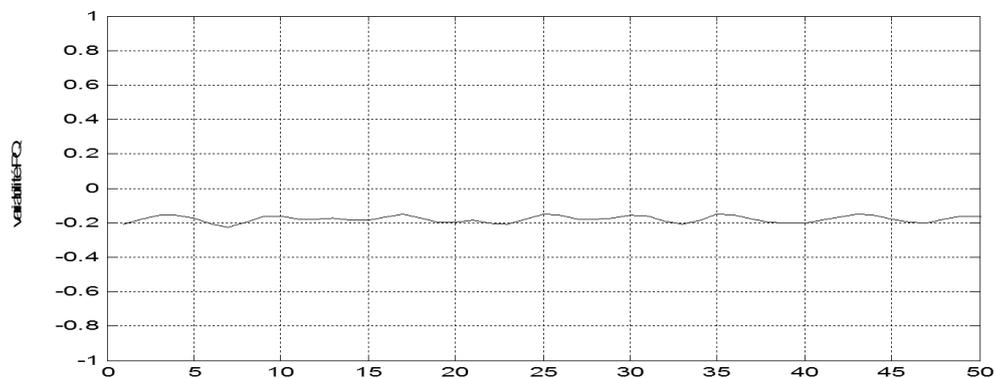


Figure V-3. Variabilité de l'intervalle PQ: cas des PAC

On constate aussi qu'il y a une augmentation de la valeur du paramètre $PNN10_{PQ}$. Elle est plus importante dans le cas des PAC ($PNN10_{PQ} = 59.26\%$) par rapport au cas normal ($PNN10_{PQ} = 44.44\%$).

b) analyse fréquentielle:

Le tableau V-4 regroupe les résultats de l'analyse fréquentielle.

pathologie	F_{VLF}	P_{VLF}	F_{LF}	P_{LF}	F_{HF}	P_{HF}	P_{LF}/P_{HF}
normal	0.0039	2.00×10^{-4}	0.1484	0.0011	0.3359	0.0023	0.4542
PAC	0.0391	5.2×10^{-5}	0.1367	8.42×10^{-4}	0.3086	9.5×10^{-4}	0.8813

Tableau V-4. Mesure des paramètres fréquents

On remarque que la valeur des deux pics P_{LF} et P_{HF} ont diminué dans le cas des PAC. On peut conclure donc qu'on a donc une diminution des influx sympathiques et parasympathiques dans le cas des PAC. On constate aussi qu'on a une élévation de l'équilibre entre l'effet sympathique et l'effet parasympathique dans le cas des PAC. Ceci peut être constaté en examinant le rapport P_{LF}/P_{HF} .

On remarque aussi que l'effet parasympathique reste le plus dominant dans les deux cas (normal et pathologique). Les figures V-4 et V-5 représentent la DSP de la variabilité de l'intervalle PQ dans le cas normal et dans le cas des PAC, respectivement.

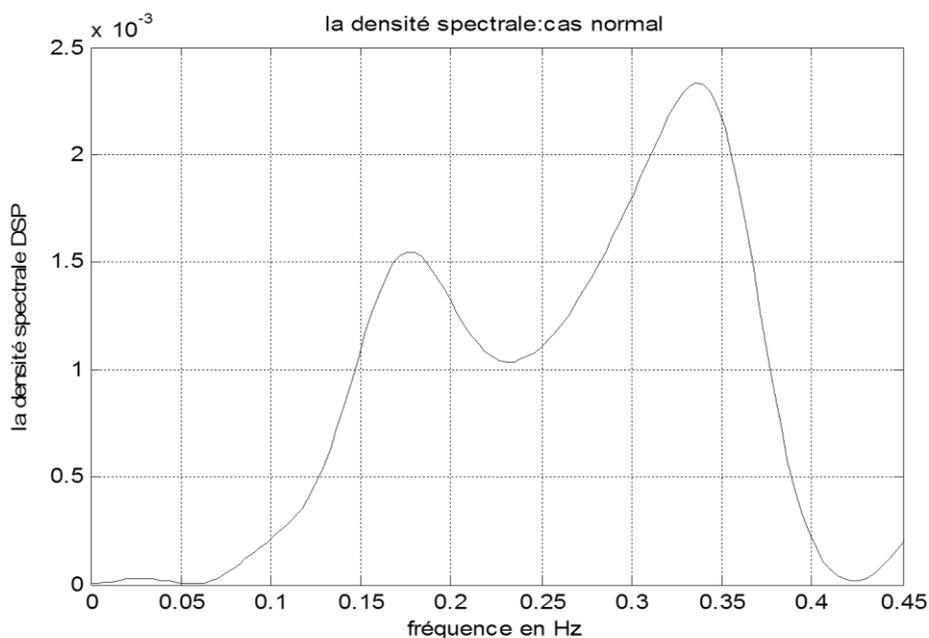


Figure V-4. La densité spectrale de la variabilité du PQ: cas normal

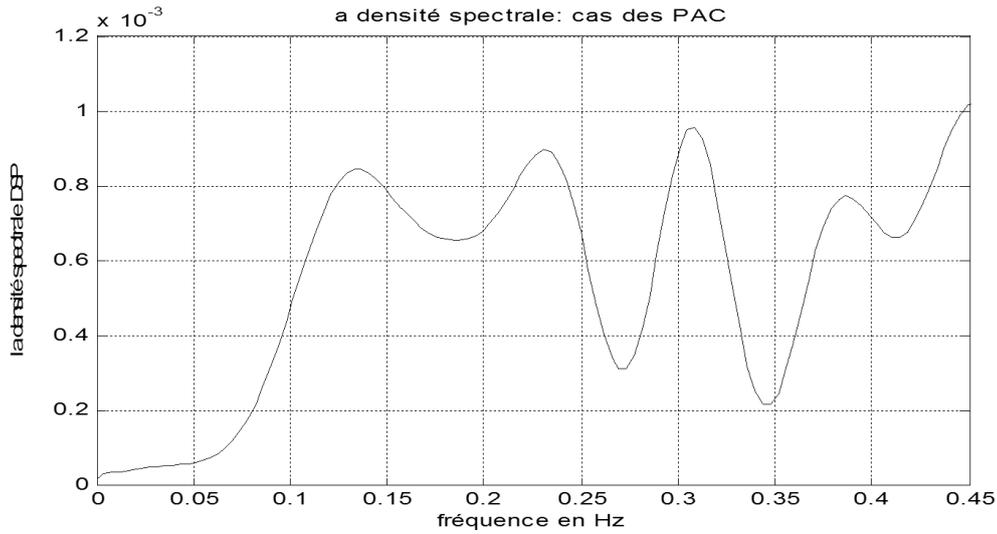


Figure V-5. La densité spectrale de la variabilité du PQ: cas des PAC.

D'après ces deux figures, on constate une diminution des deux effets sympathique et parasympathique dans le cas des deux cas normal et pathologique. Les influx parasympathiques restent les plus dominants dans les deux cas. Selon toujours ces deux figures, on observe que l'équilibre sympathique-parasympathique a augmenté dans le cas des PAC.

V.4.2. Rythme junctional accélérée (accelerated junctional rhythm:AJR)

Les deux signaux ,101 (rythme normal) et le 124(AJR), de la base de données MITBIH sont utilisés pour comparer la variabilité de l'intervalle PQ dans le cas normal et dans le cas d'un rythme junctional accéléré(AJR). Le tableau V-5 décrit ces deux signaux utilisés.

	signal	Age	sexe	échantillons
Rythme normal	101	F	75	1 jusqu'à 9000
AJR	124	M	77	76880 :101880

Tableau V-5. Description des signaux ECG (MIT-BIH: 101 et 124)

a)analyse temporelle:

Les résultats de l'analyse temporels sont représentés sur les tableaux V-6 et V-7.

	MEAN _{PQ}	SD _{PQ}	VAR _{PQ}	MEAN _{P_T}
Rythme normal	0.1250	0.0223	0.0005	0.3333
PAC	0.0540	0.0102	0.0001	0.5

Tableau V-6. Mesure des paramètres temporels (intervalles)

	MEAN _{VPQ}	SD _{VPQ}	VAR _{VPQ}	PNN10 _{PQ}
Rythme normal	0.0004	0.0231	0.0005	62.9630
PAC	0.0001	0.0095	0.0001	44.4444

Tableau V-7. Mesure des paramètres temporels (variabilité)

Le rythme junctional accéléré est dû à un pacemaker ectopique et qui prend le rôle du nœud sinusal. Ce pacemaker est situé dans le nœud atrioventriculaire. L'intervalle PQ est donc très court. Ceci peut se voir à partir de la comparaison des deux valeurs du paramètre MEAN_{PQ} dans le tableau IV-6. On remarque qu'on a un fort raccourcissement de l'intervalle PQ dans le cas du AJR par rapport au cas normal. On constate aussi que MEAN_{P_T} augmente dans le cas du AJR par rapport à un rythme normal.

On constate aussi que les deux paramètres VAR_{PQ} et VAR_{VPQ} sont très faibles et ils sont de même ordre. Ceci signifie qu'on a une faible variabilité de l'intervalle PQ dans les deux cas.

On peut observer aussi que le PNN10_{PQ} pour un cas normal est plus élevé par rapport au cas d'un AJR.

Les deux figures V-6 et V-7 illustrent la faible variabilité de l'intervalle PQ dans le cas d'un rythme normal et d'un AJR, respectivement.

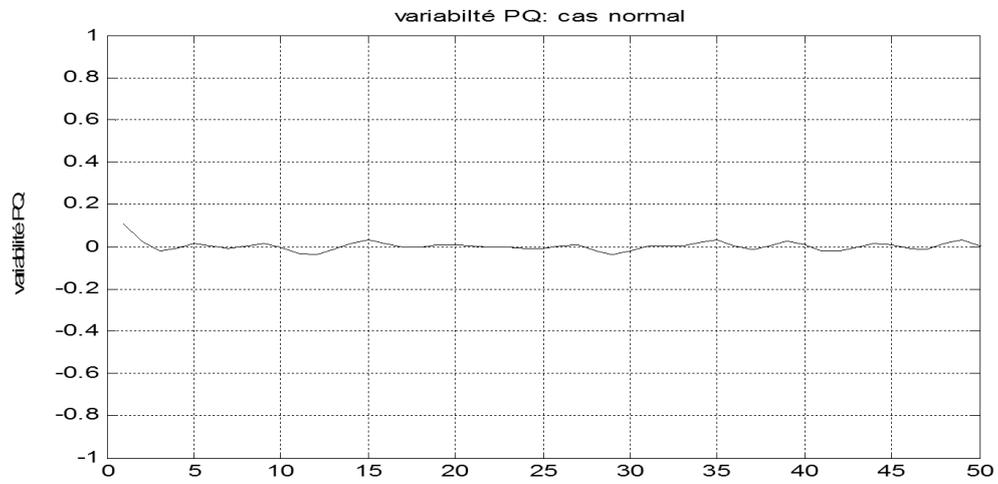


Figure V-6. Variabilité de l'intervalle PQ: cas normal

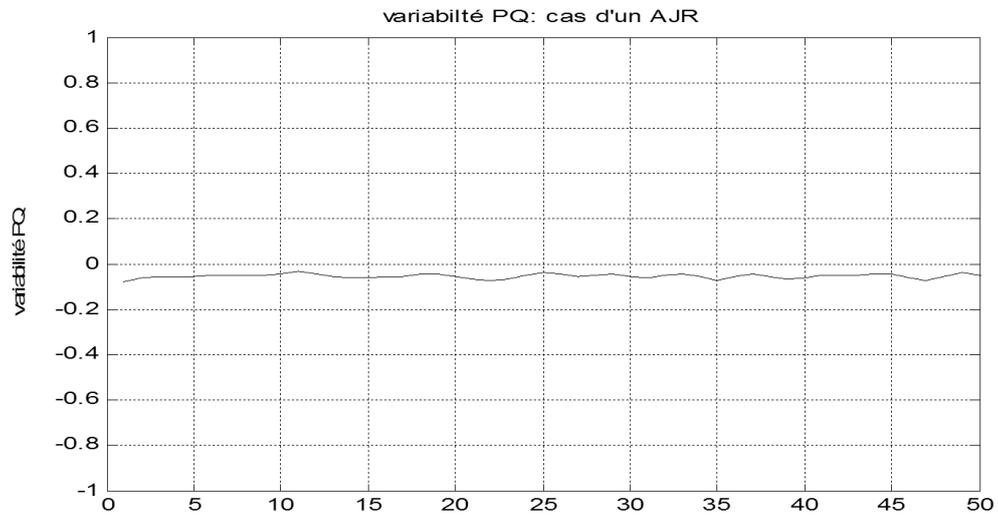


Figure V-7. Variabilité de l'intervalle PQ: cas d'un AJR

b) analyse fréquentielle:

Le tableau V-8 représente les résultats de l'analyse fréquentielle des deux signaux: normal et AJR.

pathologie	F _{VLF}	P _{VLF}	F _{LF}	P _{LF}	F _{HF}	P _{HF}	P _{LF} /P _{HF}
normal	0.0156	2.55×10^{-4}	0.1172	9.88×10^{-4}	0.3281	0.0011	0.8989
PAC	0.0039	9.93×10^{-4}	0.1172	2.87×10^{-4}	0.2891	4.44×10^{-4}	0.6459

Tableau V-8. Mesure des paramètres fréquents

En analysant le tableau V-8, on observe que les pics P_{LF} et P_{HF}, dans le cas normal, prennent les valeurs 9.88×10^{-4} et 0.0011, respectivement. Alors que dans le cas du AJR, ils correspondent

Aux valeurs 2.87×10^{-4} et 4.44×10^{-4} , respectivement. Selon ces résultats, on constate qu'il y a une diminution de l'effet sympathique et parasympathique dans le cas d'un AJR. L'équilibre sympathique-parasympathique, à son tour, a diminué de 0.8989 (cas normal) à 0.6459 (cas d'un AJR).

Ces résultats obtenus sont très difficiles à interpréter. Cette difficulté est liée à l'effet que l'intervalle PQ dépend non seulement de l'effet sympathique et parasympathique sur le nœud sinusal mais il dépend aussi des propriétés intrinsèques du nœud AV [32]. Ces facteurs rendent la compréhension de l'augmentation ou de la diminution de l'effet sympathique ou parasympathique très difficile.

Les figures V-8 et V-9 représentent la densité spectrale de la variabilité de l'intervalle PQ dans le cas normal et dans le cas ou on a un AJR.

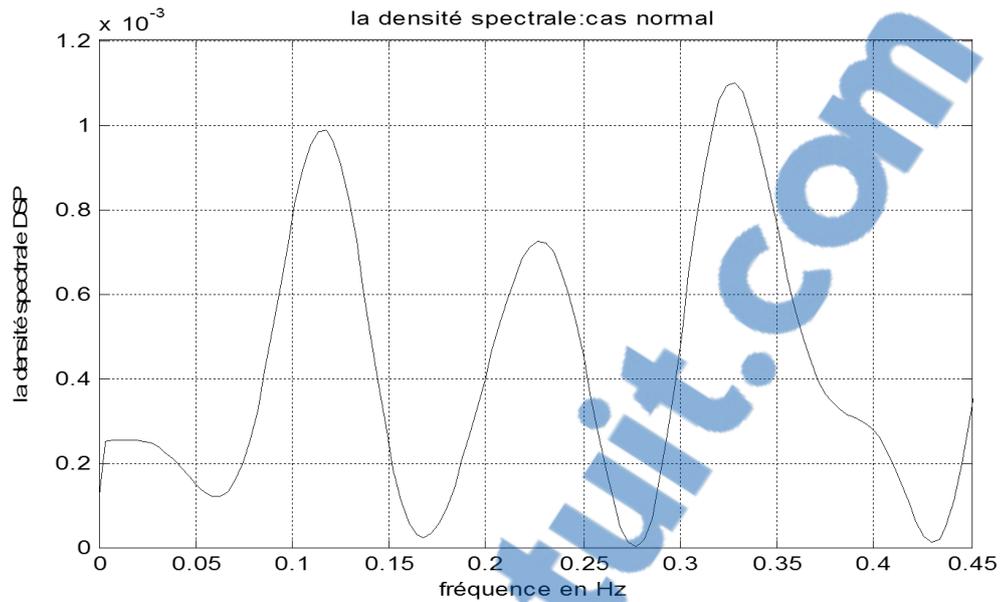


Figure V-8. La densité spectrale de la variabilité du PQ: cas normal

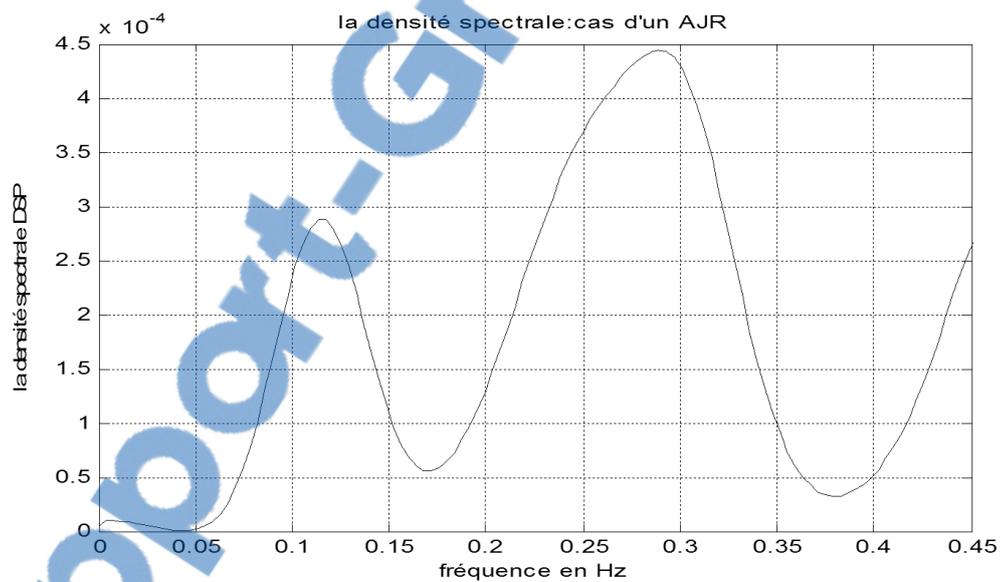


Figure V-9. La densité spectrale de la variabilité du PQ: cas d'un AJR

La figure V-9 montre clairement la diminution des influx sympathique et parasympathique dans le cas où un AJR est présent.

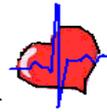
V.5. Conclusion

Dans ce chapitre, une analyse de la variabilité de l'intervalle PQ, pour un rythme normal, une PAC et un AJR, a été faite. D'après les résultats obtenus, on n'a constaté que le paramètre temporel $MEAN_{P-T}$ diminue dans le cas des PAC et, par contre, il augmente dans le cas d'un AJR. L'intervalle PQ est normal dans le premier cas (PAC) et il diminue dans le deuxième cas (AJR).

La variabilité de l'intervalle PQ ; toujours selon les résultats obtenus; reste faible dans les trois cas:normal, PAC et AJR.

L'analyse fréquentielle a montré que les influx nerveux diminuent dans le cas des contractions auriculaire prématurées et aussi dans le cas d'un rythme junctional accéléré.

Mais, et comme il été mentionné auparavant, la compréhension des influx sympathique et parasympathique sur le nœud AV reste très difficile et une évaluation précise et détaillée de la variabilité de l'intervalle PQ peut aboutir à la connaissance de l'influence de ces influx nerveux sur le nœud AV. Autrement, une corrélation entre la variabilité des intervalles RR, QT et PQ et celle de l'onde P (amplitude et durée) et du segment PQ semble nécessaire pour comprendre les effets nerveux sur le nœud atrio-ventriculaire.



L'analyse du signal électrocardiogramme assistée par ordinateurs est devenue indispensable dans la vie clinique. L'importance de cette analyse est liée à l'effet que une analyse par l'œil nu est ennuyante.

Mais une analyse automatique nécessite la recherche des paramètres les plus significatifs afin d'avoir un diagnostic correct. L'analyse de la variabilité cardiaque a été fortement exploitée.

Dans notre travail des autres variabilités ont été analysées: la variabilité de l'intervalle QT, du complexe ST-T et celle de l'intervalle PQ.

Les paramètres appliqués dans l'analyse de la variabilité cardiaque ont été extrapolés pour étudier ces intervalles.

L'analyse temporelle de la variabilité des intervalles étudiés a été faite en examinant certains paramètres statistiques tels que la moyenne, la variance et la déviation standard.

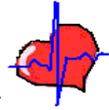
L'analyse fréquentielle a été faite par la méthode de Welch. L'effet sympathique et parasympathique sur ces différents intervalles est étudié à travers l'analyse des pics LF, des pics HF et les rapports (LF/HF) et (LF/HF+LF).

Selon les résultats de l'analyse temporelle et fréquentielle de l'intervalle QT, on a constaté un allongement de cet intervalle dans le cas d'un BB, SVTA et même dans le cas des battements ectopiques. Ceci implique qu'on a une dépolarisation et une repolarisation des ventricules plus longs dans ces trois cas par rapport au cas normal. La variabilité de l'intervalle QT reste faible dans le cas d'un BB et elle est un peu élevée dans les deux autres cas (SVTA et les battements ectopiques). Selon toujours ces résultats, on a remarqué que l'effet parasympathique reste le plus dominant dans les trois cas cités auparavant.

La variabilité du complexe ST-T a été ensuite analysée afin d'étudier la repolarisation ventriculaire des trois anomalies BB, SVTA et les battements ectopiques.

Les résultats obtenus ont montré qu'on a toujours une augmentation de la valeur moyenne du complexe ST-T par rapport au cas normal. Ceci nous a conduit à conclure que l'allongement de l'intervalle QT pour ces trois cas est dû non seulement à la phase de la dépolarisation mais il est aussi lié à la repolarisation ventriculaire.

Les résultats de l'analyse fréquentielle de la variabilité du complexe, ont confirmé la dominance de l'effet parasympathique sauf pour le cas du SVTA. Cette dominance peut revenir à l'effet qu'on a un segment ST très court ce qui implique qu'on a un passage brusque de la dépolarisation à la repolarisation se qui reflète un effet sympathique intense par rapport au normal.



Dans la dernière partie de ce travail, les contractions auriculaires prématurées et le rythme junctional accéléré ont été étudiés à travers la variabilité de l'intervalle PQ. D'après les résultats obtenus, nous avons constaté que la variabilité de l'intervalle PQ dans ces deux derniers cas est faible. Le paramètre $MEAN_{P-T}$ a diminué dans le cas des PAC ce qui implique que le temps entre la repolarisation des ventricules et la dépolarisation des oreillettes est court. Par contre, ce paramètre augmente dans le cas du rythme junctional accéléré nous amène à conclure que le temps entre la repolarisation ventriculaire et la dépolarisation auriculaire est plus long par rapport au cas normal. L'analyse fréquentielle de l'intervalle PQ a montré que les influx nerveux diminuent dans le cas des contractions auriculaire prématurées et aussi dans le cas d'un rythme junctional accéléré.

Ces études qui ont été faites peuvent être améliorées tout en passant à une analyse temps-fréquence de ces intervalles. Ceci peu être nous va permettre de mieux comprendre les effets nerveux sur les différentes parties du cœur tout en indiquant les instants de l'apparition de ces effets.

En plus, nous souhaitons compléter ce travail en examinant la corrélation entre les variabilités de ces intervalles en vue toujours d'une reconnaissance de signatures de pathologies cardiaques

Bibliographie

- [1] F Pinet,D Babuty,L Garrier,A Duperray,G Loirand,J.L.Sammuel,"*Biologie et pathologie du cœur et des vaisseaux* ", Flammarion ,2002.
- [2] "*Encyclopédique*", Edition ,2001.
- [3] E.Gadner,D J Gray,R O'rahilly,"*Anatomie*",Doin Editors ,1979.
- [4] F.boudreal,M. Boyer,M.Claude Désorcy,"*Principe d'anatomie et de physiologie*",De Boeck Université,Tortora,2002.
- [5] Robert, J.H. , "*Basic Dysrhythmias – Interpretation and Management*",Third Edition, *Mosby Inc*,2001.
- [6] Chavdar Levkov et al," *Removal of power-line interference from the ECG: a review of the subtraction procedure*", Journal,Biomed, 10.1186/1475-925X-4-50,2005.
- [7] E. Craner et al,"*Estimation and Removal of Powerline Interference in the Elctrocardiogram:A comparison of digital approches*",Academic press,1987.
- [8] M. FERDJALLAH et al,"*Fresuncy-domin digital filtering techniques for the removal of powerline noise with the application to the electrocardiogram*",Academic press,1990.
- [9] M. Ivaylo I.Christov," *Power-line interference elimination from ECG:dynamic evaluation of the linearity criterion*", E+E, 2006
- [10] Subcommittee on Instrumentation Committee on Electrocardiography—American Heart Association, "*Recommendation for instruments in electrocardiography and vectorcardiography*" . IEEE ,Tr BME 1967;14:60–8.

- [11] Nikolaev N et al, "*Suppression of electromyogram interference on the electrocardiogram by transform domain denoising*". Med.Biol. Eng. Comput. 2001.
- [12] Thakor NV, Zhu Y-S, "*Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection*", IEEE Trans Biomed Eng 1991.
- [13] Bensadoun et al, "*Multidimensional adaptive method for canceling EMG signals from the ECG signal*", 17th Ann Int Conf on the IEEE Engng in Med and Biol Soc, 1995.
- [14] Ivaylo I. Christov, Ivan K. Daskalov, "*Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram*", Medical Engineering & Physics ,1999.
- [15] A. Cohen, "*ondelettes et traitement numérique du signal*", Masson ,1992.
- [16] A.Ruha et al, "*A real-time microprocessor QRS detector system with a 1ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV*"; IEEE, Transaction on Biomedical Engineering, vol.44, no.3, pp.159-167, Mar, 1997.
- [17] J.Pan and W.Tompkins, "*A real-time QRS detection algorithm*". IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol.BME-32, no.3, pp.230-136, Mar, 1986.
- [18] Chan K.L and So.H "*development of QRS method for real-time ambulatory cardiac monitor*" ,Proc 19 Annu Int Conf IEEE EMBS, Chicago, USA, 289-292,1997.
- [19] Qinghua Zhang et al, "*An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiogram* ", Publication interne n_1744, October 2005, disponible à partir de: www.irisa.fr.
- [20] ANSI/AAMI EC57, "*Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms*", AAMI Recommended Practice/American National Standard, 1998.
- [21] M. Altuve et al , "*LF/(LF+HF) index in Ventricular Repolarization Variability correlated and uncorrelated with Heart Rate Variability*", Engineering in Medicine and Biology Society, 28th Annual International Conference of the IEEE,2006.

- [22] Lombardi, F et al "*Spectral analysis of short term R-Tapex interval variability during sinus rhythm and fixed atrial rate*". Eur Heart J, 17(5) :769_78,1996.
- [23] Nollo, G.et al, "*Spontaneous beat-to-beat variability of the ventricular repolarization duration*". J Electrocardiology, 1992.
- [24] Sara WONG, "*Segmentation de l'intervalle RT et description par analyse factorielle de la variabilité de la fréquence cardiaque et de la repolarisation ventriculaire*",thèse de doctorat,université de Rennese1,2004.
- [25] V.K. Yeragani et al, "*Effect of Age on QT Variability*", Pediatric Cardiology, 21:411–415, 2000
- [26] Rajendra Acharya U et al, "*Advances in Cardiac Signal Processing*". Springer-Verlag Berlin Heidelberg ,2007.
- [27] Nebojsa Milosavljevic et al, "*ST Segment Change Detection by Means of Wavelets*", 8th Seminar on Neural Network Applications in Electrical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, University of Belgrade, Serbia, September , 2006.
- [28] F Badilini et al , "*Beat-to-Beat Quantification and Analysis of ST Displacement from Holter ECGs: A New Approach to Ischemia Detection*", IEEE, 1992.
- [29] K I Dimantaras, "*ST Segment Nonlinear Principal Component Analysis for Ischemia Detection*", Computers in Cardiology ,1996
- [30] S Ward et al, "*PP and PR Interval Variations in Pediatric Subjects Being Evaluated for Obstructive Sleep Apnea*", Computers in Cardiology ,2004.
- [31] M. Malik et al, "*Subject-specific heart rate dependency of electrocardiographic QT, PQ, and QRS intervals*", Journal of Electrocardiology, 2008.