



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : **SEBTI OUASSINA**

**Application de La Transformée de Fourier à
court- terme (TFCT) sur les bruits cardiaques
du PCG**

Mr.	TAOULI SID MOHAMED	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	SIDI MOHAMMED EL AMINE DEBBAL	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr.	SOUFIANE SOULIMANE	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examinateur

Année universitaire 2019-2020

Dédicaces

Je dédie ce travail à :

A mon père,

Ma mère,

A toute ma famille,

A tous mes enseignants et mes collègues.

*A tous ceux que j'aime Qu'ils trouvent ici l'expression de
toute ma reconnaissance.*

Remerciements

«الحمد لله الذي هدانا لهذا وما كنا لنهتدي لوال أن هدانا هلا»

Merci Allah de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'à bout du rêve et la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

Tout d'abord, J'adresse mes sincères remerciement à mon père qui m'a toujours soutenu le long de mon parcours.

Je tiens aussi a remercier le Pr. DEBBAL SIDI MOHAME EL AMINE de m'avoir proposé ce sujet de PFE et pour sa bonne volonté d'accepter m'encadrer.

Si la rédaction d'un mémoire n'est pas une sinécure, il en va de même pour sa lecture approfondie. Je remercie donc chaudement les membres du jury :

Dr. TAOULI SIDI MOUHAMED qui a bien voulu me faire l'honneur de présider le jury et Dr. SOUFIANE SOULIMANE Mourad d'avoir accepté d'être l'examineur de ce manuscrit.

Mes vifs remerciements s'adressent également à nos enseignants et à nos amis, pour leur présence chaleureuse et leur encouragement

Enfin, je remercie tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.



Résumé :

Ce mémoire s'intéresse à traiter et à analyser des bruits cardiaques le plus souvent obtenus lors d'un enregistrement par un stéthoscope numérique.

L'objectif de cette étude est d'effectuer une étude statistique pour une meilleure mise en valeur des caractéristiques temps –fréquence des quatre bruits cardiaques (B1, B2, B3, B4) pour déduire les caractéristiques du signal PCG afin de fournir un diagnostic de divers maladies cardiaques

La transformée de Fourier à court terme (TFCT) est une technique d'analyse performante dans cette étude, qui permet de détailler l'évolution du comportement temporel et fréquentiel de ces quatre bruits cardiaques.

Mots clés : Phonocardiogramme, Bruits cardiaques, étendue temporelle, étendue fréquentielle, analyse spectro-temporelle, transformée de Fourier à court-terme.

Abstract

This memory is interested in processing and analyzing heart sounds most often obtained during recording with a digital stethoscope.

The objective planned by this study is to carry out a statistical study for a better evaluation of the time-frequency characteristics of the four heart sounds (B1, B2, B3, B4) to deduce the characteristics of the PCG signal in order to provide a diagnosis. various heart diseases

The short-term Fourier transform (TFCT) is a powerful analysis technique in this study, which makes it possible to detail the evolution of the temporal and frequency behavior of these four heart sounds.

Keywords: Phonocardiogram, Heart sounds, temporal extent, frequency extent, spectro-temporal analysis, short-term Fourier transform.

Table des matières

Remerciements.....	
Résumé :	
INTRODUCTION GENERALE	1
Introduction Générale	2
Chapitre 1. Notions théoriques sur le signal phono cardiogramme	3
Introduction	4
I. Système cardiovasculaire	4
I.1 -Le système cardiovasculaire	4
I.2-Le Cœur	4
1.1.1 I.2.1-Anatomie de cœur	4
I.2.2 Les valves cardiaques	5
I.2.3-Fonctionnement du cœur	7
I.2.4 La propagation de l'excitation	8
Activité électrique du cœur	9
Cycle activité électrique	9
I.2.3. Système de fonctionnement cardiaque	10
Phonocardiographie et phono-cardiogramme	11
I.3. 1. Historique de l'auscultation du cœur et de la phonocardiographie a rechercher	12
I.3.2. Courbes de pression	13
I.3.3. Les sons et les souffles cardiaques	15
I.3.4. La phonocardiographie	20
I.4. Conclusion	21
Chapitre 2. Notions théoriques sur la transformée de Fourier à court-terme (TFCT)	22
Introduction	23
II .1. Généralités sur les signaux	23
II.1.1. Définition d'un signal	23
II.1.2. Classification des signaux	23
Transformé et Série de Fourier	25
Analyse de Fourier	25
II.2.2. Limitation de l'analyse de Fourier	30
alyse temps-fréquence	31

Représentation temps-fréquence : de Fourier aux ondelettes:	34
II.3. Conclusion	36
Chapitre3.Analyse temporelle des bruits cardiaques	37
III.1.Introduction	38
Paramètres de caractérisation des bruits cardiaques	39
Etude temporelle des quatre bruits cardiaques	40
Définition de la boîte à outils "stats" de Matlab	40
éthode suivis	41
terprétation des résultats	41
Synthèse et interprétation	44
Conclusion	45
Chapitre IV. Analyse fréquentielle des bruits cardiaques	46
Introduction	47
Etude fréquentielle des quatre bruits cardiaques	47
La gamme de fréquence pour les quatre bruit du cœur	47
Etude fréquentielle des quatre bruits cardiaques	49
nthèse et interprétation	52
Variations de la fréquence cardiaques	54
Définition	54
VI.3.2. Analyse de la VFC	54
VI.3.3. Mesure de la VFC	55
VI.3.4 .Etude des variations de la fréquence cyclique du signal PCG en présence des bruits cardiaques	56
VI.5.Interprétation des résultats	59
VI.5.Conclusion	60
Conclusion générale	61
Conclusion générale	62
Références bibliographiques	63
Abréviations	67
Liste des figures	68
Liste des tableaux	70

INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale :

Aujourd'hui, selon les rapports des études statistiques de l'Organisation mondiale de la santé (OMS), les maladies cardiovasculaires, qui affectent le fonctionnement mécanique ou électrique du cœur, est la cause la plus fréquente du décès dans le monde [43].

Avec l'évolution des techniques dans le domaine médical, le médecin dispose des outils et des méthodes performants pour examiner l'activité cardiaque du patient tel que l'auscultation cardiaque à travers un stéthoscope. Cette méthode permet la perception des phénomènes vibratoires appelés bruits cardiaques qui se produit au cours de la révolution du cœur mais cela reste insuffisant pour un diagnostic fiable.

A partir des années 1940, Les informations délivrées par l'auscultation sont représentées sous forme d'un enregistrement graphique appelée Phono-cardiogramme (PCG) : c'est un enregistrement des sons du cœur sous forme de tracé graphique représentant l'activité acoustique du cœur qui permet de préciser ce que le personnel médical a détecté avec son stéthoscope.

Pratiquement il est très complexe de reconnaître les différents bruits et leurs caractéristiques à cause de leur multiplicité qui apparaissent durant un cycle de battement cardiaque, ces bruits sont nécessaires pour aboutir à des informations qualitatives et quantitatives sur l'activité cardiaque.

Ce mémoire projette une étude basée sur l'application de la Transformée de Fourier à Court Terme TFCT qui est une technique d'analyse qui permet de décrire l'évolution du comportement temporel et fréquentiel des quatre bruits cardiaques. Une étude statistique a été effectuée dans ce travail dans le cadre de l'objectif de la reconnaissance des caractéristiques du signal PCG.

Les travaux et les résultats obtenus sont structurés en quatre chapitres.

Dans le premier chapitre, inclut les notions théoriques sur le signal phono cardiogramme PCG avec des notions descriptives de la phonocardiographie et des bruits cardiaques.

Dans le deuxième chapitre, on s'intéresse à étudier la théorie de la Transformée de Fourier à Court Terme de façon détaillée. Le troisième chapitre s'intitule analyse temporelle des bruits cardiaques en faisant une étude prononcée des paramètres des bruits cardiaques dans le domaine temporel. Cependant le chapitre 4 est dédié à l'étude fréquentielle de chacun des bruits du cœur ainsi que la fréquence cardiaque.

Nous avons terminé ce manuscrit par une conclusion générale.

Chapitre 1. Notions théoriques sur le signal phonocardiogramme

Introduction :

Ce chapitre est dédié à l'étude du système cardiovasculaire, de l'activité électrique du cœur et les bruits et la phonocardiographie comme étant une méthode pour le visionnement et le diagnostic des maladies cardiaques.

I. Système cardiovasculaire :

I.1 -Le système cardiovasculaire :

C'est l'appareil qui assure la circulation du sang dans l'organisme et permet la distribution l'oxygène et des nutriments à chacun de nos organes permettant leur bon fonctionnement et en même temps qui permet de débarrasser ce dernier des déchets. Le système décrit I est composé de deux parties : le cœur et le réseau vasculaire.

Le cœur qui joue le rôle majeur dans ce système, puisqu'il est considéré comme une pompe qui assure la circulation du sang dans les deux réseaux vasculaires : celui des artères et celui des veines.[1]

I.2-Le Cœur :

Le cœur, l'organe complexe et fascinant, est central dans le système cardiovasculaire, il est pratiquement infatigable (dans son état normale et sain), faisant circuler le sang à chaque instant pour chacune des cellules, sans relâchement, il est véritablement unique grâce à une mouvement autonome primitive.[2]

1.1.1 I.2.1-Anatomie de cœur :

- Appelé aussi le myocarde, le cœur est un muscle creux approximativement semblable au poire qui pèse environ 300g, est situé au centre du cage thoracique dans le médiastin antéroinférieur, entre les deux poumons et un peu plus proche du poumon gauche que droite comme il est démontré sur la **Figure I.1.** [3]

- Le mouvement perpétuelle du cœur pourrait être accompagné de frictions, mais cependant il en y rien puisque pour éviter toutes frictions le cœur baigne dans un liquide lubrifiant à l'intérieur d'un sac fibreux appelé le péricarde.

Comme déjà mentionné, le cœur est un organe creux, donc il est composé de 4 cavités, les deux chambres de l'étage supérieures sont les oreillettes qui sont des réservoirs de sang pour remplir les ventricules et deux autres inférieurs, Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des oreillettes.

- Un mur musculaire, le septum divise l'oreillette et le ventricule gauche de l'oreillette et du ventricule droit, évitant le passage du sang entre les deux moitiés du cœur.
- Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit, parce qu'il doit exercer une force considérable pour pousser le sang dans tout le corps contre les résistances à l'écoulement, Alors que le ventricule droit n'assure que la circulation pulmonaire dont les résistances sont bien moindres.

- le cœur s'articule autour des deux anneaux les plus gros, les gros vaisseaux auriculaires du cœur sont l'aorte qui amène le sang oxygéné vers le corps et l'artère pulmonaire qui envoie le sang usé vers les poumons. [4]

- ces deux anneaux sont également le point d'attachement des deux valves auriculo-ventriculaires.
- la base fibreuse de ces gros vaisseaux prend son départ sur les deux autres anneaux au quelle les valves tricuspides sont attachées.

- pour assurer d'oxygéner le muscle cardiaque le cœur possède deux artères coronaires, la gauche et la droite, ces artères se ramifient pour entourer le cœur sur toute sa surface externe et ont pour rôle de vasculariser le muscle cardiaques , elles prennent naissance au début de l'aorte et elles se divisent ensuite en de multiples bronches qui vont pénétrer dans le muscle pour irriguer l'ensemble du cœur
- Il y a plusieurs examens médicaux du cœur comme l'auscultation, l'examen radiologique, l'examen échographique et l'électrocardiogramme (ECG).

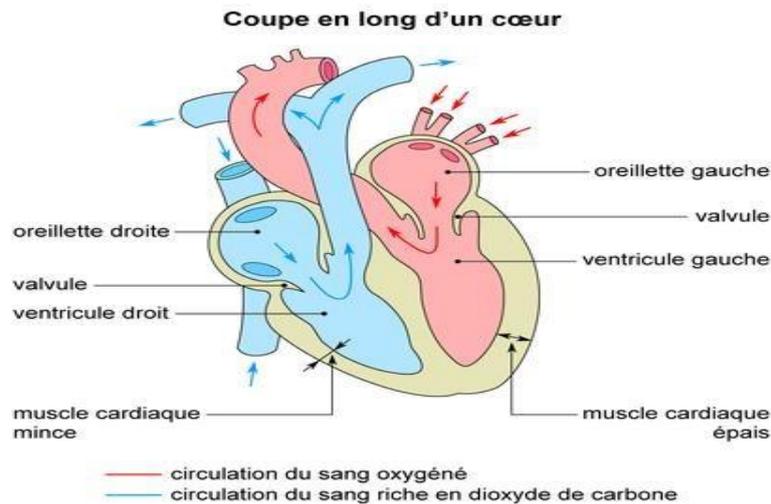


Figure I.1. Anatomie du cœur

I.2.2 Les valves cardiaques :

À l'intérieur du cœur, les cavités sont séparées par des orifices munis de **valves** qui jouent un rôle très important dans la circulation sanguine et qui permettent au sang de circuler toujours dans le même sens d'une cavité à l'autre, un peu comme des « portes d'écluses » qui s'ouvrent et se referment lorsque les cavités sont vidées ou remplies (Figure I.2.).

Le cœur est une pompe qui doit propulser le sang dans l'organisme. Il est divisé en deux parties, chacune d'entre elle est composée d'une oreillette et d'un ventricule. Entre les oreillettes et les ventricules, on trouve des clapets, appelés **valve mitrale** à gauche, **tricuspide** à droite.

Il en existe entre le ventricule gauche et l'aorte, c'est la **valve aortique**, et entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire, c'est la **valve pulmonaire**. [5]

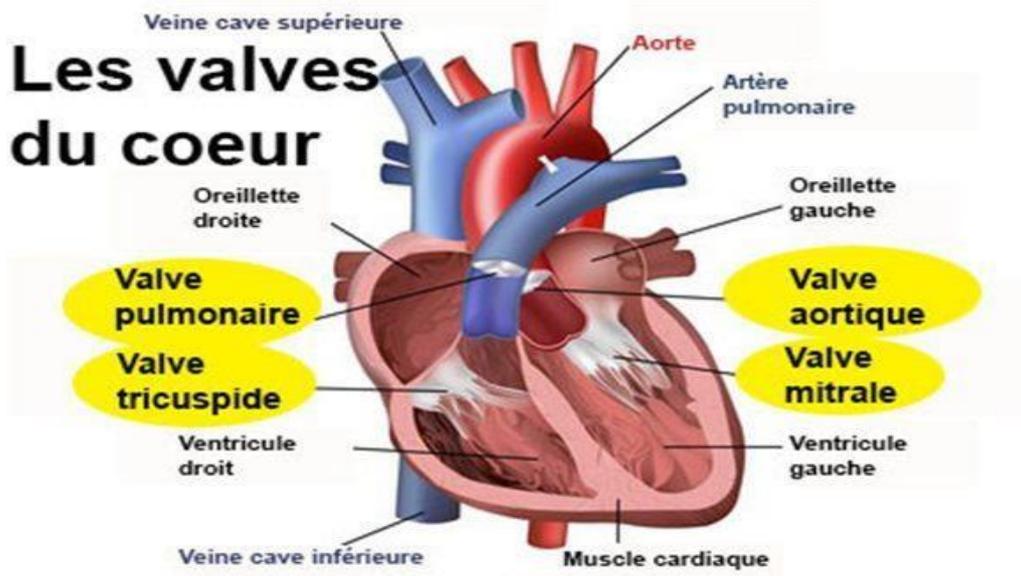


Figure I.2. Présentation des valves cardiaques

Ces valves permettent de réguler la circulation du sang, en sens unique. Elles s'ouvrent dans un seul sens, sous la pression du sang, et se referment pour l'empêcher de refluer

Il y'a deux types de valves :

-Les valves d'admission (Les valves auriculo-ventriculaires) : Celle du ventricule gauche est formée de deux lames et dénommée valve mitrale et du ventricule droit est formée de trois lames et dénommée valve tricuspide. Sont appelés auriculo-ventriculaires puisqu'ils gardent l'entrée des oreillettes aux ventricules.

-Les valves d'échappement (Les valves semi-lunaires) : se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire. Il s'agit de la valve aortique et la valve pulmonaire sont appelés semi-lunaire en raison de leur forme demi-lune, cette forme empêche le reflux du sang de l'aorte et l'artère pulmonaire dans les ventricules ayant leur ouverture dirigée vers l'extérieur du cœur.

-En effet pour qu'une pompe ait son maximum d'efficacité, il faut une valve d'admission et une valve d'échappement.

Ces valves (Figure I.3) qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de refluer et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur.

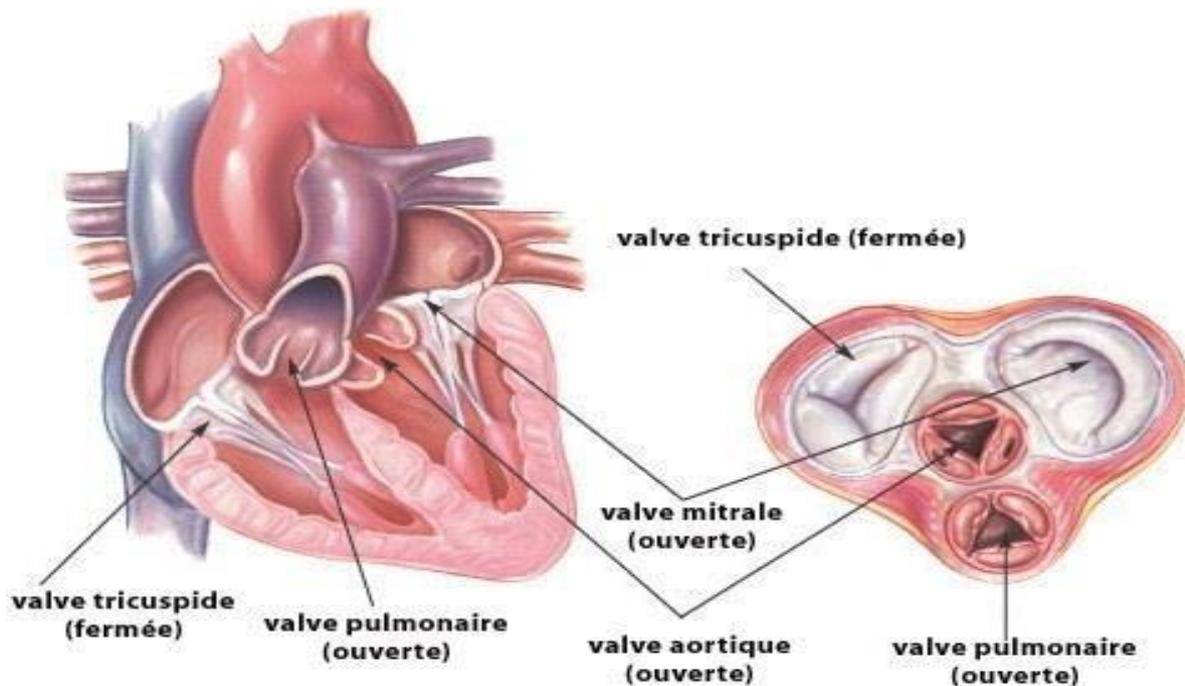


Figure I.3. Coupe transversale des valves cardiaques

I.2.3-Fonctionnement du cœur :

Le cœur est une pompe fascinante dont chaque moitié fonctionne séparément de l'autre. Le côté droit du cœur est chargé de renvoyer le sang pauvre en oxygène aux poumons pour éliminer le dioxyde de carbone et réoxygéner le sang. L'oreillette droite reçoit le sang veineux apporté par la veine cave. Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule droit. Lorsque ce dernier se contracte le sang pénètre dans l'artère pulmonaire et dans les poumons. L'artère pulmonaire est la seule artère de l'organisme à transporter du sang pauvre en oxygène.

-Le côté gauche du cœur reçoit le sang fraîchement oxygéné provenant des poumons et le redistribue dans tout le corps. Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche par les quatre veines pulmonaires. Ce sont les seules veines de l'organisme à transporter du sang oxygéné. Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule gauche et doit traverser la valve mitrale, qui contrôle le débit. L'épaisseur du muscle cardiaque donne au ventricule gauche la puissance nécessaire pour pomper le sang dans tout le corps, de la tête aux pieds. Lorsque votre cœur se contracte, le sang est propulsé à travers la valve aortique dans l'aorte, qui est le plus gros vaisseau de l'organisme, et distribué dans le corps par l'intermédiaire d'un réseau d'artères.[6]

Cette fonction mécanique cardiaque est la conséquence d'une activation électrique organisée du myocarde. Pour accomplir cette fonction de pompe, le myocarde est constitué principalement de deux types de tissus :

□ **Le tissu de conduction ou tissu nodal** : ce tissu est constitué de cellules présentant des propriétés spécialisées d'excitabilité, de conductibilité et d'automatisme. Ces propriétés permettent la génération régulière et spontanée des impulsions électriques et la conduction de ces impulsions d'une manière organisée au travers du myocarde, afin d'assurer une contraction adéquate et un pompage efficace.

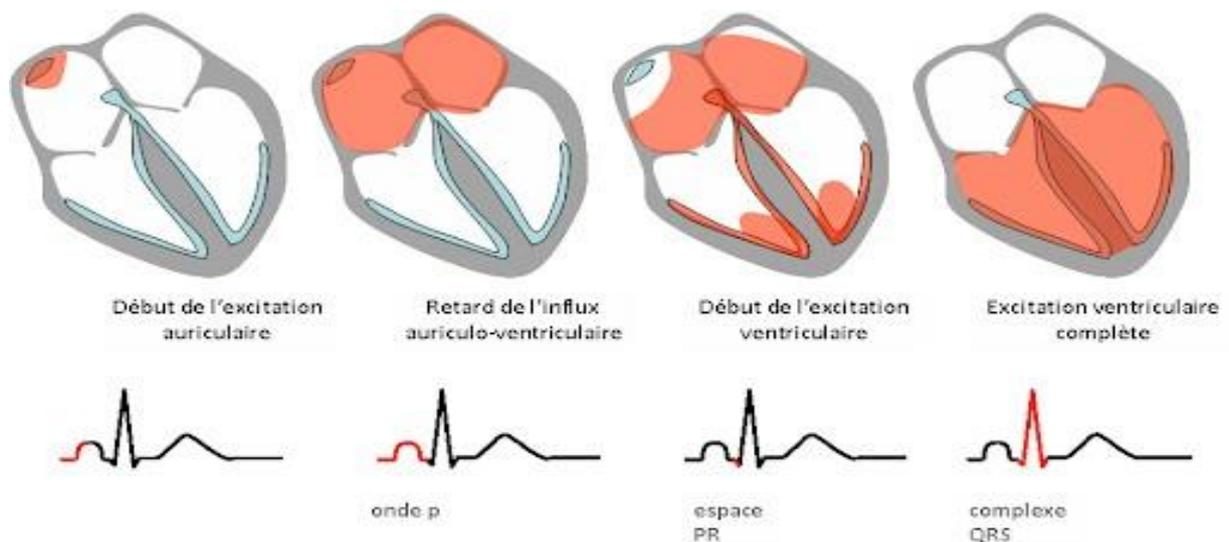
□ **Le tissu myocardique contractile** : ce type de tissu est largement majoritaire et présente aussi des propriétés d'excitabilité et de conductibilité cellulaire. Cependant, à la différence du tissu nodal, il est constitué des cellules pourvues d'un grand nombre de fibres musculaires capables de se contracter.

I.2.4 La propagation de l'excitation :

La transmission de l'excitation dans les fibres cardiaques s'effectue de proche en proche. Elle résulte d'un flux de courant entre les cellules qui viennent d'être activées et les cellules adjacentes au repos. L'excitation qui est à l'origine du battement cardiaque prend naissance dans le nœud sinusal. Elle se propage de cellule à cellule dans toute la masse du muscle auriculaire pour produire la contraction des oreillettes. L'excitation atteint alors le nœud auriculo-ventriculaire.

Ce nœud a un rôle de régulateur. Il impose à l'onde de propagation un certain retard avant de la transmettre au faisceau de His. Celui-ci transmet l'excitation aux ventricules, plus précisément au Faisceau de His et aux fibres de Purkinje qui cheminent sur toute la surface interne des ventricules. Le nœud auriculo-ventriculaire et le faisceau de His constituent le seul lien fonctionnel normal entre les étages auriculaire et ventriculaire. [7]

Grâce au retard imposé par le nœud auriculo-ventriculaire, les ventricules ne sont dépolarisés qu'après la fin de la contraction des oreillettes, donc au moment où les ventricules sont remplis, la conduction dans le réseau de Purkinje est très rapide ce qui permet d'obtenir une contraction à peu près simultanée de l'ensemble des myocards ventriculaires droit et gauche, d'où une expulsion optimale du volume sanguin ventriculaire vers les artères. La repolarisation se produit ensuite de façon plus lente.



Activité électrique intrinsèque et analyse ECG

FigureI.4. Propagation du sang selon l'activité électrique du cœur

Activité électrique du cœur :

Le cœur est un organe considéré doué d'automatisme, cad qui fonctionne sans intervention du cerveau puisque le cœur possède un système électrique fascinant qui lui y propre pour synchroniser les contractions d'une façon efficace.

L'idée principale à retenir concernant le système électrique du cœur est qu'il y a des cellules repartis en nœuds _ des petites masses_ et en faisceaux qui servent à générer et a conduire un signal qui serve a contracter les oreillettes premier puis les ventricules et ce cycle se répète au moins un fois chaque seconde pour que le cœur batte 60 fois par minute en état normale.

Cycle activité électrique :

- L'activité électrique qui est répétitive et spontanée suit le trajet suivant :

a/Le nœud sinusal (NS) : l'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal qui détermine en temps normale la fréquence ou rythme cardiaque

Il est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite. qui joue le rôle de pacemaker (stimulateur cardiaque) et il définit le rythme cardiaque.

b/ **Les oreillettes** : l'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes.

Le nœud sinusal est en communication avec l'oreillette gauche pour lui transmettre le signal ou le flux électrique par le faisceau de BackMan et ce faisceau permet une conduction rapide et le signal atteint donc simultanément les deux atrium qui ce contractent au même temps

c/ **Le nœud septal ou auriculo-ventriculaire (NAV) :**

Il est situé a la limite être l'oreillette et le ventricule droit au niveau de la valve tricuspide, Prend le relai du nœud sinusal en cas de défaillance mais à un rythme plus bas.

Ce nœud va aussi servir a faire le lien avec le nœud sinusal et aussi a laisser passer le signal électrique des oreillettes vers les ventricules.[8]

d/ **Le faisceau de His :**

Un **faisceau** de cellules musculaires cardiaques spécialisées dans la conduction électrique. Il transmet les impulsions électriques des atria aux ventricules, induisant la contraction des muscles cardiaques des ventricules. Il est situé dans la partie haute du septum inter ventriculaire et il fait suite au nœud atrio-ventriculaire (Figure I.5) divisé en 2 branches droite et gauche (elle-même subdivisée en hémi branches antérieure et postérieure gauches) puis les **fibres de Purkinje**. Le septum interventriculaire est dépolarisé de la gauche vers la droite puis les ventricules de l'endocarde vers le myocarde. La contraction des ventricules se produit quelques fractions de seconde après celle des oreillettes, compte tenu du temps de propagation de l'onde de dépolarisation [9]

e /**La branche droite** : elle est située le long de la partie droite du septum interventriculaire et facilite la conduction de l'activité électrique dans le ventricule droit.

f/**La branche gauche** : cette branche se subdivise en deux hémi branches, l'une antérieure gauche et l'autre postérieure gauche.

g/**Les fibres de Purkinje** : les branches du faisceau de His dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation.les deux branches du faisceau de His se résolvent en un réseau couvrant l'endocarde des ventricules.

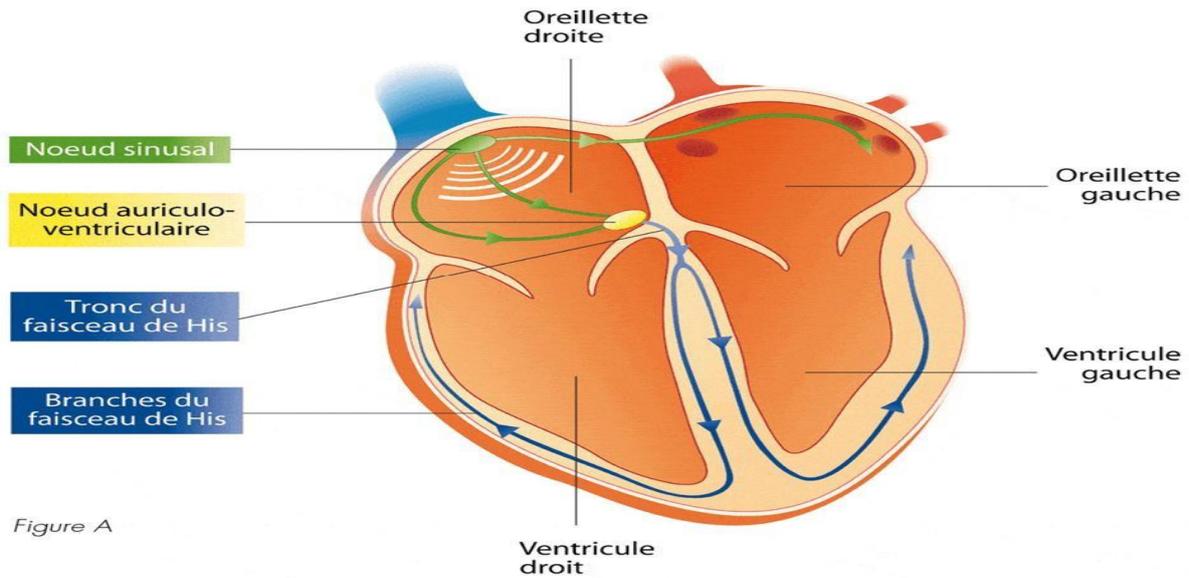


Figure I.5.parcours électrique dans le cœur

I.2.3. Système de fonctionnement cardiaque :

Le fonctionnement des cellules musculaires se compose de trois étapes principales(Figure I.6) :[9-10]

a. Système d'excitation : c'est le nœud SA qui est responsable de cette excitation qui participe à la propagation du potentiel d'action.

b. Système de couplage excitation-contraction : qui transforme le signal d'excitation électrique en un signal chimique et active le troisième système.

c. Système contractile : c'est un moteur moléculaire.
(Meriem ?)

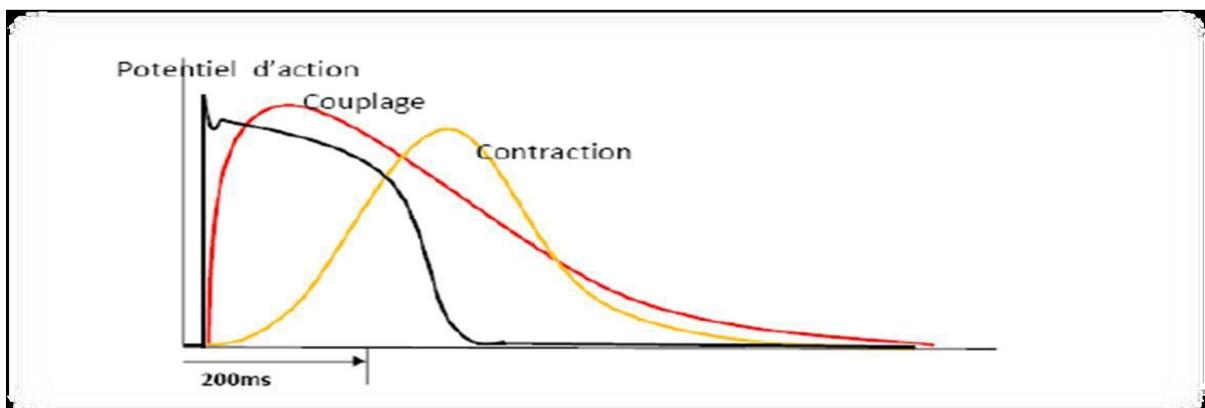


Figure I.6. L'excitation, la propagation et la contraction cardiaque.

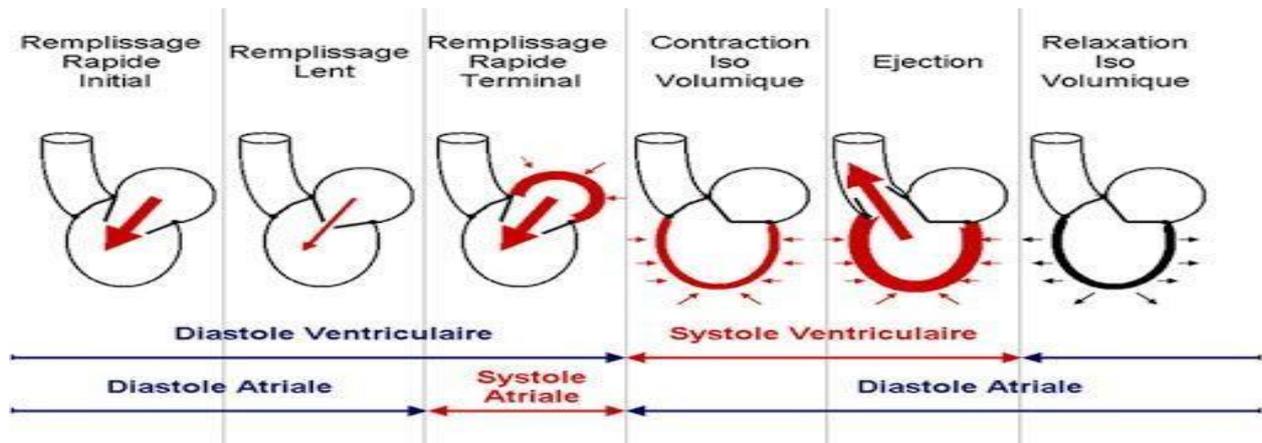


Figure I.7.Mecanique du cycle cardiaque

I.3. Phonocardiographie et phono-cardiogramme :

- La phonocardiographie offre une visualisation graphique des signaux d'auscultation, permettant l'observation clinique des bruits cardiaques caractérisés par des fréquences en dehors de la plage normale de l'audition humaine.
- L'auscultation des bruits générés par le cœur au moment de ses contractions est l'une des méthodes les plus couramment utilisées par les médecins pour diagnostiquer les maladies cardiovasculaires et respiratoires. L'outil d'auscultation le plus répandu dans le domaine cardiologique est le stéthoscope. Un médecin expérimenté peut diagnostiquer un large éventail d'anomalies cardiovasculaires, y compris les sténoses mitrale et aortique ainsi que les souffles systoliques, mais de nombreuses anomalies sont souvent manquées en raison d'une incapacité à appliquer une écoute sélective parmi les différentes composantes qui accompagnent le cycle cardiaque, ou une incapacité naturelle à détecter les fréquences en dehors de la gamme de l'audition humaine.[11]

I.3. 1. Historique de l'auscultation du cœur et de la phonocardiographie a rechercher

1.3.1.1. Auscultation du cœur :

L'auscultation est une des techniques les plus antiques et les plus utiles pour le diagnostic de la maladie du cœur. Très souvent, l'auscultation du cœur permet la détection de la fonction anormale du cœur bien avant l'apparition des symptômes et avant qu'un diagnostic définitif puisse être fait [12].

Ainsi comme médecin dans divers hôpitaux parisiens, Laennec avait au début, en 1816, réfléchi à une amélioration de l'auscultation ; il s'est intéressé au principe de la percussion déjà établi en 1760 par un médecin à Vienne (Autriche) et introduit en France par son professeur Corvisart, médecin à l'hôpital de la Charité. Nommé à l'hôpital Necker en 1815, Laennec découvre et perfectionne le principe d'auscultation à l'aide d'un instrument : le stéthoscope. Son premier essai est mené à l'aide d'un cahier roulé dont il applique une extrémité sur la poitrine du patient en écoutant les battements du cœur à l'autre extrémité.

Il utilise plus tard, un cylindre de bois ' d'un pied de long ' percé en son centre d'un tube d'environ 2 millimètres de large. Le stéthoscope amplifie le bruit émit par les battements cardiaques, ou par les poumons lors d'une maladie telle que la bronchite. Son rôle est d'abord celui d'une caisse de résonance qui rend audibles en les amplifiant, des bruits trop faibles pour être entendus seulement à l'oreille nue.

Le stéthoscope moderne, plus précis, ajoutera une capsule avec membrane vibrante, sorte de tympan mécanique appliqué sur le corps du malade et qui oscille sous les ondes sonores émises par les organes du patient. Les vibrations ainsi reproduites sont transmises à l'air du stéthoscope qui les amplifie et les rend audibles à l'oreille du médecin. Laennec est ainsi le fondateur d'une méthode d'investigation basée sur une nouvelle approche des symptômes, dont il tirera de nombreuses connaissances très importantes sur la plupart des maladies de l'appareil respiratoire. Désormais, le stéthoscope est un instrument incontournable de l'auscultation et du diagnostic médical.

Des améliorations dans la construction (ergonomique) et des matières employées dans la production des stéthoscopes acoustiques binauraux et flexibles continuent à être apportées après plusieurs décennies dans la recherche du stéthoscope idéal [13].

Même si plus de 50 nouveaux brevets ont été enregistrés au Canada et aux Etats-Unis pendant les 20 dernières années, y compris la conception sophistiquée au sujet du développement d'un stéthoscope électronique [14], le stéthoscope acoustique binaural et flexible est encore utilisé la plupart du temps.

Les avantages principaux des stéthoscopes acoustiques sont leur robustesse et conceptions ergonomiques. Par exemple, ils peuvent être accrochés, pliés autour du cou du clinicien ou encore placés dans une poche d'une chemise blanche de travail. Ils peuvent tomber sur le plancher sans subir de grand dommages et leur longévité est impressionnante: 15 à 20 ans.

La difficulté d'utiliser le stéthoscope électronique dans la pratique clinique est principalement due aux facteurs suivants:

- les principaux avantages des stéthoscopes électroniques à savoir l'amplification des bruits cardiaques et une meilleure réponse en fréquence ont été masqués par l'amplification aussi des bruits de fond et ceux ambiants.
- les réponses en fréquence généralement offertes avec les stéthoscopes électroniques ne produisent pas des bruits familiers aux cliniciens en comparaison du filtrage de cloche et de diaphragme des stéthoscopes acoustiques ; il faut un temps d'adaptation additionnel psychoacoustique aux médecins pour se familiariser à la composition spectrale modifiée des bruits cardiaques et des murmures entendus avec les stéthoscopes électroniques.

- la fragilité et les conceptions ergonomiques parfois mauvaises des stéthoscopes électroniques sont des limitations supplémentaires.

L'actuel décennie peut, cependant, être une ère de révolution significative dans le domaine de l'auscultation du cœur en raison du faible coût des composants électroniques et d'ordinateurs ; il sera possible donc de développer une nouvelle génération des stéthoscopes électroniques avec des possibilités d'acquisition, d'analyse et d'affichage et de reproduction

En temps réel des bruits cardiaques et des murmures.

Ceci peut permettre l'intégration du développement le plus récent dans l'auscultation et la phonocardiographie dans un instrument en temps réel avec des possibilités accrues d'archivage (banque de données) des bruits auscultés pouvant fournir un meilleur suivi clinique des patients. Cette nouvelle génération des stéthoscopes électroniques fournira également un outil important pour améliorer l'enseignement de l'auscultation et la recherche.

I.3.2. Courbes de pression :

I.3.2. a. La courbe de pression ventriculaire

1. La systole ventriculaire

Comprend deux phases ; une phase de contraction et une phase d'éjection.

a. Phase de contraction : le début de la contraction ventriculaire est la contraction préisovolumétrique ; elle va s'accompagner d'une augmentation brusque de la pression dans le ventricule qui devient supérieure à la pression dans l'atrium ; ce qui entraîne la fermeture des valves auriculo-ventriculaires qui correspond au 1er bruit du cœur.

La contraction du ventricule se poursuit ; les valves auriculo ventriculaires et sigmoïdes sont fermées ; la pression ventriculaire s'élève rapidement et devient supérieure à la pression dans les gros vaisseaux ; d'où l'ouverture des valves sigmoïdes ; elle correspond à la première partie ascendante de la courbe.

b. Phase d'éjection : elle commence après l'ouverture des sigmoïdes ; elle comprend plusieurs phases :

c. Phase d'éjection rapide : qui correspond à la deuxième partie ascendante de la courbe ; Phase pendant laquelle la pression continue d'augmenter rapidement.

d. Phase d'éjection lente : qui correspond au sommet de la courbe.

Le proto diastole de wiggers : pendant laquelle la pression ventriculaire chute rapidement mais reste supérieure à la pression aortique, elle correspond à la première partie descendante de la courbe. Lorsque la pression ventriculaire devient inférieure à la pression dans les gros vaisseaux, il y a fermeture des valves sigmoïdes ce qui correspond au deuxième bruit cardiaque qui marque la fin de la systole et le début de la diastole.

2. La diastole ventriculaire

Se décompose en 02 phases, une phase de relaxation et une phase de remplissage.

a. Phase de relaxation : durant cette phase les valves auriculo ventriculaires et sigmoïdes sont fermées ; la pression dans le ventricule continue à diminuer ce qui correspond à la deuxième partie

descendante de la courbe : c'est la relaxation iso volumétrique. Lorsque la pression dans le ventricule devient inférieure à la pression dans l'atrium, il y a ouverture des valves auriculo ventriculaires.

b. Phase de remplissage : elle commence dès l'ouverture des valves auriculo ventriculaires ; elle comprend plusieurs phases:

_ Phase de remplissage rapide : elle correspond à la dernière partie descendante de la courbe. La pression dans l'oreillette est supérieure à la pression dans le ventricule ; d'où remplissage Rapide du ventricule. Les 03 bruits cardiaques correspondent à la fin de cette phase.

_ Phase de remplissage lent : la pression dans le ventricule commence à s'élever lentement Alors que la pression dans l'atrium continue à diminuer, le ventricule poursuit son remplissage

_ Phase de diastasis : qui est la phase pendant laquelle il y a égalité des pressions dans le ventricule et l'oreillette, c'est une période de repos complet pour le cœur. Lorsqu'il y a accélération de la fréquence cardiaque, cette phase diastasis disparaît.

_ Phase de remplissage actif : pendant laquelle il existe une élévation transitoire de la pression ventriculaire qui est due à la systole auriculaire qui chasse le sang restant dans l'atrium vers le ventricule et termine ainsi le remplissage du ventricule ; cette phase correspond au quatre Bruit cardiaque. .[15]

1.3.2.b - La courbe de pression auriculaire

_ La systole auriculaire : qui est la contraction de l'atrium s'accompagne d'une augmentation de pression dans l'atrium qui se traduit dans la courbe sous la forme de (l'onde a).

_ Le sang chassé dans le ventricule lors de la systole auriculaire complète le remplissage ventriculaire qui s'accompagne d'une augmentation de pression dans ce dernier qui devient supérieure à la pression auriculaire d'où fermeture des valves auriculo ventriculaire au point(z).

_ La fermeture des valves a-v s'accompagne d'un bombement des valves (dans l'oreillette, ce qui entraîne un ressaut de la pression qui se traduit par (l'onde c).

_ La diastole auriculaire est traduite par une diminution de pression qui est enregistrée sur la courbe sous forme du (creux x).

_ L'arrivé du sang par les veines pulmonaires entraîne une augmentation de la pression Auriculaire qui correspond à (l'onde v). Dès l'ouverture des valves a-v ; la pression auriculaire chute rapidement du fait de remplissage ventriculaire ; ce qui se traduit par le (creux y). Il y a ensuite égalisation des pressions entre atrium et ventricule, puis survient de nouveau la systole auriculaire (onde a) qui termine la vidange de l'oreillette et le remplissage du ventricule.[16]

1.3.2.c. La courbe de pression au niveau des gros vaisseaux

L'ouverture des sigmoïdes : se traduit lorsque la pression ventriculaire est supérieure à la pression aortique. Il existe alors une élévation brusque de la pression qui est parallèle à l'augmentation de Pression dans le ventricule correspond à l'éjection rapide [17], puis la pression se stabilise (Figure I.8).

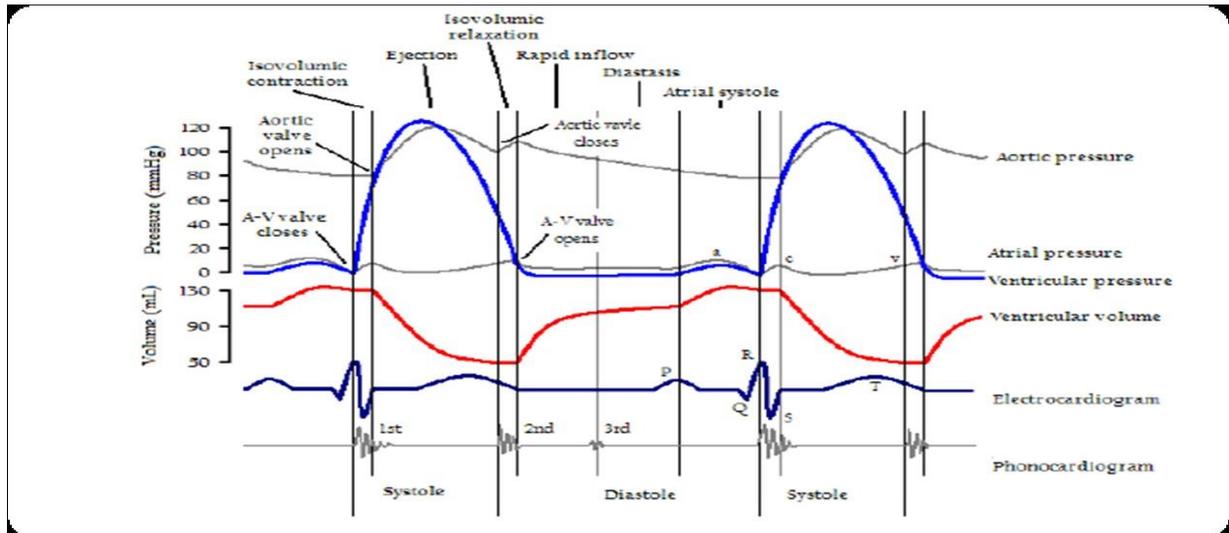


Figure I.8 : La boucle pression volume d'un cycle cardiaque.

Les sons et les souffles cardiaques :

En général le fonctionnement de système cardiovasculaire est résumé en deux phénomènes : mécanique basée sur les contractions cardiaques, l'ouverture et la fermeture des valves atrio-ventriculaires et sigmoïdes, deuxième phénomène est acoustique correspond aux sons produits lors le premier phénomène. L'exagération ou l'abolition de ces sons est considérée comme pathologique (bruit surajouté et souffles).

Les sons cardiaques :

Le premier son (S1)

Le son S1 correspondant au début de la systole ventriculaire est dû à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires qui a lieu lorsque la pression intra ventriculaire supérieure à la pression intra auriculaire. Ce premier son est fait de deux composantes : **la Composante mitrale (M1)** qui précède **la composante tricuspide (T1)**. Il est caractérisé par son Amplitude forte et sa durée longue (100-200ms) par rapport aux autres sons (S2, S3, S4), son Spectre de fréquence se situe principalement entre 10-200 Hz. L'ouverture des valves sigmoïdes est inaudible.[18]

Le deuxième son (S2)

Le son S2 marque la fin de la systole ventriculaire et signifiant le début de la diastole , il est dû à la fermeture des valves sigmoïdes qui a lieu lorsque la pression ventriculaire devient inférieure à la pression artérielle au- dessus des sigmoïdes.

Ce deuxième bruit est fait de deux composantes : **la composante aortique(A2)** précédant **la composante pulmonaire(P2)**. S2 a une durée minimale de 80 ms, sa durée est courte si comparé à celle de S1 du fait de la forme semi lunaire des valves aortique et pulmonaire qui se ferme rapidement. Les composants de fréquence de S2 sont généralement plus élevés que ceux du S1 et son spectre se situe principalement entre 50-250Hz.[19]

L'ouverture de la mitrale

Lorsque la pression intra ventriculaire devient inférieure à la pression auriculaire normalement elle est inaudible.

Le troisième son (S3) :

Correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule, il se produit 0.15second après la Composante aortique du deuxième son. C'est un signal de faible fréquence et faible intensité qui peut être entendu au début de la phase diastolique (juste après S2), S3 est considéré normal pour les enfants et l'adulte comme il peut être signe de maladie chez les vieux.

Le quatrième son (S4)

Correspond à la systole auriculaire ou phase de remplissage actif du ventricule ; normalement inaudible de faible fréquence et faible intensité, se produit à la fin du régime diastolique (juste avant S1). S3 et S4 accompagnent souvent d'autres maladies cardiaques congénitales [20]

Les souffles cardiaques :

Un souffle est un phénomène sonore d'une durée plus longue et doux que celle d'un bruit. Il représente l'écoulement du sang d'une zone de haute pression vers une zone de basse Pression à travers d'un orifice rétrécie, Selon la position des souffles dans le cycle cardiaque on distingue :[21]

a. Souffles systoliques : se produisent entre S1 et S2 et sont classés comme début, milieu ou fin systolique ou Holo systolique (occupant tout la systole).

Rétrécissement aortique

C'est la réduction de la surface de l'orifice aortique (normalement de 3cm) qui fait obstacle à l'éjection de sang du ventricule gauche aux différents organes pendant la systole (Figure I.9).[22]

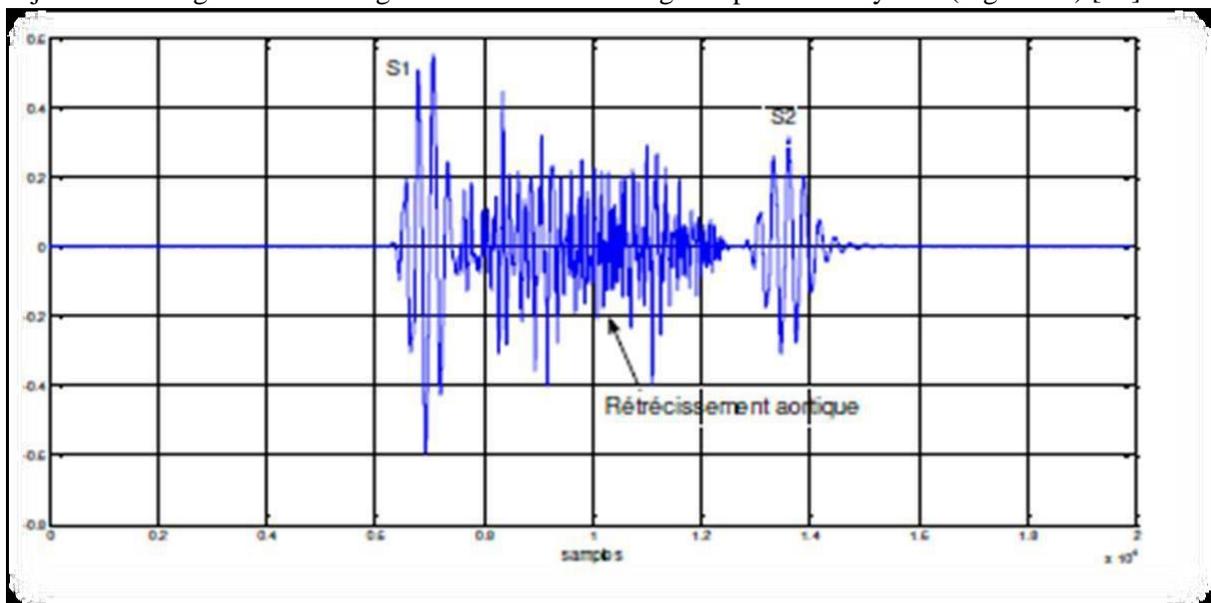


Figure I.9. Représentation d'un cycle cardiaque contenant un Rétrécissement aortique de forte Intensité

Insuffisance mitrale

L'insuffisance mitrale "I.M" (Figure I.10) est caractérisée par le reflux systolique du sang du ventricule Gauche vers l'oreillette gauche du fait de la perte d'étanchéité de la valve mitrale. La

Conséquence sera une surcharge volumétrique du ventricule gauche et une augmentation des Pressions dans l'oreillette gauche et dans la circulation pulmonaire.

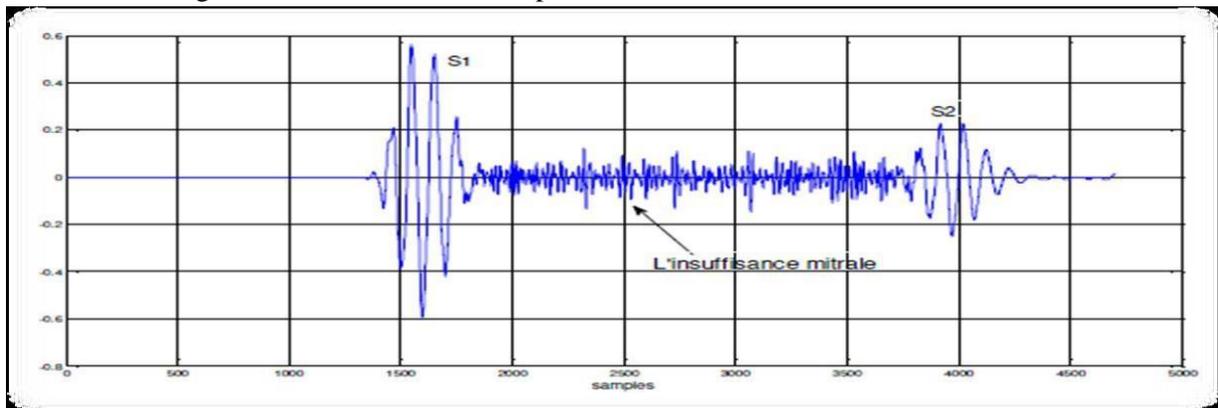


Figure I.10.Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale

Rétrécissement pulmonaire :

La valvule pulmonaire permettant au sang de circuler du ventricule (cavité inférieure) droit du cœur vers les poumons devient rétrécie. Par conséquent, le ventricule droit doit pomper plus fort que la normale pour surmonter cet obstacle. Cela peut causer une surcharge du ventricule droit et provoquer une augmentation de son volume.

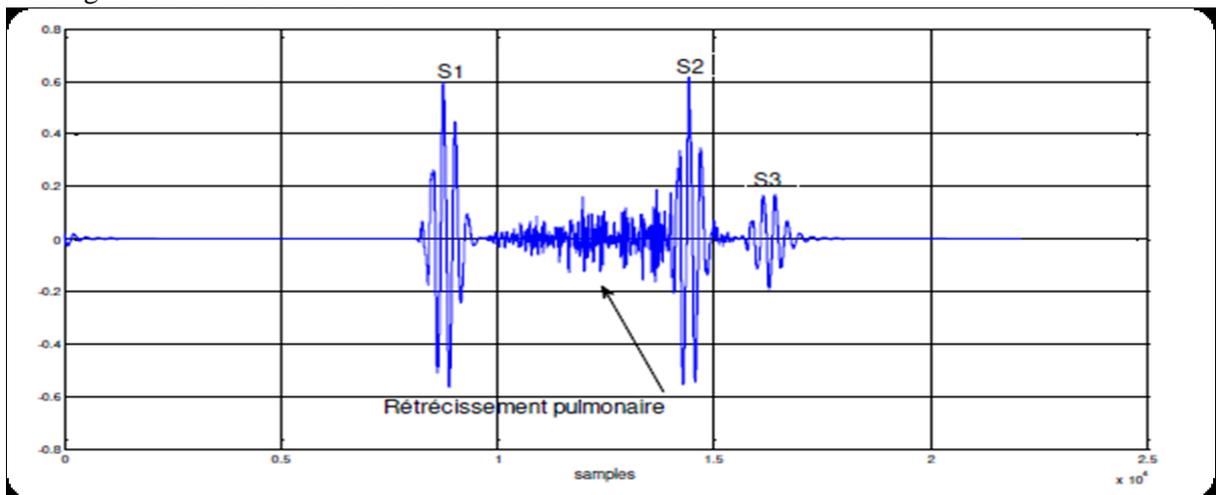


Figure I.11.Représentation d'un cycle cardiaque contenant un Rétrécissement Pulmonaire accompagné par un son ou souffle S3

Communication inter-ventriculaire

La communication inter-ventriculaire (CIV) est la malformation cardiaque congénitale la plus fréquente et représenterait près de 40 % de l'ensemble des cardiopathies congénitales chez l'homme.

Dans le cœur normal, la cloison qui sépare les ventricules droit et gauche, dénommée « Septum inter-ventriculaire », est totalement hermétique.

Une CIV correspond à la présence d'un orifice plus ou moins large dans cette cloison, permettant un passage direct du sang d'un ventricule vers l'autre. Les conséquences de cette malformation dépendent essentiellement de la taille de la communication.

L'évolution d'une CIV dépend de sa localisation sur le septum, certaines étant susceptibles de se fermer spontanément dans les mois ou années suivant la naissance à L'auscultation cardiaque on not un souffle systolique diffus (en rayons de roue) dont l'intensité est inversement proportionnelle à la

taille de la communication. L'intensité du souffle ne reflète donc absolument pas la gravité de la CIV (on pourrait même écrire au contraire...).[23]

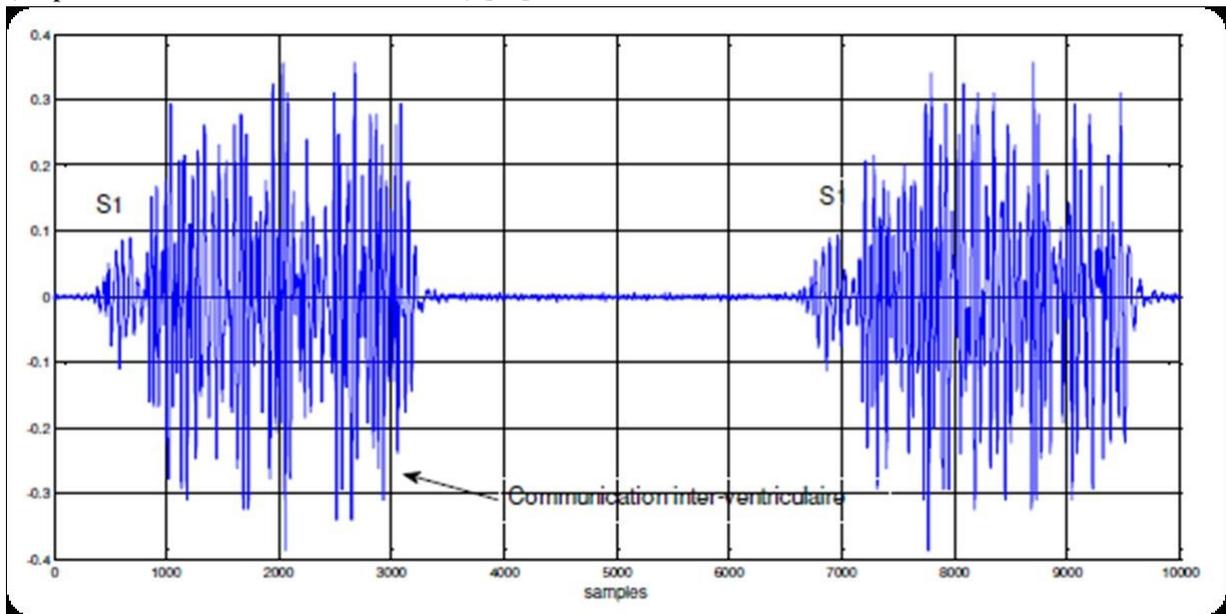


Figure I.12.Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Communication Inter-ventriculaire

b. Souffles diastoliques : se produisent entre S2 et S1 et sont classés comme début, milieu ou fin de diastole. On peut citer : Le souffle d'insuffisance Valvulaire aortique, rétrécissement mitral rétrécissement tricuspidiennne.

Rétrécissement mitral

Le rétrécissement mitral réalise un obstacle au remplissage diastolique du ventricule Gauche avec réduction de l'orifice mitral fonctionnelle (Surface mitrale inférieure à 2.5 cm²).

Le passage de sang à travers cette valve rétrécie va produire un souffle diastolique bien entendu autour de la région mitrale.[24]

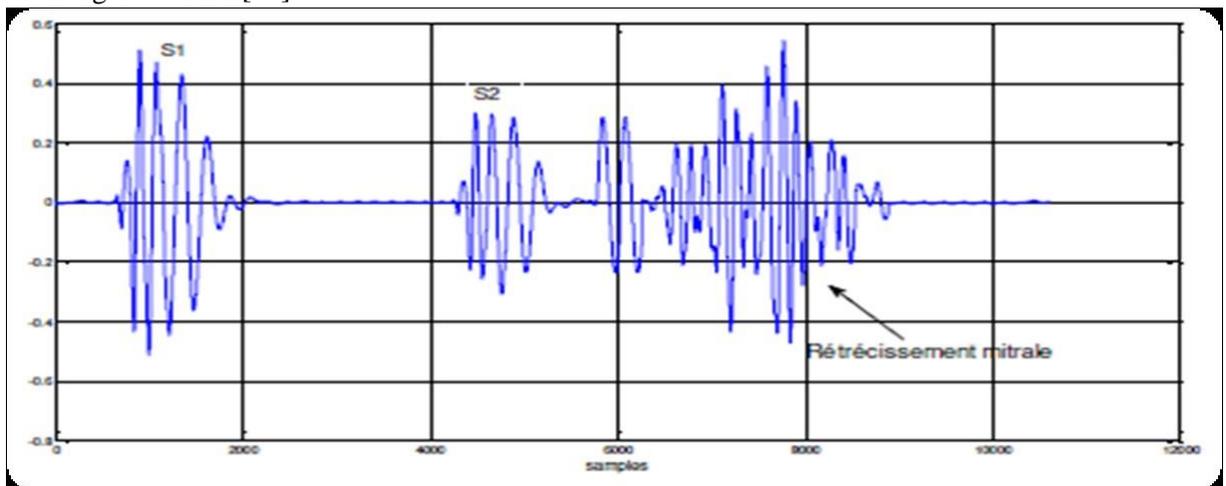


Figure I.13.Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral

Insuffisance aortique

L'insuffisance aortique "IA" (Figure I.14) se caractérise par un reflux anormal (régurgitation) du sang de l'aorte dans le ventricule gauche pendant la diastole survient lorsque la valve aortique du Cœur ne se ferme pas complètement.

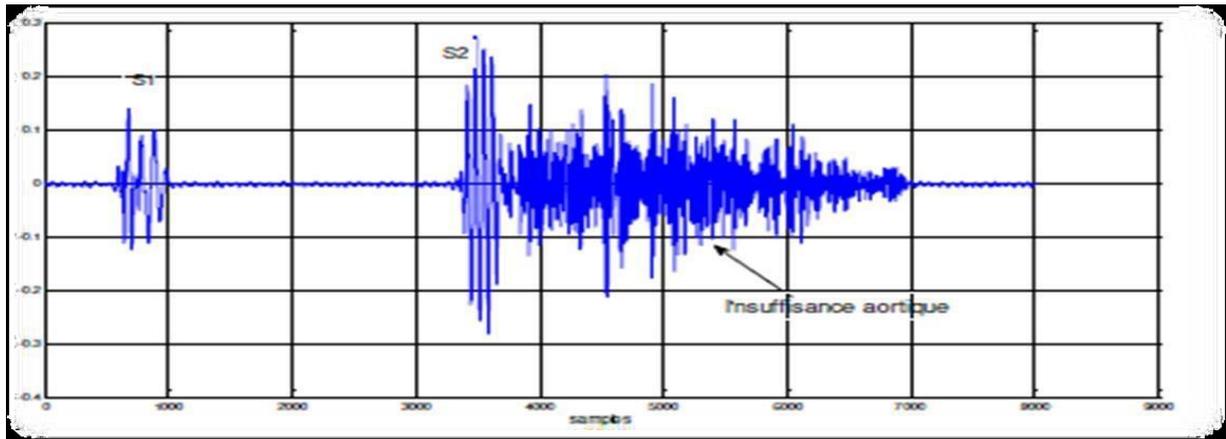


Figure I.14.Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique

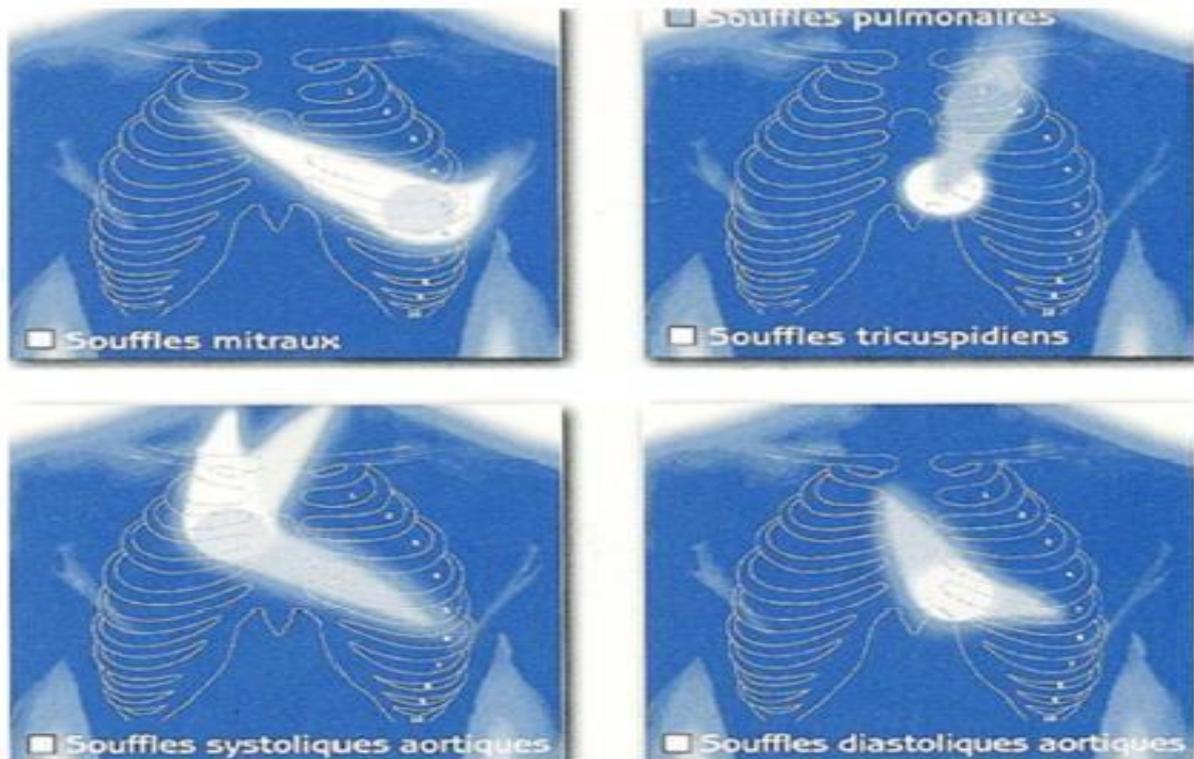


Figure I.15.Sièges et irradiations thoraciques des principaux souffles (en blanc le siège maximal et les irradiations)

I.3.4. La phonocardiographie :

La phonocardiographie est fondée sur l'enregistrement des vibrations ou oscillations de fréquences diverses, audibles ou non, qui correspondent aux bruits cardiaques normaux ou anormaux.

Une représentation graphique de la forme d'onde des bruits cardiaques écoutés à l'aide d'un stéthoscope s'appelle un phono cardiogramme PCG, la technique employée pour capturer et enregistrer ces bruits est connue sous le nom de phonocardiographie. [11]

I.3.4.1 Description du Signal Phono-cardiographique :

Les bruits cardiaques sont des ondes acoustiques résultantes des battements du cœur ainsi que du flux sanguin qui coule à travers ses cavités. Le signal enregistré est appelé phonocardiogramme PCG.

Ces bruits cardiaques sont des vibrations mécaniques provoquées par la pression systolique et diastolique du myocarde, l'ouverture et la fermeture des valvules cardiaques ainsi que l'impact de l'écoulement sanguin dans la paroi ventriculaire et les différents vaisseaux sanguins qui entourent le cœur.

Ce signal peut mettre en évidence quatre bruits cardiaques notés respectivement S1, S2, S3 et S4. Les bruits S1 et S2 apparaissent respectivement au début des phases systolique et diastolique.

Il existe quatre types de bruits cardiaques connus par S1, S2, S3 et S4, qui peuvent être auscultés et visualisés sur un signal phono cardiographique PCG. Les bruits S1 et S2 sont les deux principaux bruits entendus dans une auscultation d'un sujet sain. L'intervalle entre le premier et le deuxième bruit définit la systole (éjection ventriculaire), tandis que l'intervalle entre le deuxième et le premier bruit suivant définit la diastole (remplissage ventriculaire).[25]

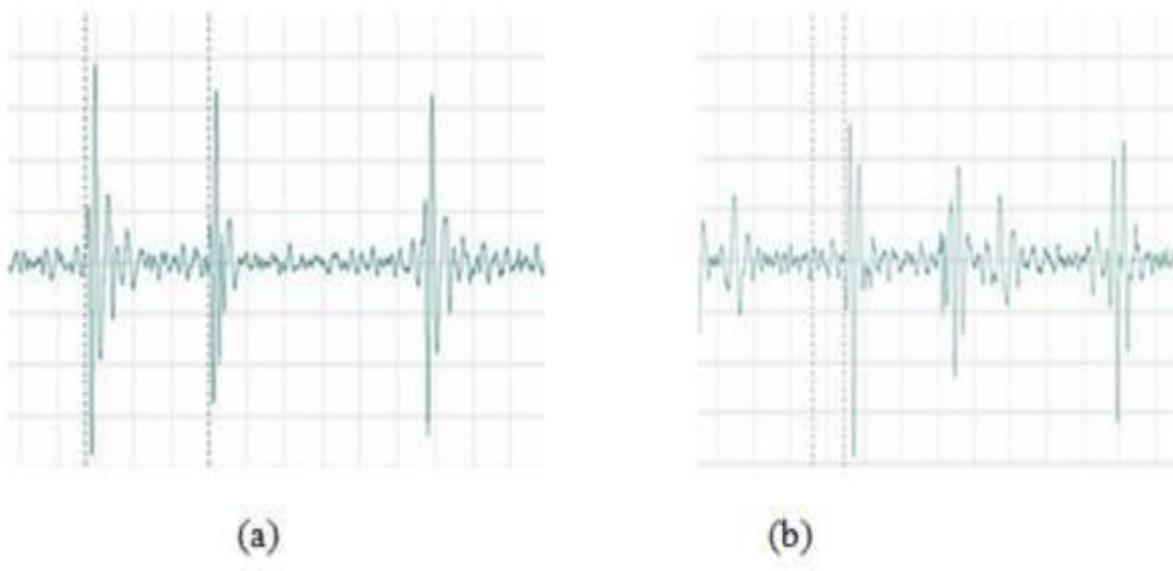


Figure I.16.(a) signal (PCG) pour un sujet normal, (b) signal pathologique (sévère systolique dysfonction)

1.3.4.2. Caractéristiques spectro-temporelle d'un signal PCG :

Les bruits cardiaques sont par définition des signaux non-stationnaires (dont les Propriétés spectrales varient donc en fonction du temps) et sont situés dans la gamme des basses fréquences, approximativement entre 10 et 300 Hz. Le tableau suivant résume les caractéristiques fréquentielles et temporelles des bruits cardiaques : [26]

Bruit Cardiaques	B1	B2	B3	B4
Audibilité	⊕	⊕	⊖ (basse fréquence et intensité)	⊖ (basse fréquence et intensité)
F (Hz)	30 - 100	50 – 150	30	30
t(ms)	150	100	100	80
Lieu	Protosystolique	Télesystolique (prédiastolique)	Rotodiastolique	Télédiastolique (présystolique)
Origine	Fermeture des valves auriculo-ventriculaires 	Fermeture des sigmoïdes 	Remplissage rapide 	Systole auriculaire 

TABLEAU1.1-Les caractéristiques fréquentielles et temporelles des bruits cardiaques

I.4. Conclusion :

Ce chapitre a été consacré à l'anatomie et la physiologie du cœur, on a présenté aussi les principales caractéristiques des sons cardiaques, les différentes cardiopathies (rétrécissement et insuffisance cardiaque) avec leurs enregistrements ainsi les caractéristiques temporelles et fréquentielle du signal PCG.

Chapitre 2. Notions théoriques sur la transformée de Fourier à court-terme (TFCT)

Introduction :

L'analyse du signal est une discipline qui consiste à extraire des informations nécessaires contenues dans un signal issu lors d'un phénomène physique.

Le traitement de signal est appliqué dans plusieurs domaines de recherches scientifiques comme la télécommunication (modulation et démodulation, la sismologie (l'étude du signal sismique par exemple) et même dans le domaine médical et notamment le diagnostic médical lors des analyses des signaux physiologiques issues du corps humain comme PPG, ECG, EOG... Acoustique ; traitement des images, vision artificielle ; traitement de la parole ;

II .1. Généralités sur les signaux

II.1.1. Définition d'un signal :

Le terme signal qui vient du mot '**signum**' signifie un support qui permet de véhiculer une information, mais en physique, le signal signifie le résultat de mesure d'un phénomène physique permet de transférer une énergie d'un émetteur au récepteur.

La majorité de signaux résultent de la transformation d'un phénomène physique en un signal électrique qu'on détecte par un capteur ou un transducteur

Classification des signaux :

Les signaux peuvent être décrits en différents types de classification comme la classification dimensionnelle, fréquentielle, énergétique, morphologique et phénoménologiques, cette dernière qui fait partie de notre étude, prend en considération l'évolution du signal en fonction du temps.

Ainsi on distingue deux catégories dans la classification phénoménologique :

Signaux déterministes.
Signaux aléatoires.

Signaux Déterministes :

ce sont des signaux dont la valeur à chaque instant peut être définie par une expression mathématique.

Périodiques : qui est constitué d'un motif qui présente une durée dénommée période T (exprimé en seconde)

Ce sont des signaux dont l'amplitude se répète dans des intervalles réguliers.

Non périodiques : qui sont des signaux transitoires, définis dans un intervalle de temps donné, en dehors de cet intervalle ils seront nuls.

Signaux quasi périodiques Sont des signaux composés d'une somme de plusieurs sinusoides. Résulte d'une somme de sinusoides dont le rapport de la fréquence n'est pas rationnel

Signaux Pseudo aléatoires : sont des signaux périodiques mais avec à l'intérieur du période un comportement aléatoire, on les trouve souvent lors d'une transmission d'information.

Signaux Aléatoires :

Ce sont des signaux pour lesquels le comportement temporel est totalement imprévisible et donc ne peuvent pas être décrit en expression mathématiques ainsi leur description ne peut se faire qu'à travers d'observation statistique. Les signaux aléatoires sont définis par des grandeurs dont les valeurs successives sont gérées par la loi de probabilité

Signaux stationnaires : qui ont les caractéristiques invariantes au cours du temps, ces signaux peuvent générer la perception ou l'interprétation du signal donc ils sont nommés généralement bruit ou parasite. Ce sont des signaux dont les propriétés statistiques sont les mêmes quel que soit l'origine du temps considéré (translation de l'origine du temps).

Signaux non-stationnaires : sont des signaux aléatoires dont le comportement varie au grès de l'information à transmettre. Ce sont des signaux pour lesquels l'amplitude a une variation particulière dans un intervalle de temps donnés.[28]

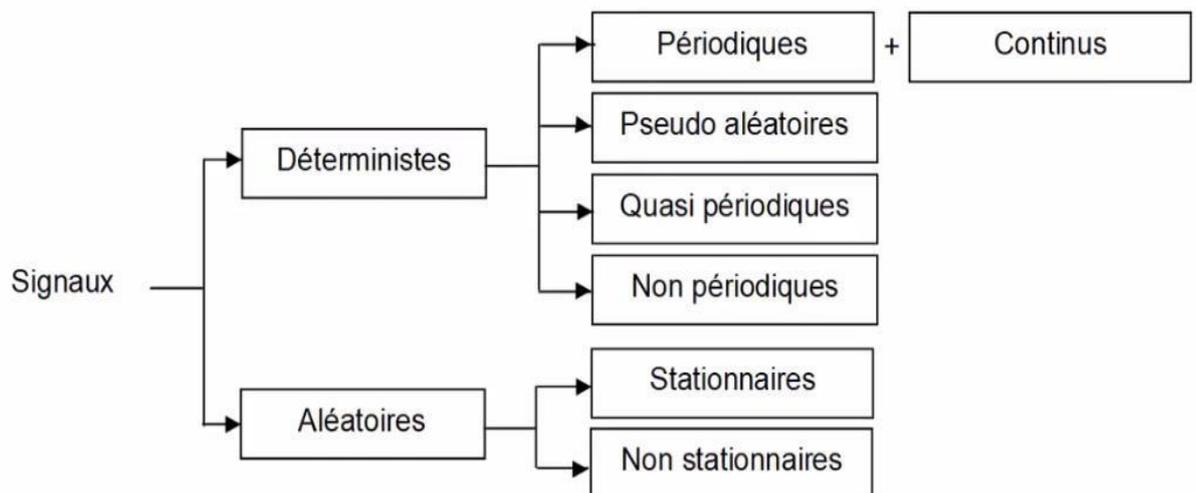


Figure II.1. Diagramme des types de signaux

II.2. Transformé et Série de Fourier

Analyse de Fourier :

Dans des études divers, il est souvent nécessaire d'obtenir le contenu fréquentiel d'un signal qui nous permettra de mettre en évidence des informations plus exploitables, donc les signaux notés précédemment qui sont en fonction de temps 't' doivent être représentés en fonction de fréquence.

Tandis que l'analyse temporelle représente la dure de signal et ses discontinuités, l'analyse fréquentielle a pour intérêt de représenter sa périodicité.

Ce passage du domaine temporel au domaine fréquentiel est nommé Analyse et ses deux représentations (temporelles et fréquentielles) sont bijectives.

Grace à l'analyse de Fourier il est possible d'obtenir directement le contenu fréquentiel d'un signal alors qu'on ne connaît pas nécessairement l'expression analytique.

II.2.1.a-Serie de Fourier :

La série de Fourier a pour but de décomposer un signal périodique réel de période T_0 en une somme infinie de fonction sinusoïdale de fréquences différentes pour le passage du domaine temporel au domaine fréquentiel.

Les séries de Fourier sont utilisées pour l'étude de signaux périodiques (par exemple, les signaux carrés, triangulaires etc...). Ceux-ci peuvent en effet être représentés comme une superposition d'une onde sinusoïdale fondamentale (dont la fréquence est appelée la fréquence fondamentale) et de diverses harmoniques de fréquences multiples de la fréquence fondamentale.

L'expansion en série de Fourier est la base de l'analyse harmonique. la décomposition du signal sur une base de sinusoïdes. On peut exprimer cette décomposition avec différentes écritures :

a. forme trigonométrique

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 t) + b_n \sin(n\omega_0 t)$$

avec $n \in \mathbb{N}^*$:

$f(t)$ signal réel,

$$a_0 = \frac{1}{T_0} \int_{T_0} f(t) dt,$$

$$a_n = \frac{2}{T_0} \int_{T_0} f(t) \cos(n\omega_0 t) dt,$$

$$b_n = \frac{2}{T_0} \int_{T_0} f(t) \sin(n\omega_0 t) dt.$$

(2.1)

La fréquence fondamentale vaut $\omega_0 = 2\pi / T_0$ et les coefficients a_n et b_n sont appelés coefficients de Fourier. On rappelle que les sinusoïdes ayant des fréquences multiples de la fréquence fondamentale $f_0 = 2\pi\omega_0$ sont appelées harmoniques.

b. **Forme polaire :**

(2.2)

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} |A_n| \cos(n\omega_0 t + \phi_n)$$

avec :

$$|A_n| = \sqrt{a_n^2 + b_n^2} \text{ l'amplitude,}$$
$$\phi_n = \tan^{-1}\left(\frac{-b_n}{a_n}\right) \text{ la phase.}$$

Les sinus sont exprimés par des cosinus grâce aux formules d'arcs associées.

c. **Forme exponentielle :**

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n e^{jn\omega_0 t}, C_n \in \mathbb{C}$$

(2.3)

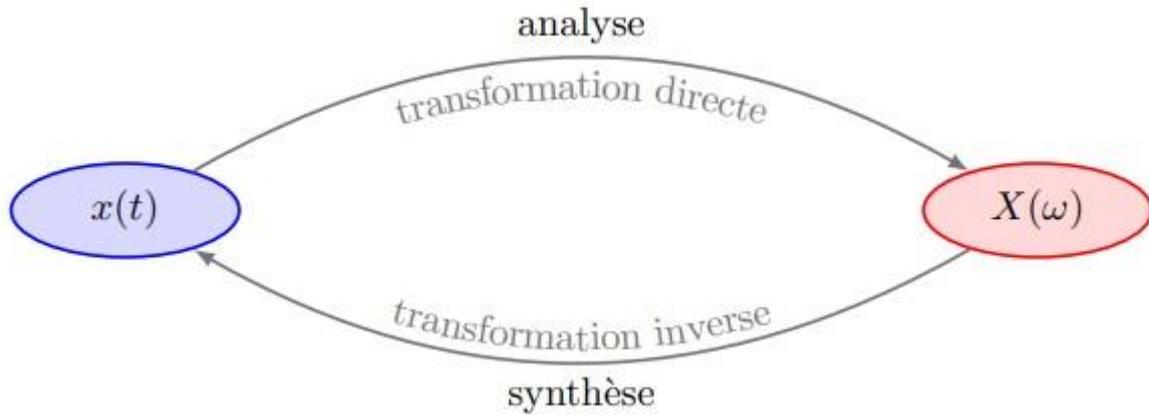
où :

$$C_n = \frac{1}{T_0} \int_{T_0} f(t) e^{-jn\omega_0 t} dt$$

Pour un signal périodique dont on a l'expression analytique, l'expansion en série de Fourier permet de mettre le signal sous la forme d'une somme de sinusoïdes; on sait ensuite représenter le spectre correspondant. Les fréquences contenues dans le signal sont donc nécessairement discrètes, à des multiples de la pulsation fondamentale ω_0 . [29],[30],[31]

II.2.1.b-Transformée de Fourier :

La transformée de Fourier est un outil majeur dans l'analyse du signal. Pour obtenir les informations fréquentielles contenues dans le signal, on applique une opération spéciale sur celui-ci : une transformation. La transformation directe permet de réaliser l'analyse du signal, c'est-à-dire le passage du domaine temporel au domaine fréquentiel, tandis que la transformation inverse permet de réaliser la synthèse : le passage du domaine fréquentiel au domaine temporel. Le résultat d'une transformation est appelé transformée.



FigureII.2. : Analyse et synthèse

Joseph FOURIER en 1807, affirma, qu’il était possible, dans certaines conditions, de décomposer une fonction périodique f sous la forme d’une somme infinie de signaux sinusoïdaux

Pour les signaux non-périodiques, cette méthode consiste à décomposer le signal en une somme des signaux sinusoïdaux et donc représenter le signal par une superposition d’ondes sinusoïdales de toutes les fréquences possibles c-à-d d’effectuer l’intégrale d’un spectre continue de fréquence.

Les amplitudes associées à ces fréquences représentent les importances respectives des diverses ondes sinusoïdales. Ces amplitudes forment alors une fonction de la fréquence f appelée “spectre continu des fréquences du signal” : c’est la transformée de Fourier du signal.

Elle est calculée à l’aide de l’intégrale de Fourier :

$$\hat{s}(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{-j\omega t} dt \quad ; \quad w = 2\pi f \quad (2.4)$$

La transformée inverse permet de reconstruire le signal à partir des sinusoïdes qui le constituent :

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{s}(w) e^{j\omega t} dw \quad (2.5)$$

Les plus usuelles des transformées de Fourier sont :

- la transformation de Fourier continue appliquée à des signaux continus;
- la transformation de Fourier discrète appliquée à des signaux discrets. [32],[30],[31]

II.2.1. b.1. Transformation de Fourier continue :

La transformation de Fourier continue, appliquée à des signaux continus, a pour but d'obtenir la représentation fréquentielle d'un signal continu quelconque, périodique ou non. De manière générale, pour un signal $S(t)$, on définit :

a. Transformée directe :

$$\hat{s}(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{-j\omega t} dt \quad ; \quad w = 2\pi f \quad (2.6)$$

L'équation de la transformée est dans ce cas :

$$S(w) = T \operatorname{sinc}\left(\frac{wT}{2}\right)$$

b. transformée inverse :

Permet de reconstruire le signal d'origine à partir de sa représentation fréquentielle $S(\omega)$.

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{s}(w) e^{j\omega t} dw \quad (2.7)$$

La transformation de Fourier continue TFC doit satisfaire les conditions suivantes

- TFC n'est applicable qu'à la fonction $f(t)$ définie sur le domaine continu et peut être écrite sous forme analytique.
- TFC est un outil de calcul formel. Dans le cas du traitement du signal numérique, seuls les signaux discrets sont traités, cette conversion n'est donc pas applicable.
- Le TFC d'un signal réel est une fonction à valeur réelle.
- Le TFC du signal périodique se traduit par un spectre de raies de support continu défini pour n'importe quelle fréquence ω
- Le TFC des signaux aperiodiques donne généralement un spectre avec des valeurs continues.
- L'extension de la série Fourier est une version épuisée de TFC et ne convient que pour les signaux périodiques.

II.2.1. b.2 Transformée de Fourier discrète :

Le but est d'obtenir la représentation fréquentielle d'un signal discret de longueur finie, périodique ou non.

a. Transformée directe (analyse) :

D'une façon générale, on peut définir la transformée de Fourier comme une application linéaire qui associe à N valeurs $s(0), \dots, s(k), \dots, s(N-1)$, N autres valeurs $\hat{S}_0, \dots, \hat{S}_n, \dots, \hat{S}_{N-1}$

où N représente le nombre minimum d'échantillons à prendre pour reconstruire le signal $s(t)$. Dans ce cas on nommera cette transformée, transformée de Fourier discrète. [33]

$$\hat{s}_n = \sum_{k=0}^{N-1} s(k) e^{-j2\pi kn/N} \quad ; n \in \{0, \dots, N-1\} \quad (2.8)$$

b. Transformée inverse (synthèse) :

$$s(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} s_n e^{j2\pi kn/N} \quad , k \in \{0, \dots, N-1\} \quad (2.9)$$

La transformation de Fourier Discrète TFD doit satisfaire les conditions suivantes :

- La transformée de Fourier discrète est applicable à tous les signaux discrets de durée finie, qu'ils soient périodiques ou non.
- TFD est une version échantillonnée de la transformée de Fourier en temps discret (DTFT). La fréquence discrète est la fréquence d'analyse, donc TFD a un support discret.
- Afin de générer le spectre de fréquences, l'axe des abscisses est généralement exprimé en fonction de la fréquence d'analyse, et les calculs d'amplitude et de phase sont corrigés;
- La résolution du spectre, Δf , est l'écart minimal entre 2 c-à-d la plus petite différence entre les deux fréquences du signal d'origine afin que les deux fréquences puissent être distinguées dans le spectre.
- L'intervalle spectral est la différence entre les deux fréquences d'analyse du DTFT échantillonné. Plus l'intervalle spectral est petit, meilleure est la précision spectrale.
- La fuite de spectre est un phénomène inévitable, qui entraînera l'apparition de raies avec des fréquences autres que celles contenues dans le signal d'origine;
- Pour réduire les fuites de spectre, des techniques de fenêtrage ou de remplissage nul peuvent être utilisées tel que la technique du zero-padding.

II.2.1. b.3. Enjeux de la TFD :

- Le TFD est le seul qui puisse être utilisé pour convertir des signaux numériques qui sont intrinsèquement discrets et ont une durée limitée;
- Comme mentionné précédemment, le calcul de la TFD entraîne un temps de calcul coûteux. L'utilisation extensive de TFD n'est possible que grâce à l'algorithme de transformation rapide de Fourier (FFT), dont nous parlerons plus tard.
- TFD suppose que le signal d'entrée est périodique. Bien que cette affirmation se retrouve souvent dans de nombreux manuels de traitement du signal, elle est incorrecte. La TFD peut être appliquée à tout type de signal discret, périodique ou non.

II.2.1.b.4 A propos de la transformée de Fourier rapide :

- Appelée aussi en anglais , Fast Fourier Transform 'FFT', est une réalisation intelligente de la transformation discrète de Fourier, qui peut fournir un temps de calcul satisfaisant pour les gros signaux.
- L'algorithme a été développé par Cooley et Tukey en 1965 , permettant la démocratisation et l'utilisation généralisée de TFD . Si N est une puissance de 2, alors le calcul TFD au point N nécessite une multiplication complexe N^2 , et le calcul FFT ne nécessite qu'une multiplication $N^2 \log_2(N)$.
- Les outils actuels de traitement numérique des signaux de transformée de Fourier rapide sont utilisés dans presque tous les cas. Par exemple, il est recommandé d'utiliser des modules de script. Signal 1, en langage Python, compare la première implémentation manuelle de la transformée de Fourier discrète avec la transformée de Fourier rapide et optimisée.

II.2.2. Limitation de l'analyse de Fourier :

Cependant, cette technologie a connu un vaste succès, mais elle apporte quelques défauts :

- La transformée de Fourier a un besoin urgent de localisation temporelle, car la représentation fréquentielle ne tient pas compte du changement du spectre fréquentiel avec le temps, et il est impossible de savoir quand le pic apparaît.
- Cette analyse fournit des informations globales et non locales, car la fonction d'analyse utilisée est une courbe sinusoïdale, qui peut osciller à l'infini sans amortissement.
- La superposition de multiples ondes sinusoïdales (infinies en théorie) présente un inconvénient majeur dans le processus de compression.
- Ce manque de localisation temporelle n'est plus une condition défavorable pour l'analyse de signaux inchangés ou peu changeants (statiquement fixes). Par conséquent, le principal inconvénient de la transformée de Fourier est qu'elle ne convient pas à l'analyse de signaux instables car elle émet Dans le processus de représentation fréquentielle, l'évolution du temps sera perdue.
- Prenant la Figure II.3 comme exemple, nous avons remarqué que dans le processus de transfert de la représentation temporelle à la représentation fréquentielle, les informations

temporelles sont perdues dans la représentation fréquentielle, il est donc impossible de savoir à quel moment la valeur de pic eu lieu et donc notre analyse ne peut pas étudier le signal dont la fréquence change avec le temps.[34],[33],[31]

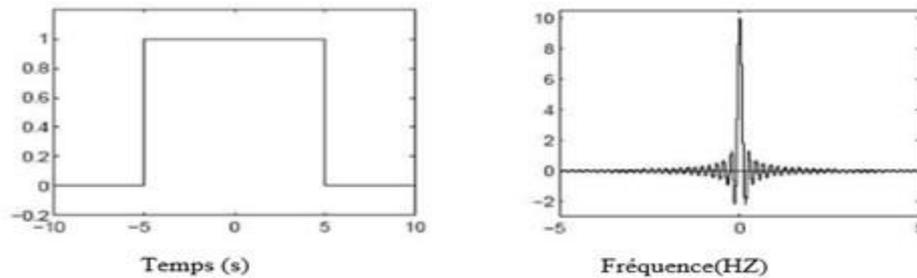


Figure II.3. Passage de la représentation temporelle à la représentation fréquentielle

II.2.3. Analyse temps-fréquence

Pour surmonter les inconvénients de la TF, Gabor dans les années 1940, a eu une idée fascinante basée sur l'utilisation d'une fonction « Fenêtre » pour limiter la plage de d'intégration temporelle.

Cette représentation temps-fréquence consiste à découper le signal en segments continus et obtenue en multipliant le signal par une fenêtre de temps de largeur finie considérée comme stable et puis chaque segment est alors étudié séparément des autres et là nous pouvant appliquer la TF à l'ensemble du signal.

II.2.3. a. Fonction Fenêtres

Théoriquement la TF doit être appliquée sur un signal de durée infinie, cependant pratiquement pour des signaux réels cette transformée n'est pas satisfaisante, donc on la calcule dans une fenêtre temporelle de largeur $\Delta t = [-\tau, \tau]$.

On désigne par fenêtre un signal qui est non nul seulement sur une durée T finie.

En prenant en considération que le signal traité est nul en dehors de cette fenêtre et supposant le signal infiniment répété à lui-même pour fournir un signal infini.

Généralement, la transformation est appliquée en multipliant le signal $s(t)$ par une fonction fenêtre $\phi(t)$, qu'on appelle opération de fenêtrage, qui est égale à zéro en dehors de l'intervalle d'étude, ce produit se traduit par une convolution de la TF du signal et la TF de la fenêtre. Le produit :

$$s(t)\phi(t-b) = s_b(t)$$

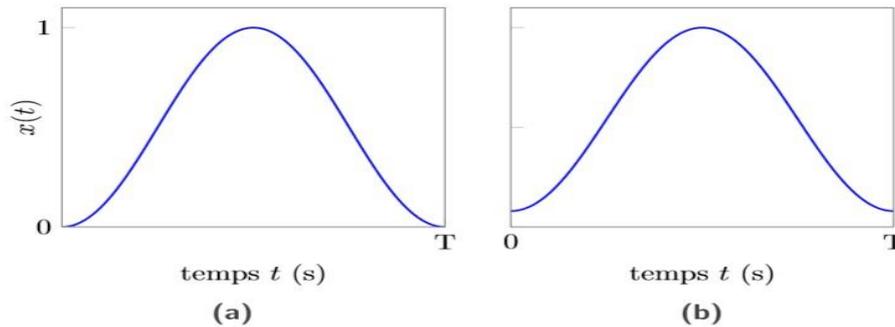
On distingue plusieurs types de fenêtres :

a- Fenêtre rectangulaire

La fenêtre rectangulaire qui est caractérisées par une excellente résolution pour des signaux possédant des amplitudes comparables, mais c'est un choix mauvais pour des signaux possédant des amplitudes disparates.

b- Fenêtres de Hamming et Hanning

Les fenêtres de Hamming et Hanning sont généralement utilisées dans des applications à bande étroite .[34],[35],[31]



FigureII.4: fenêtre hamming et Hanning

Définition de la transformée de Fourier à court terme (TFCT)

La TFCT ou plus communément appelé « spectrogramme » a pour intérêt de représenter les spectres en évoluant dans le temps.

Le principe de cette analyse s'appuie sur une intégration temporelle bornée ou limitée par l'outil d'une fonction appelé fenêtres de support temporel fini (on notera bien que la fenêtre que l'on fait glisser est toujours la même et a donc la même résolution en temps et en fréquence sur tout le signal) que l'on pourra glisser pour localiser l'information dans le signal et on obtient la TFCT ou transformée de Fourier fenêtrée.[34]

Grace à la fonction de fenêtrage $\phi(t)$ que l'on fait glisser pour explorer le signal $s(t)$, en appliquant la transformée de Fourier sur $s_b(t)$ avec $s(t)\phi(t-b) = s_b(t)$

On obtient la transformée de Fourier à court-terme (TFCT) définie de la manière suivante :

$$(G_{\phi} s)(b, \xi) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \phi_{b, \xi}(t) dt \quad (2.10)$$

Ou : la fonction fenêtre est définie comme suivant :

$$\phi_{b, \xi}(t) = e^{i \xi (t-b)} \quad \text{et} \quad \xi = 2 \pi \lambda$$

(t)

=

ϕ

(t

-

Le paramètre λ joue le rôle d'une fréquence localisée autour de l'abscisse b du signal temporel. $(G_\phi s)(b, \xi)$ donne ainsi une indication sur ce qui se passe autour de l'abscisse $t = b$ [36],[34],[37]

La Figure 2.5 présente la notion de fenêtrage temps-fréquence donnée par transformée de Fourier à fenêtre glissante. Cette transformée donne des informations sur la fonction $s(t)$ dans la fenêtre temps-fréquence suivante :

$$[t^* + b - \sigma_t, t^* + b + \sigma_t], [w^* + \xi - \sigma_w, w^* + \sigma_w] \quad (2.11)$$

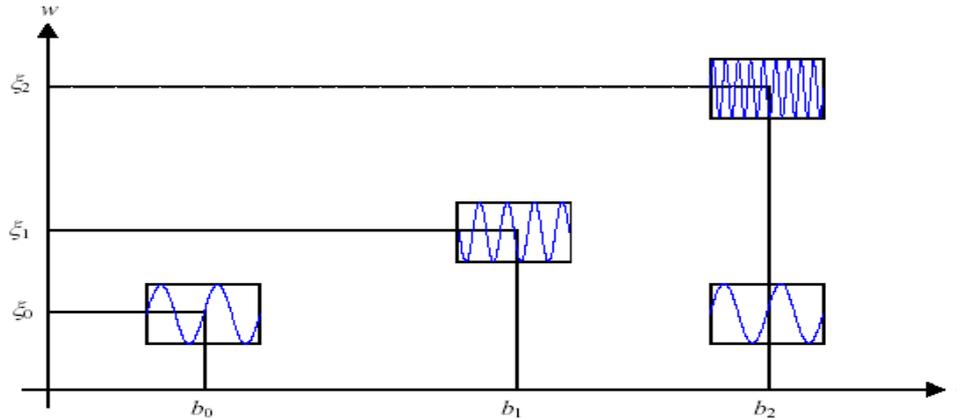


Figure II.5 : Fenêtrage temps-fréquence de la TFCT ($t^* = w^* = 0$).

Propriétés de la TFCT :

d. Linéarité :

L'intégration étant une opération linéaire Si $s(t) = \alpha s_1(t) + \beta s_2(t)$ est une combinaison linéaire de deux fonctions $s_1(t)$ et $s_2(t)$ avec des coefficients α et β indépendants de t , alors la TFCT de $s(t)$, est la combinaison linéaire des TFCT de $s_1(t)$ et $s_2(t)$:

$$(G_{\phi} s)(b, \xi) = \alpha (G_{S_1})(b, \xi) + \beta (G_{S_2})(b, \xi) \quad (2.12)$$

e. Translation temporelle

Cette translation correspond ainsi à un déphasage au niveau temporelle et l'équation (2.13) signifie que la translation de t_0 de la fonction $s(t)$ dans le domaine temporel entraîne dans le domaine temps-fréquence une translation de t_0 suivant l'échelle des temps, pendant que la fréquence reste identique. Un changement de phase dans le domaine temps-fréquence, directement proportionnel à la translation suivant le temps (t_0) peut également être observé.

Si $s_o(t) = s(t - t_o)$ alors :

$$\begin{aligned} (G_{\phi} s_o)(b, \xi) &= \int_{-\infty}^{+\infty} s(t - t_o) \phi(t - t_o) e^{-j\xi t} dt \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \phi[t - (b - t_o)] e^{-j\xi t} e^{-j\xi t_o} dt \\ &= e^{-j\xi t_o} (G_{\phi} s)(b, t_o, \xi) \end{aligned} \quad (2.13)$$

f. Translation fréquentielle

Cette translation correspond ainsi à un déphasage au niveau fréquentiel et l'équation (2.14) signifie que l'amplitude et la phase de la transformée de Fourier à fenêtre glissante de $s_o(t)$ sont identiques à celles de $s(t)$. Cependant, la localisation de la fonction $s(t)$ dans le domaine temps-fréquence est translatée de w_o suivant l'échelle des fréquences.

Si : $s_o(t) = s(t) e^{jw_o t}$:

$$\begin{aligned} (G_{\phi s_o})(b, \xi) &= \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{jw_o t} \phi(t-b) e^{-j\xi t} dt \\ &= (G_{\phi s})(b, \xi - w_o) \end{aligned} \quad (2.14)$$

TFCT discrète :

Comme dans le cas de la transformée de Fourier Discrète, l'intégrale (2.10) peut être évaluée sous forme de somme en effectuant un échantillonnage de manière convenable à la fonction $S(t)$ et de la fonction de fenêtrage $\phi(t)$ [38],[39],[34]

La transformée de Fourier à court-terme est exprimée comme suite :

$$(G_{\phi s})(b_n, \xi_n) = h \sum_{k=0}^{N-1} s(t_k) \phi(t_k - b_n) e^{-j\xi_n t_k} \quad (2.15)$$

Où $t_k = bk = kh \quad k = 0, \dots, N-1$

Et $\xi_n = \frac{2\pi n}{Nh} \quad , \quad n = -N/2, \dots, N/2$

En particulier quand $h = 1$, on obtient :

II.2.4. Représentation temps-fréquence : de Fourier aux ondelettes:

1/Pour une bonne exploitation de certains paramètres des signaux électro physiologiques pour des intérêts cliniques, différentes techniques du traitement numériques du signal sont fortement recommandées .tel que la transformée de Fourier qui est considérée comme un outil mathématique très puissant pour analyser le comportement fréquentiel des signaux.

2/ L'analyse de Fourier permet d'explorer la composition fréquentielle du signal. Cette méthode consiste à représenter le signal par une superposition d'ondes sinusoïdales couvrant toutes les fréquences possibles. Les amplitudes (importances) respectives des divers ondes sinusoïdales forment une fonction de la fréquence appelée « spectre continu des fréquences du signal » : c'est la transformée de Fourier du signal. Elle est calculée à l'aide de l'intégrale de Fourier. Elle permet de représenter comment l'énergie d'un signal est distribuée en fonction de la fréquence.

3/Malheureusement, il est apparu que cette décomposition donne le maximum d'informations sur la répartition des fréquences mais perd entièrement les informations relatives au temps donc une nouvelle approche fondée sur une analyse temps-fréquence a vu la lumière c'est la TFCT.

4/ La TFCT consiste à analyser le signal en limitant le domaine d'intégration temporel à l'aide d'une fonction "fenêtre" que l'on pourra glisser pour localiser l'information dans le signal.

5/ Cependant le principal inconvénient de la TFCT est la longueur de la fenêtre qui est fixe, et cette limitation de fenêtre peut apporter des composantes dans le spectre de Fourier qui ne sont pas significatives du contenu fréquentiel de signal, en outre, il est impossible d'analyser des phénomènes avec des échelles de temps différentes au même temps, sans oublier que l'analyse de la TFCT qui exécuté à chaque changement de la taille de la fenêtre entraîne une charge de calcul considéré important.

6/ Le choix de la fenêtre est prédominant pour la résolution, de ce fait plus la fenêtre temporelle est large plus la résolution fréquentielle est meilleure tandis que si la fenêtre fréquentielle est étroite fournira une meilleure résolution temporelle, mais malheureusement si la fenêtre est sélectionnée sa taille est fixe de sorte que la résolution temporelle et fréquentielle est définitivement fixe.

7/ Donc afin d'obtenir une bonne représentation temps-fréquence du signal étudié, il nous faut que la haute fréquence a une résolution temporelle plus élevée (Δt plus petit) et la basse fréquence nécessite une résolution temporelle plus faible (Δt plus grande).

8/ malgré cela, cette démarche n'est plus entièrement satisfaisante car la fenêtre utilisée (Hanning, Hamming, Gauss, ...) ou le choix de la largeur qui endommage la notion de la résolution (temporelle et fréquentielle) et de la stationnarité du signal

9/ L'application d'une fenêtre de longueur infinie, pour effectuer la TF, fournit une résolution de fréquence idéale mais aucune information temporelle, de même afin d'atteindre la stationnarité la fenêtre doit être assez étroite.

10/ La TFCT par la fenêtre glissante n'est pas suffisante pour compenser à ces contraintes, c'est là où Morlet a introduit, pour la première fois en 1982, la notion de la transformée en ondelettes pour surmonter ces inconvénients qui s'est rapidement imposée comme un outil de base pour la représentation temps-fréquence pour surmonter les lacunes de la TFCT.

a valeur approximative $n+1$ immédiatement suivante représente le détail $dn+1$.

Donc en termes de contenu informationnel, l'approximation de la n ème niveau est plus riche que l'approximation de la couche supérieure ($> n$).

En effet, supposant que le signal d'origine $x(t)$ contient N échantillons, alors par suite $2N$ échantillons sont obtenus en sortie de l'unité composée d'une paire de filtres en miroir quadratique ce problème peut être résolu en introduisant une opération de sous-échantillonnage factoriel. 2 après chaque décomposition.

Au dernier niveau de décomposition, nous aurons 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. [38]

II.3. Conclusion :

Nous avons vu dans ce chapitre qu'il est difficile d'avoir une localisation spectrale à un instant donné. Le meilleur moyen est de savoir quelles composantes spectrales sont présentes dans un intervalle de temps donné. Il s'agit d'un problème de résolution, qui est la principale raison pour laquelle les chercheurs passent du TFCT à la transformée en ondelettes. TFCT fournit toujours une résolution fixe, tandis que la transformée en ondelettes fournit une résolution variable.

Les hautes fréquences peuvent être mieux résolues dans le temps, et les basses fréquences peuvent être mieux résolues en fréquence. Cela signifie que, par rapport aux basses fréquences, les composants sont mieux localisés dans le temps aux hautes fréquences (avec des erreurs relatives plus faibles). Inversement, les composants basse fréquence sont meilleurs en fréquence que les composants haute fréquence.

L'étude approfondie qui a été menée dans ce chapitre a permis de mieux comprendre les bases théoriques, les propriétés et les caractéristiques de la transformée de TFCT, et mieux apprécier leurs avantages ainsi que leurs inconvénients dans l'analyse des signaux en général, et le signal PCG en particulier.

Dans le chapitre suivant, on va établir une étude de l'application de la TFCT dans l'analyse des bruits cardiaques.

Chapitre3.Analyse temporelle des bruits cardiaques

Introduction :

L'analyse du signal PCG a comme objectif d'extraire les bruits cardiaques et les exploiter dans le diagnostic pathologiques du cœur ainsi pour fournir d'autres informations sur l'activité sonore. Dans des conditions idéales le cœur émettra quatre bruits à chaque cycle de battement cardiaques mais généralement, que deux bruits physiologiques principaux apparaissent B1 et B2 (visiblement entendues lors de l'auscultation d'un cœur sain) . tandis que des certaines cas il est possible d'entendre un troisième bruit, appelé B3 (après le B2), voire un quatrième, appelé B4 (situé entre le B3 et le B1). Ils sont communément appelés « galops ».

Le B3 semble être le résultat de la tension rapide des cordages tendineux lors du remplissage ventriculaire rapide, ainsi que de l'expansion du ventricule. le bruit B3 est souvent le signe clinique d'une pathologie qui crée une hypervolumie due à une insuffisance cardiaque,

Le B4 survient lors du remplissage actif du ventricule, et ce son représente la poussée du sang par la contraction auriculaire contre un ventricule peu compliant. Ce manque de compliance est souvent créé par une hypertrophie ventriculaire ou une ischémie myocardique. Le B4 est signe de compliance ventriculaire diminuée habituellement par surcharge de pression (ex. : cardiopathie hypertensive, sténose aortique) ; lors de la contraction auriculaire il y a augmentation de résistance au remplissage ventriculaire créant le B4.

Puisque B3 et B4 sont des bruits secondaires qui apparaissent avec des amplitudes moins importantes que les deux premiers et qui indiquent une présence pathologiques ou sous l'effet d'âge (enfance ou vieillesse ou comme signes précurseurs d'une quelconque pathologie).

Cependant il faut noter que les bruits B3 et B4 n'apparaissent pas sur le phonocardiographe pour un sujet sain.

Ce chapitre est consacré à l'étude des représentations graphiques des mesures temporelles ainsi l'interprétation des résultats obtenus.

La FigureIII(1) ci-dessous présente des phonocardiographes des signaux PCG des quatre bruits cardiaques .

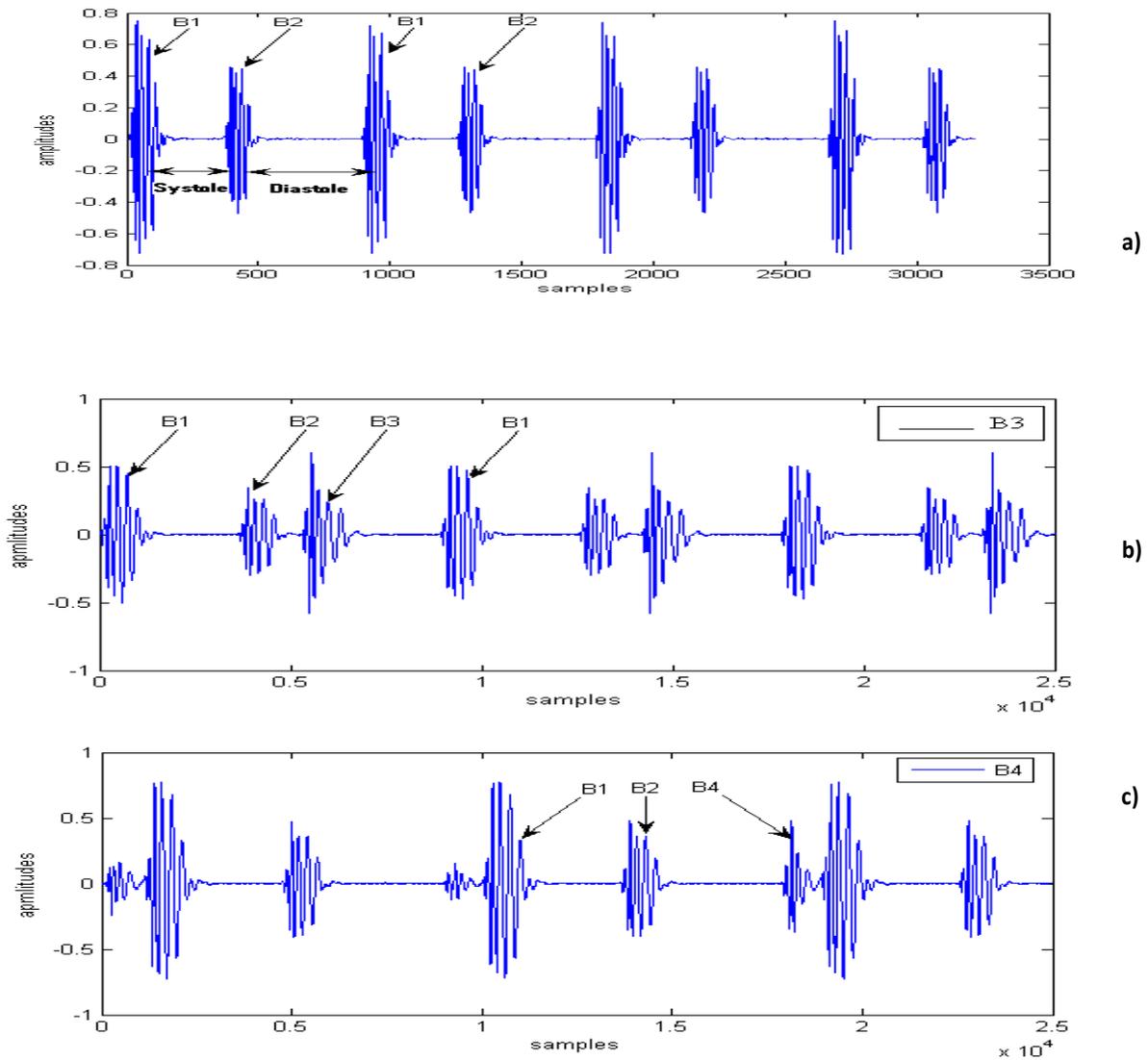


Figure III (1):

Représentation temporelle du signal phono cardiogramme :

- a) pour le cas du signal PCG en l'absence des bruits B3 et B4
- b) pour le cas du signal PCG en présence du bruit B3 seulement
- c) pour le cas du signal PCG en présence du bruit B4 seulement

Paramètres de caractérisation des bruits cardiaques :

- **Intensité** : L'amplitude des bruits cardiaques peut changer ; elle peut être faible (par exemple en cas d'obésité), ou forte (par exemple chez les enfants). On parle d'augmentation d'un bruit quand son intensité est supérieure à la normale.

- **Fréquence** : Elle varie entre les basses et les hautes fréquences. Les basses fréquences générées au niveau des grandes structures qui vibrent avec une tension minimale (par exemple, 3^e et 4^e bruits cardiaques). Les hautes fréquences sont dues à la mise en vibration de petites structures soumises à une tension plus importante (par exemple 2^e bruit cardiaque B2).

- **Timbre** : déterminé par l'allure de la forme de l'onde liée aux harmoniques, il est produit de la réunion des fréquences des intensités d'un son. Cliniquement, le timbre est caractérisé par certains termes descriptifs, par exemple « claqué » pour le bruit S2 pour exprimer sa nature haute fréquence.

- **Enveloppe du bruit** : La forme du signal dans le temps entre son début et sa fin.

Le tableau III(1) suivant présente les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréquence (Hz)
B1	10-50ms après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
B2	280-360 ms après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
B3	440-460 ms après le pic R dans l'ECG ou 120-180 ms après la clôture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
B4	40-120 ms après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

Tableau III(1) Caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques

tude temporelle des quatre bruits cardiaques :

Définition de la boîte à outils "stats" de Matlab :

Afin d'assurer un meilleur traitement de données numérisées nous avons opté à recueillir les mesures Phono cardiographiques dans un environnement Matlab.

En effet, le logiciel Matlab dispose de plusieurs boîtes à outils (toolbox) très riche en fonctions préprogrammées permettant d'effectuer des traitements complexes et diversifiés, permettant aussi d'obtenir des illustrations graphiques (histogramme , courbes....)

Taper disttool ou randtool sous la fenêtre de commande Matlab. Pour connaître toutes les fonctions disponibles dans la boîte à outils statistiques taper "help stats".

Les résultats sont présentés dans une interface graphique développée que nous pouvons exploiter pour accomplir l'étude souhaitée.

Méthode suivis :

- Notre étude est basée sur une estimation statistique des deux paramètres (durée et écart type) des échantillons qui représentent des valeurs temporelles et fréquentielles de 20 cycles cardiaques
- L'analyse spectro-temporelle du signal PCG par la transformée de Fourier à court terme (TFCT) nous a fourni des résultats obtenus par l'utilisation de notre méthode conformes aux données pratiques.
- Après avoir simulé les valeurs étendues temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques à chaque cycles sous Matlab, on a obtenu des histogrammes et des tracés de Variation des étendues temporelles (Δt) et des valeurs moyennes $\overline{\Delta t}$ qui vont être interpréter après pour définir la notion de stabilité de nos mesures.
- Dans le même contexte de simulation par Matlab, on a obtenu le graphe des écarts type des chacun des quatre bruits cardiaques afin de fournir à notre étude des renseignements complémentaires au stabilité des mesures.

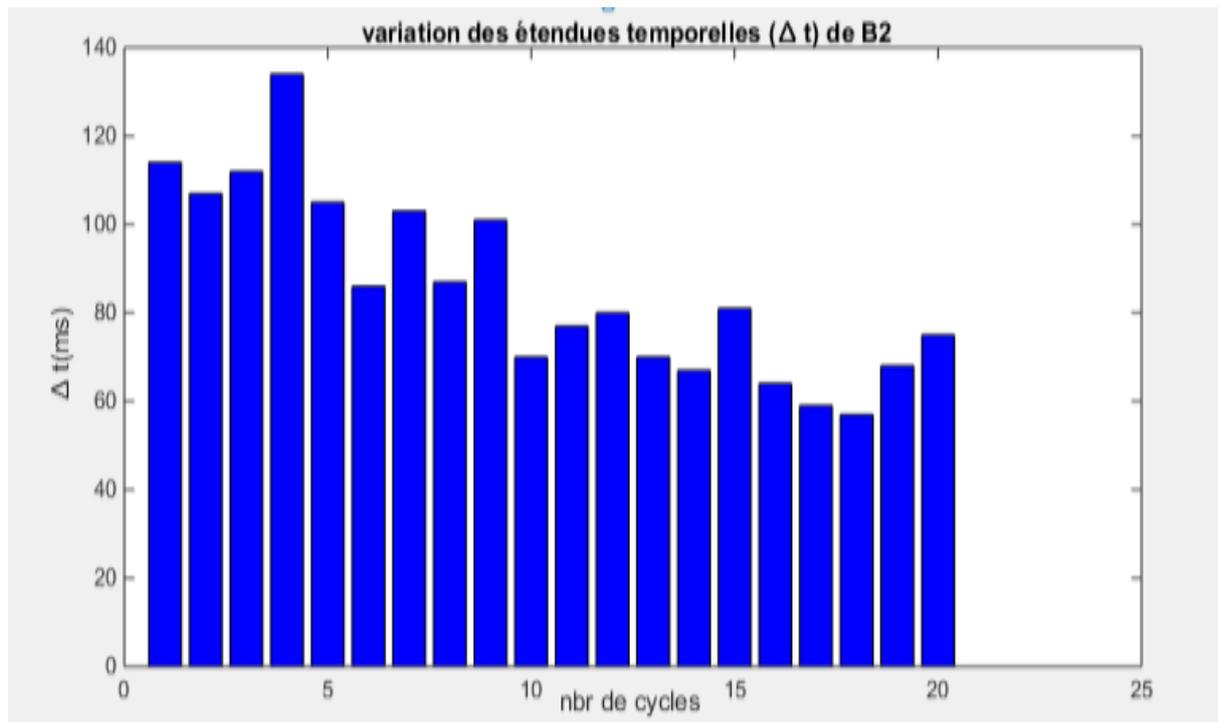
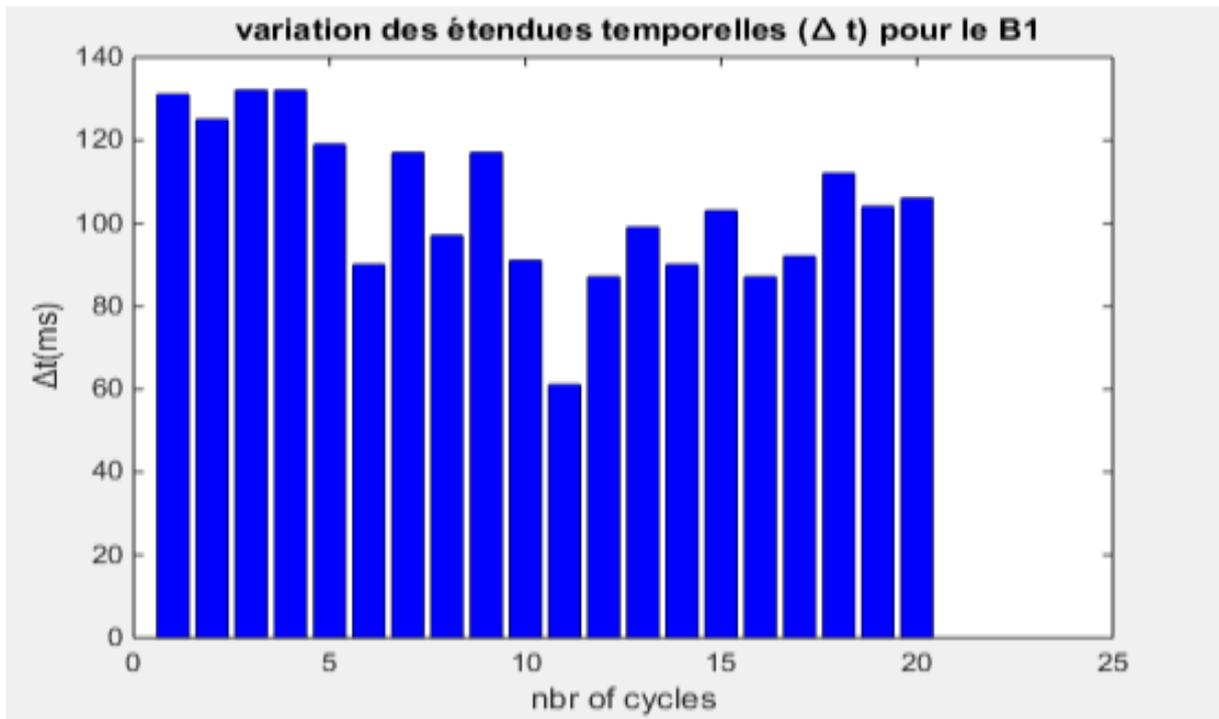
Interprétation des résultats :

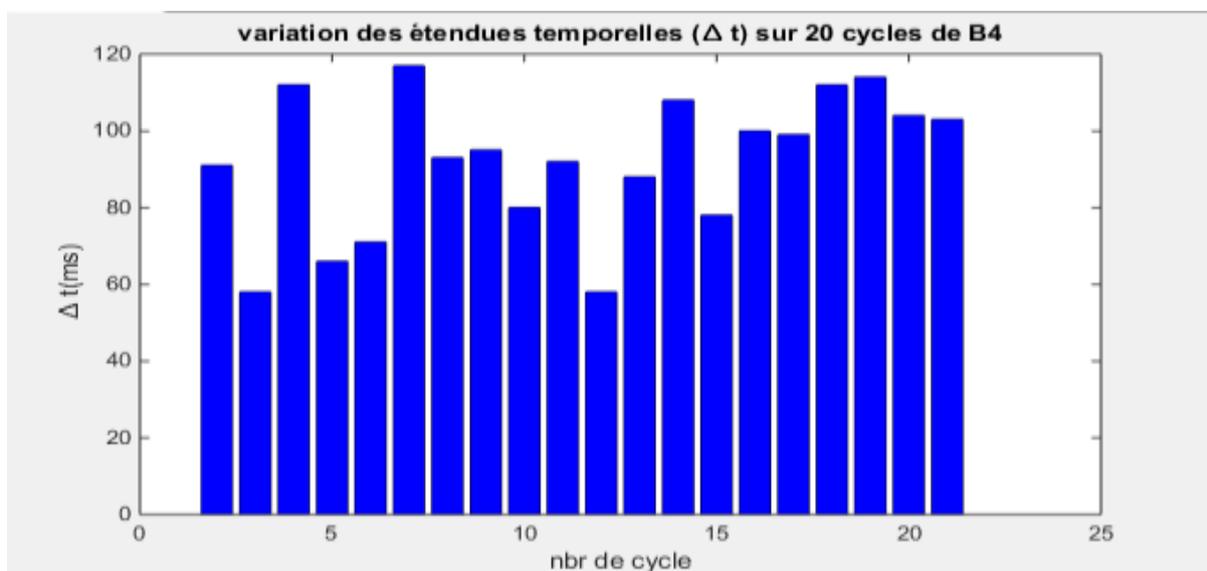
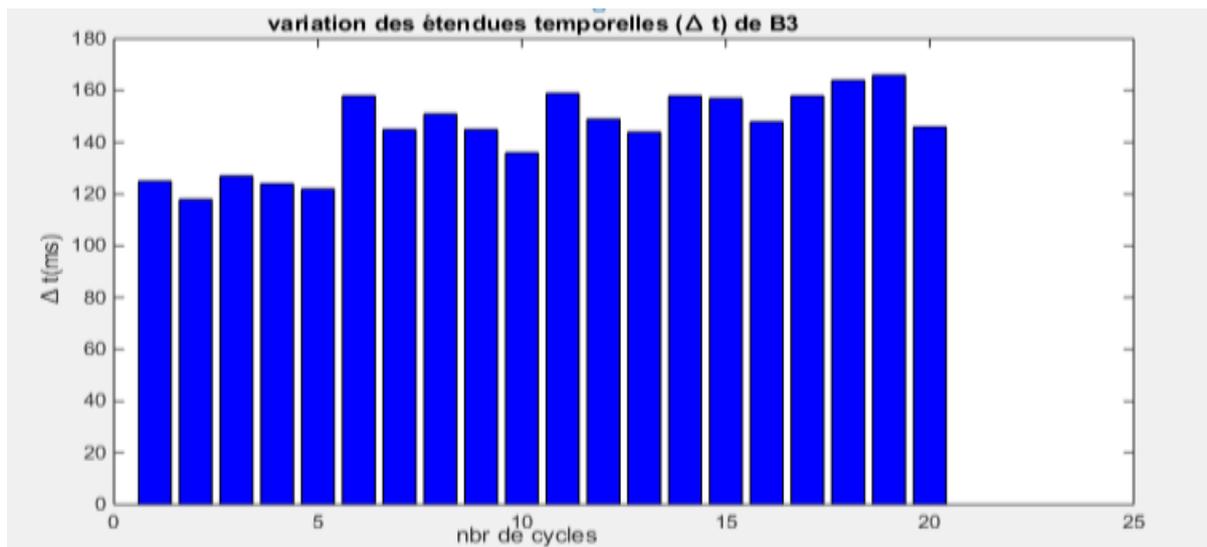
Pour les bruits B1 et B2 :

- A partir de la représentation des variations des étendues temporelles (sous forme d'histogrammes) (Figure III.) ont va extraire les caractéristiques temporelles des bruits cardiaques.
- Dans la Figure III(2) qui indique (représente) la variation des étendues temporelles (Δt) des bruits B1, B2, B3, B4 sur 20 cycles d'un signal PCG normale. on note que la durée temporelle varie entre **57ms et 135ms** pour B1 et B2 cependant, dans la figure III (3) le tracé de la variation de l'étendue temporelle de ces derniers bruits par rapport à la valeur moyenne est respectivement **104.6ms et 85.85ms**.
- Apparemment, la gamme de variation est très similaire, ce qui est prévisible car les valeurs d'écart type des deux cas ne sont pas très éloignées (**B1 est 18,12 ms, B2 est 20,63 ms**). En revanche, on peut remarquer que la dispersion des valeurs Δt est plus importante pour B1 vers le haut que vers le bas, et l'inverse pour B2.

Pour les bruits B3 et B4 :

- Encore une fois, en se basant sur la Figure III (2) qui représente la variation de la durée temporelle des bruits cardiaques d'un signal PCG normal. On note que la durée temporelle dans laquelle le bruit B3 varie est de 122ms et 166ms avec une valeur moyenne de 145ms tandis que pour le bruit B4 l'étendue temporelle varie entre 47ms et 119ms et avec une valeur moyenne de 87.6ms.
- Alors que d'après la Figure III(3) qui illustre le tracé de la variation temporelle par rapport à la valeur moyenne des deux bruits cardiaques B3 et B4 en fonction du nombre de cycles.
- Bien entendu, la gamme de variation de B3 est plus petite par rapport à celle du bruit B4. Les écarts types sont respectivement 14,52ms pour B3 et 19,37 ms pour B4. Par conséquent, le bruit B3 est plus stable que le bruit B4.





FigureIII(2):

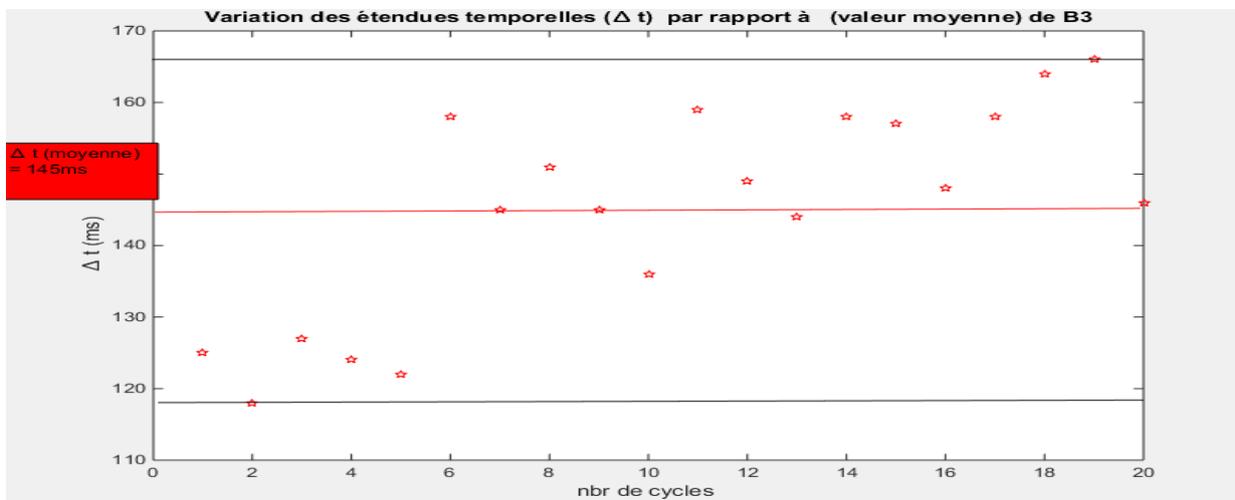
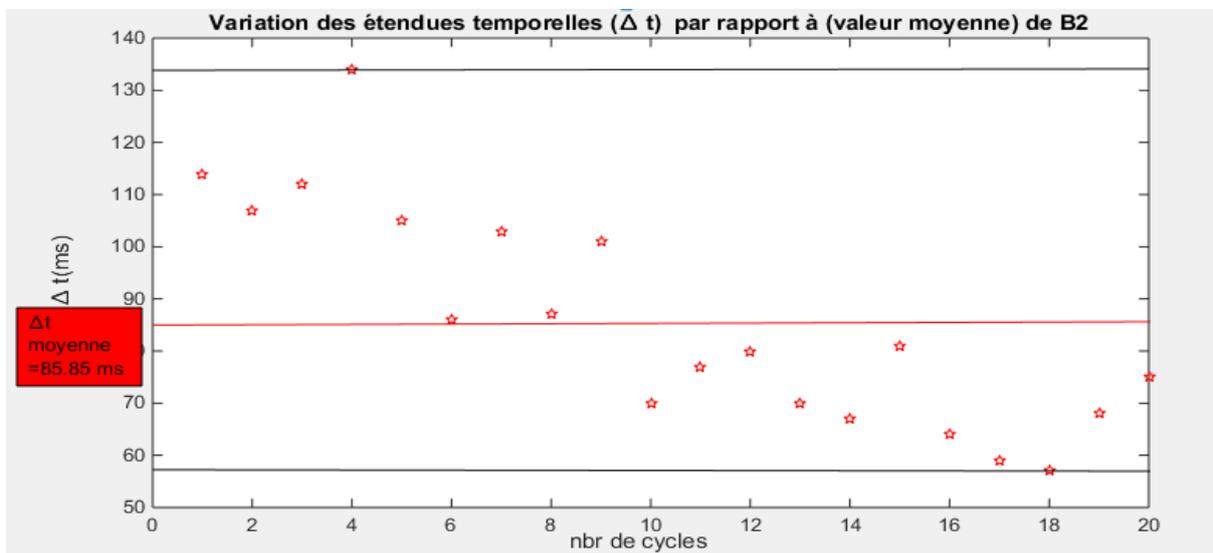
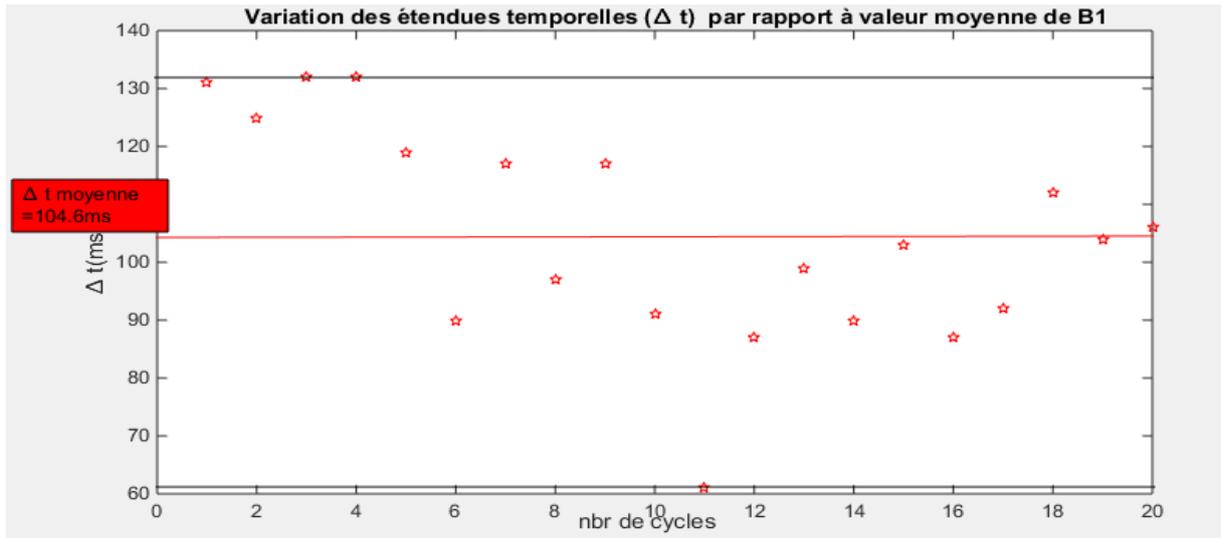
variation des étendues temporelles (Δt) sur 20 cycles :

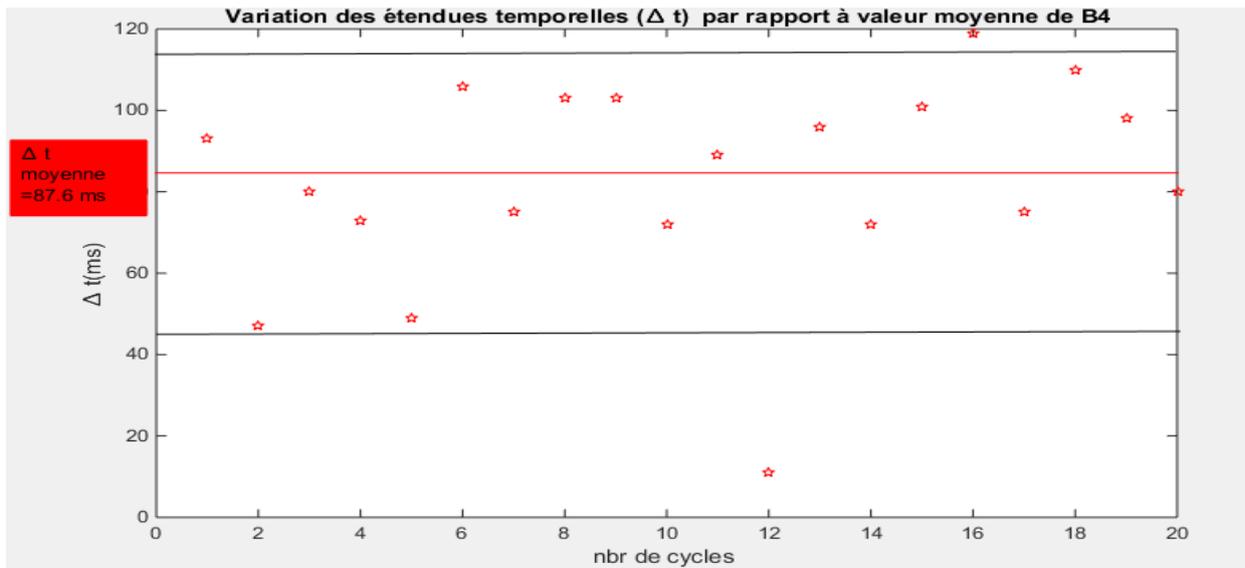
(1) : du premier bruit cardiaque (B1).

(2) : du second bruit cardiaque (B2).

(c) : du troisième bruit cardiaque (B3).

(d) : du quatrième bruit cardiaque (B4).





FigureIII(3) :

Variation des étendues temporelles (Δt) par rapport à $\overline{\Delta t}$ (valeur moyenne) :

- (a): du premier bruit cardiaque (B1),
- (b) : du second bruit cardiaque (B2)
- (c) du troisième bruit cardiaque(B3),
- (d) du quatrième bruit cardiaque (B4)

ynthèse et interprétation :

L'analyse temporelle du signal PCG par transformée de Fourier à court terme (TFCT) aboutit à un résultat obtenu en utilisant une méthode cohérente avec les données réelles.

Le tableau 1 résume les principaux résultats des caractéristiques temporelles des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4.

La figure III (4) montre le même résultat obtenu grâce à l'histogramme, qui peut mieux refléter la différence entre les étendues temporelles de temps des bruits cardiaques étudiés.

En l'absence des bruits B3 et B4 (Cas de signal PCG normal) :

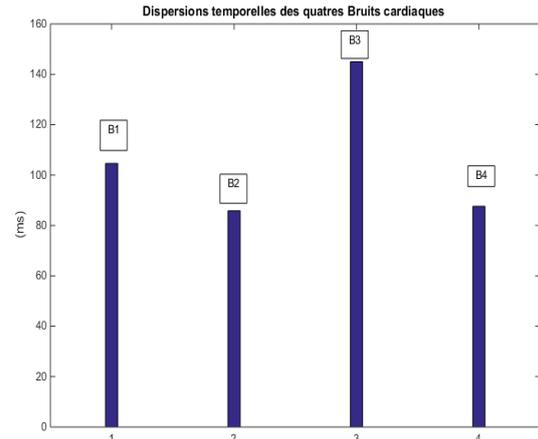
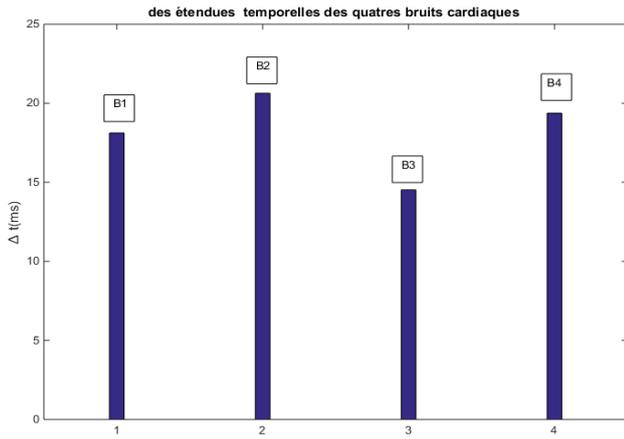
- Le bruit B1 dure plus longtemps que pour le bruit B2 en conséquence de l'activité d'éjection du sang dans le myocarde .
- L'amplitude de B1 est plus importante que celle du B2

En présence des bruits B3 et B4 :

- L'amplitude de B3 est plus importante que B4.
- La durée de B4 est plus importante que celle du B3.
- la durée la moins importante est celle du bruit B3 puisqu'il varie entre 122ms et 166ms donc le B3 est le plus stable.
- A partir de l'histogramme des dispersions temporelles, le B3 est le plus stable.
- La notion de stabilité des variations temporelle rend compte beaucoup plus au bruit B3 que les trois autres bruits.

	Etendue temporelle (ms)	Dispersion temporelle (ms)
B1	104,6	18.12
B2	85.85	20.63
B3	145	14.52
B4	87.6	19.37

Tableau III (2): Tableau des valeurs des étendues et dispersions temporelles



Fi

gure III. 4 :

Etendues et dispersions temporelles des quatre bruits cardiaques

Conclusion :

Dans ce chapitre, on a présenté les étapes d'analyse temporel du signal phonocardiogramme à savoir: les étendues temporelles et la variance la durée des 4 bruits cardiaques. L'étude statique de ces deux caractéristiques ont été testée afin de fournir plus de précision et une meilleure localisation des valeurs temporelles obtenus.

En présence du bruit B3 ou B4 : il semble que c'est le bruit B4 a un impact beaucoup plus important sur le signal PCG que le bruit B3 sur la variation de ces étendues temporelles.

Chapitre IV. Analyse fréquentielle des bruits cardiaques

Introduction :

Ce chapitre est dédié aux études fréquentielles des bruits cardiaques et de la fréquence du cycle cardiaques, sur la base des mesures, des représentations (sous forme d'histogramme) des valeurs de 20 cycles ainsi l'interprétation des résultats obtenus.

L'oreille humaine est capable d'entendre les vibrations qui oscillent dans l'air, ou autrement dit : les sons, cependant dont les fréquences de ces vibrations doit être comprises entre 20 Hz à 20 kHz, c'est la plage auditive de l'oreille humaine.

Dans la gamme des basses fréquences et de faible amplitude, les bruits cardiaques occupent une zone que les humains ne peuvent pas entendre. Cela signifie que l'oreille humaine ne peut pas entendre correctement ces bruits, ce qui rend le diagnostic médical purement subjectif.

Par conséquent, il est très indispensable d'effectuer une analyse algorithmique et des traitements avancés s'imposent pour l'étude de ces bruits cardiaques.

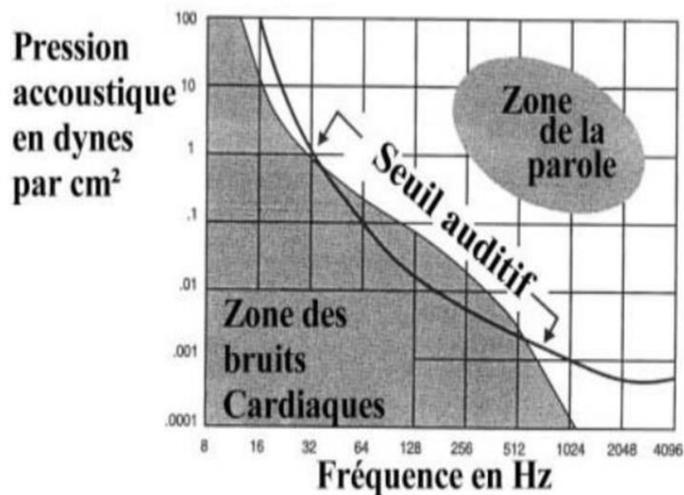


Figure IV (1) : contenu fréquentiel des bruits cardiaques .

Etude fréquentielle des quatre bruits cardiaques :

La gamme de fréquence pour les quatre bruits du cœur :

Les vibrations sonores accessibles à notre système auditif est généralement au alentour des fréquences de 16 Hz à 18 000 Hz, ces fréquences dépend aussi de l'intensité des vibrations.

La Figure (1), montre le seuil d'audition humaine ainsi que la gamme de fréquences et l'intensité des bruits cardiaques et des souffles indiquant la plage optimale de l'acuité auditive humaine. On peut voir sur la figure que la gamme des bruits cardiaques et des souffles est inférieure à 1000 Hz. De plus, la gamme audible des bruits cardiaques au-dessus du seuil auditif est d'environ 40 Hz à 512 Hz, ce qui représente une très petite zone sonore.

Ceci signifie que la capacité humaine de l'audition ne peut pas atteindre une grande partie des bruits du cœur et ses souffles plus particulièrement pour les sons de basse fréquence inférieurs à 30 Hz.

Ces limitations auditives amènent évidemment ces difficultés à l'auscultation sensible des sons basse fréquences ce qui impose une analyse spécifiques et de traitement avancées des signal PCG

Ces bruits cardiaques ont les fréquences suivantes :

Le premier bruit cardiaque (B1) : C'est un bruit sourd, grave et prolongé de 0.02 à 0.15 secondes légèrement plus long que le 2ème bruit. Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire et à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires mitrale et tricuspide. Il se présente en basse fréquence 91hz à 179hz, il indique le début de la systole ventriculaire.

Le deuxième bruit cardiaque (B2) : Ce bruit est bref, plus sec et claqué que le 1er bruit S1. Son analyse montre que les vibrations qui le composent sont d'une fréquence plus élevée que celle du bruit B1 avec une haute fréquence de 145hz à 200 Hz. Il correspond à la fermeture des sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce 2ème bruit marque le début de la diastole ventriculaire.

Le troisième bruit cardiaque (B3) : Le troisième son cardiaque B3 est un bruit sourd protodiastolique , correspondant à la phase initiale rapide de remplissage ventriculaire.

survient de 0,1 à 0,2 seconde au début de la diastole après le deuxième son et à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide: il est généralement de basse fréquence qui varie de 15hz a 60hz

Considéré physiologique chez adultes de moins de 30 ans, au-delà de cet âge, son existence est le plus souvent avérée être un état pathologique d'insuffisance cardiaque, c'est-à-dire de «galop diastolique».

Le quatrième bruit cardiaque (B4) : Le quatrième bruit correspond à la contraction auriculaire. Il se manifeste juste avant le bruit B1. Pour cela, il est difficilement différentiable de B1 .Il s'inscrit en basses fréquences et son intensité témoigne d'une hyperactivité auriculaire droite ou gauche.

le bruit B4 est généralement plus faible en fréquence et en durée que le bruit B3. en raison d'oscillations basses fréquences insuffisantes qui se manifestent entre 15hz et 45hz

la présence du B4 qui dure plus que les normes indique une présence pathologique chez l'Homme (contraction auriculaire très forte associée à une faible compliance ventriculaire) .[40]

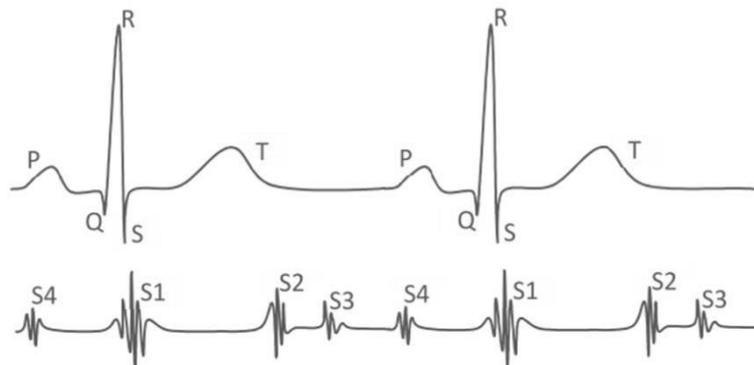


Figure IV (2) : Représentation schématique des signaux ECG et PCG d'un sujet normal

Etude fréquentielle des quatre bruits cardiaques :

En effectuant une étude sur les deux paramètres : la durée fréquentielle et l'écart type qui révèlent d'une façon indirecte le comportement fréquentiel des quatre bruits étudiés

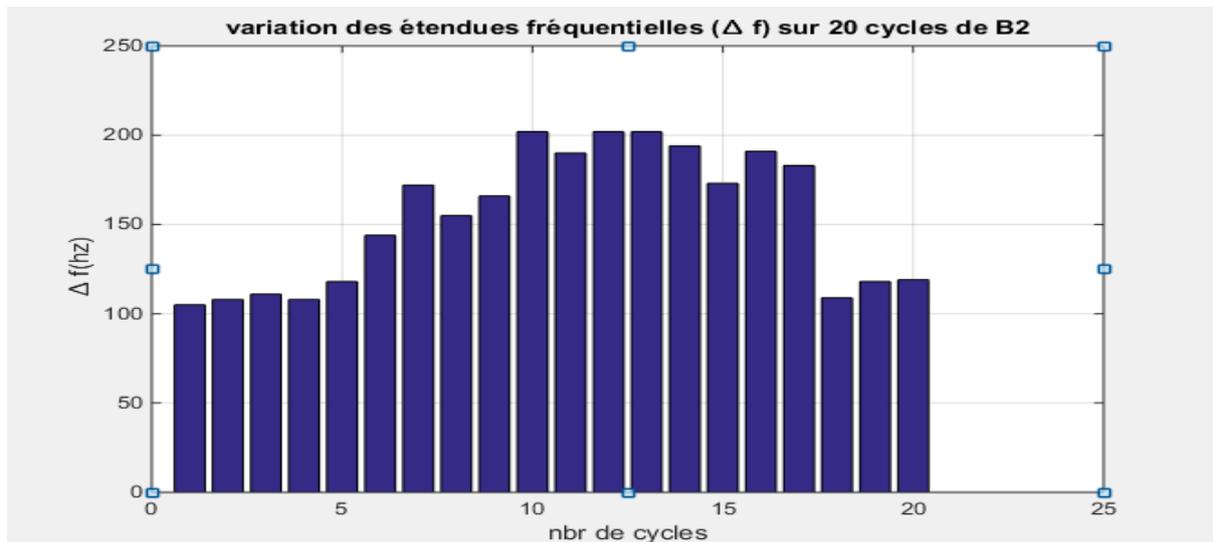
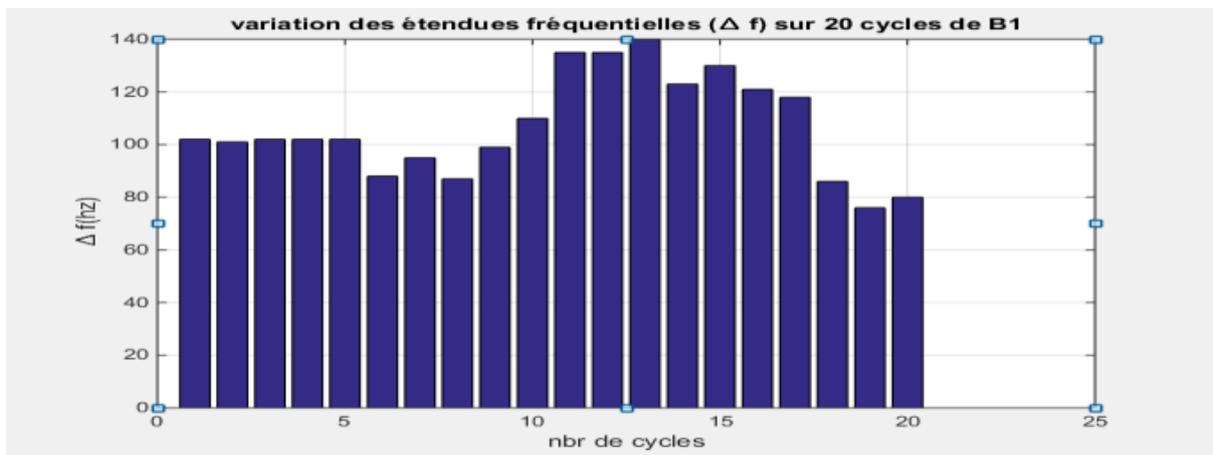
Notre objectif dans est d'évaluer ce type de paramètre, Cette optimisation a fait l'objet d'une étude reportée dans le chapitre précédant, nous retraçons dans la figure IV (3,4,5) le résultat de B1.B2.B3.B4.

Pour les bruits B1 et B2 :

- Pour un signal PCG normal, le changement de la plage de fréquences (sous forme d'histogramme) des bruits cardiaques B1 et B2 représentés sur la figure(3), pour le bruit cardiaque B1 (la valeur moyenne est de 106,6 Hz) change entre 76 et 140 Hz. B2 Cœur Le bruit est compris entre 105 et 202hz (la moyenne est de 153,5hz).
- Selon la courbe de la figure (4), la courbe implique la relation entre le changement de plage de fréquences et la valeur moyenne des deux bruits cardiaques B1 et B2. La courbe est fonction du nombre de cycles. On voit que la zone de changement de plage de fréquences est la moyenne du bruit B2 La valeur moyenne de la valeur est bien supérieure à la valeur moyenne du bruit B1.
- Par conséquent, la fluctuation de B2 est supérieure à la fluctuation de B1. La valeur de l'écart type confirme ces résultats (la fluctuation de B2 est de 36,92 et la fluctuation de B1 de 18,71).

Pour les bruits B3 et B4 :

- La Figure(3) montre également la variation l'étendue fréquentielle bruits cardiaques B3 et B4 d'un signal PCG normal le long des 20 cycles concernés.
- Veuillez noter que pour le bruit cardiaque B3, cette plage est comprise entre 102 Hz et 121 Hz (la valeur moyenne est de 109,7 Hz); pour le bruit cardiaque B4, cette plage est comprise entre 58 Hz et 117 Hz (la valeur moyenne est de 91,95 Hz).
- On peut voir sur la courbe de la figure(4) que la relation entre la variation de l'étendue fréquentielle et la valeur moyenne des deux bruits cardiaques B3 et B4 est comparée au nombre de cycles .Il est évident que la zone de changement de B3 est plus petite que celle du bruit B4. La valeur de l'écart type confirme ces résultats (B4 est 17,80, B3 est 06,15).



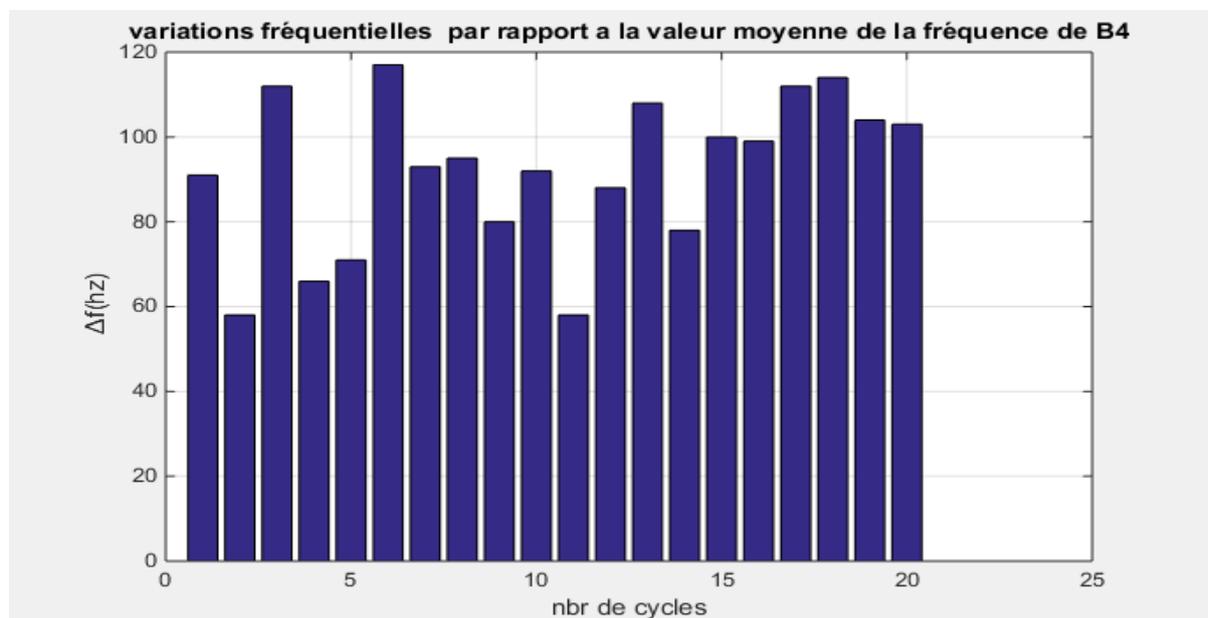
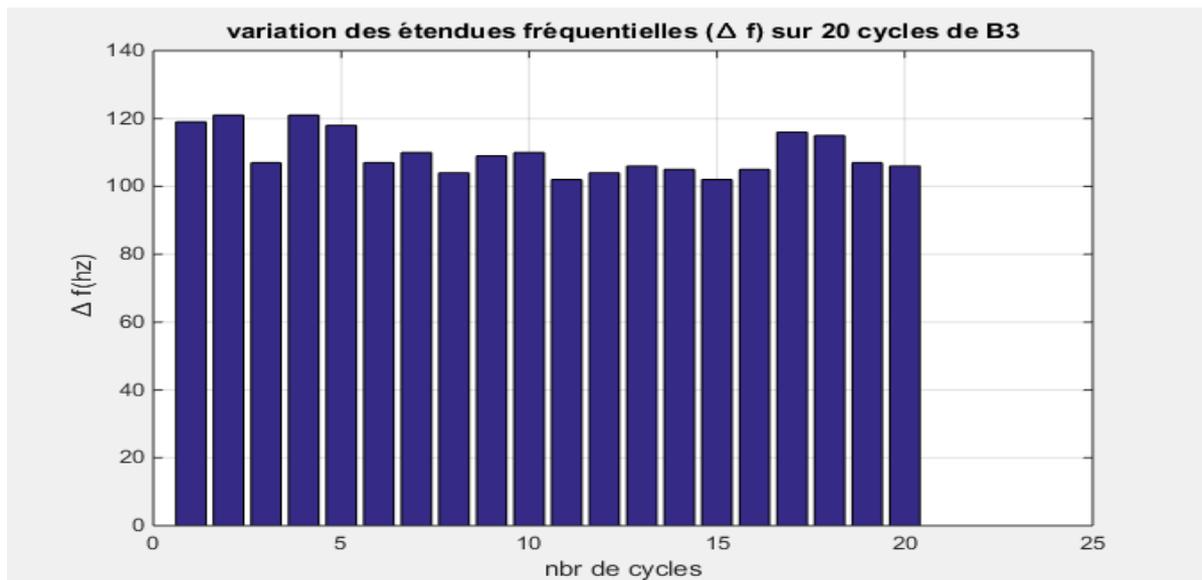
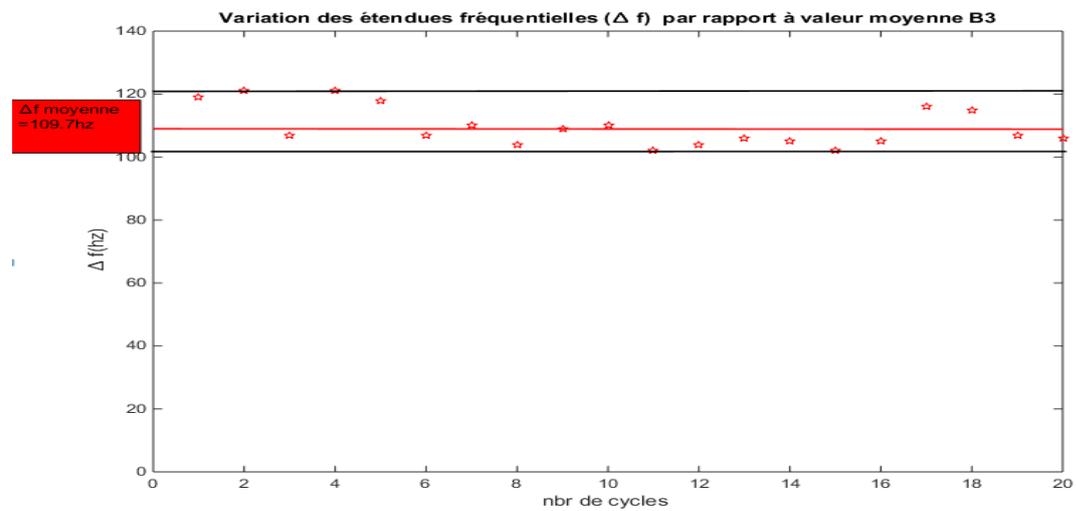
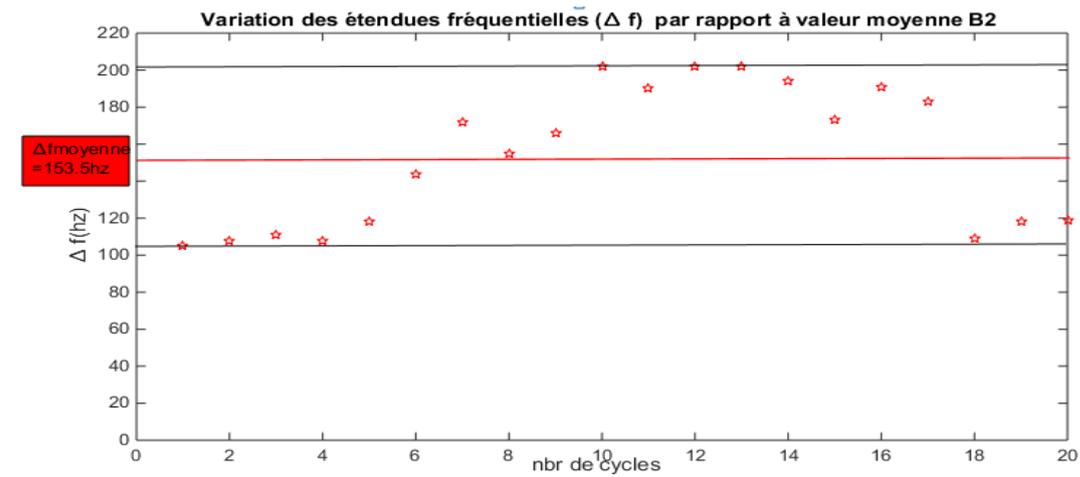
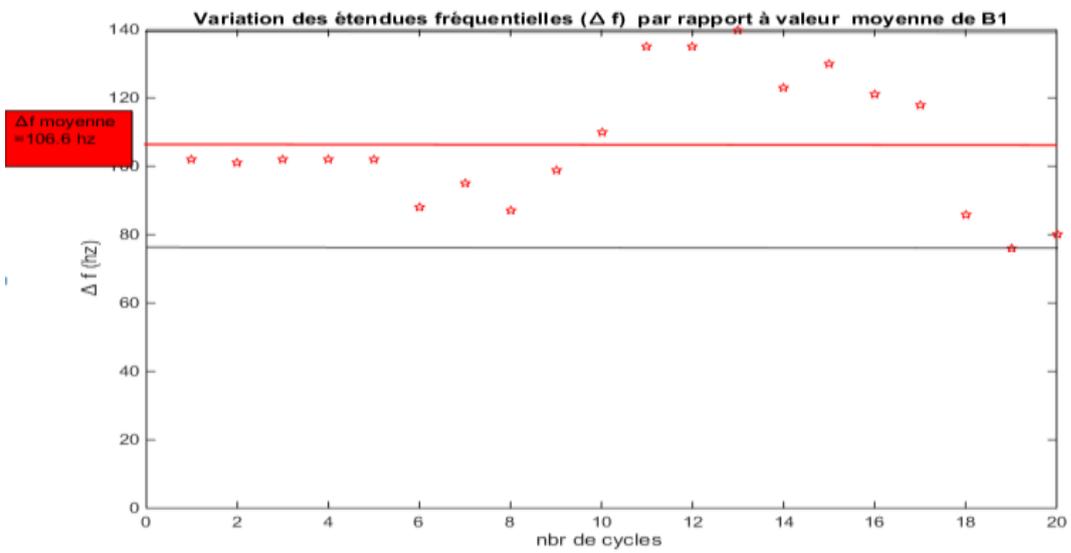
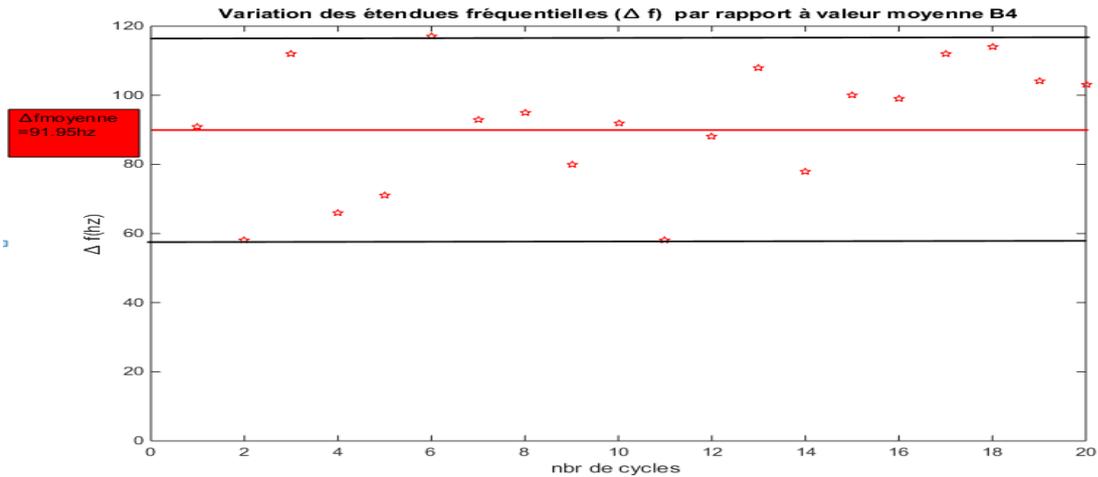


Figure IV(3). variation des étendues fréquentielles (Δf) sur 20 cycles :

- (a) : du premier bruit cardiaque (B1), (b) : du second bruit cardiaque (B2),
- (c) du troisième bruit cardiaque (B3), (d) du quatrième bruit cardiaque (B4).





FigureIV (4) .Variation des étendues fréquentielles (Δf) par rapport à $\overline{\Delta f}$ (valeur moyenne) :

- a): du premier bruit cardiaque (B1), b) : du second bruit cardiaque (B2).
- c) du troisième bruit cardiaque(B3), d) du quatrième bruit cardiaque (B4).

Synthèse et interprétation :

Le tableau (1) résume les résultats des deux paramètres (durée fréquentielle et écart type) des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4.

La Figure (5) représente ces mêmes résultats obtenus par des histogrammes reflétant mieux la différence entre les étendues fréquentielles des bruits cardiaques étudiés.

Par conséquent, il est évident qu'en l'absence de bruit B3 et B4 (signal PCG normal):

- La plage fréquentielle du bruit B1 est supérieure à que celle du bruit B2
- l'étendue fréquentielle du bruit B2 est plus importante que celle du bruit B1.

Cependant , en cas de présence des bruits B3 et B4 :

- la durée la moins importante est celle du bruit B3 et l'étendue fréquentielle la plus importante est celle du bruit B2.
- Le bruit B3 impliqué dans le changement de stabilité (temps et fréquence) est bien plus que les trois autres bruits.

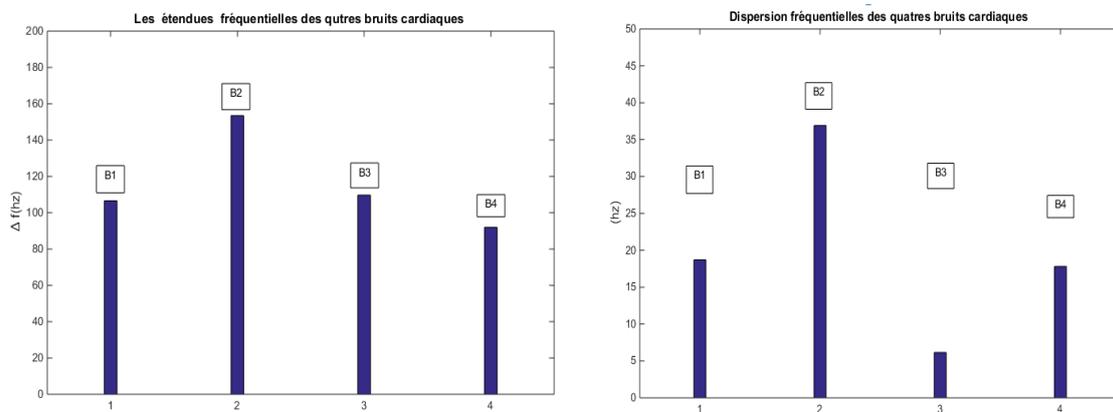


Figure IV(5).Etendues et dispersions fréquentielles des quatre bruits cardiaques.

	Etendue fréquentielle (hz)	Dispersion fréquentielle (hz)
B1	106.6	18.71
B2	153.50	36.92
B3	109.7	6.15
B4	91.95	17.80

Tableau IV. 1: Tableau des valeurs des étendues et dispersions fréquentielles des quatre bruits cardiaques (B1,B2,B3 et B4)

Variations de la fréquence cardiaque :

Définition :

Le rythme cardiaque n'évolue pas d'une manière constante au fil du temps. Il existe une variation des intervalles de temps séparant deux battements autour d'une valeur moyenne que l'on appelle la Variabilité de la Fréquence Cardiaque.

La VFC est la fluctuation de la fréquence cardiaque au cours du temps entre deux battements consécutifs, et dépend principalement de la régulation extrinsèque de la fréquence cardiaque. Aussi c'est une notion qui reflète la capacité d'adaptation du cœur au changement (l'âge, le stress, troubles du sommeil, fatigue, l'activité physique...).

La VFC peut être illustré par un signal, qui représente l'activité du système nerveux autonome, et son analyse fournit une méthode de recherche clinique complémentaire reproductible et très utile pour l'évaluation de la condition du cœur par une mesure relativement simple. Il impose un excellent diagnostic, pronostic et prédicteur de nombreuses pathologies

La diminution de la VFC est associée aux risques de maladie cardiaques chez les adultes ; c'est un prédicteur majeur de l'hypertension artérielle. Une VFC diminuée est liée à un risque accru de décès et elle pourrait avoir une valeur prédictive pour l'espérance de vie et la santé.

La Modification de la VRC est due à des facteurs liés au mode de vie avant les maladies cardiovasculaires.

VI.3.2. Analyse de la VFC :

La variabilité cardiaque peut être évaluée par des indices temporels et fréquentiels. La VFC est notamment étudiée par deux méthodes d'analyse basée sur le temps ou la fréquence.

L'analyse basée sur le temps :

Cet analyse utilise des méthodes géométriques ou statistiques pour étudier la fluctuation cyclique des intervalles R-R et la déviation standard (écart type) des intervalles R-R normalisés. C'est une méthode qui permet facilement de calculer la variabilité mais fournit des informations moins détaillées que l'analyse spectrale.

L'analyse basée sur la fréquence :

En effectuant une analyse spectrale par transformée de Fourier par certains logiciels. Cette méthode d'analyse quantifie l'énergie spectrale en déterminant l'aire sous la courbe, mesurée en ms^2 , pour une fréquence donnée.

Elle permet de différencier la bande des basses fréquences (LF = 0.04 à 0.15Hz) qui est principalement le reflet de l'activité sympathique, et la bande des hautes fréquences (HF = 0.15 à 0.50Hz) qui est un indicateur de l'activité parasympathique.

Le rapport normalisé de ces indices spectraux (LF/(LF+HF)) est utilisé pour évaluer la balance sympatho-vagale.

Remarque : la notion de systèmes sympathique et parasympathique :

Le système sympathique prépare le corps à l'action. Et augmente la fréquence et la force de contraction du cœur, dilate les bronchioles pulmonaires, libère le glucose hépatique, dilate la pupille mais aussi inhibe le système digestif.

A l'opposé, le système parasympathique correspond à la réponse de relaxation. Il permet de ralentir le rythme cardiaque, provoque la bronchoconstriction, stimule le système digestif et le stockage de glucose dans le foie.[40],[42]

Mesure de la VFC :

Y'a plusieurs méthodes pratique qui sont utilisé pour mesurer la VFC , plus précisément des tests de terrain ou le test à l'effort chez votre cardiologue. Cependant elle est calculé théoriquement en se basant sur le paramètre de l'âge selon la formule suivante :

220 – l'âge pour les hommes (*Ex : 220-60 ans = 160 fcm*)

226 – l'âge pour les femmes

Dans le cadre de notre étude, la VFC est mesuré de la manière suivante :

- On peut ainsi sur un sujet, soit en réalisant un Phono cardiogramme ;
- En mesurant tout d'abord chaque cycle cardiaque temporelle (intervalle R-R) ;
- Calculer la fréquence cardiaque de chacune des cycle (pour chaque intervalle) ;
- Ensuite , sous Matlab , effectuer le traitement mathématique des données suivants :

Après avoir simuler sous Matlab les valeurs des cycles cardiaques en fréquence selon la présence des bruits (B3 B4), on a obtenu des histogrammes et des tracés de Variation des fréquences cardiaques (ΔF) et ses valeurs moyennes , qui vont être interpréter après pour définir la notion de stabilité de nos mesures.

Dans le même contexte de simulation par Matlab, on a obtenu le graphe des écarts type des chacun des cas soit présence ou absence de l'un des deux bruits cardiaques (B3 B4) afin de fournir à notre étude des renseignements complémentaires au stabilité des mesures.

La VFC peut être instantanément mesurée par un cardio-fréquencemètre d'une précision suffisante , il est simple d'utilisation et a des prix abordables .



Figure IV (6) : Un cardiofréquencemètre.

.Etude des variations de la fréquence cyclique du signal PCG en présence des bruits cardiaques :

Variation des valeurs moyennes de la fréquence cyclique du signal PCG :

En se basant la Figure(7) de la variation moyenne de la fréquence cyclique (fonction du nombre de cycles) on constate que pour le bruit cardiaque B3, la valeur de fréquence moyenne est plus petite que celle du bruit B4.

Mais pour les deux cas (B3 et B4) la valeur moyenne de la fréquence cyclique est plus petite que dans le cas d'un signal PCG normal qui ne comporte que les deux principaux bruits (B1 et B2).

Variation de la dispersion de la fréquence cyclique du signal PCG :

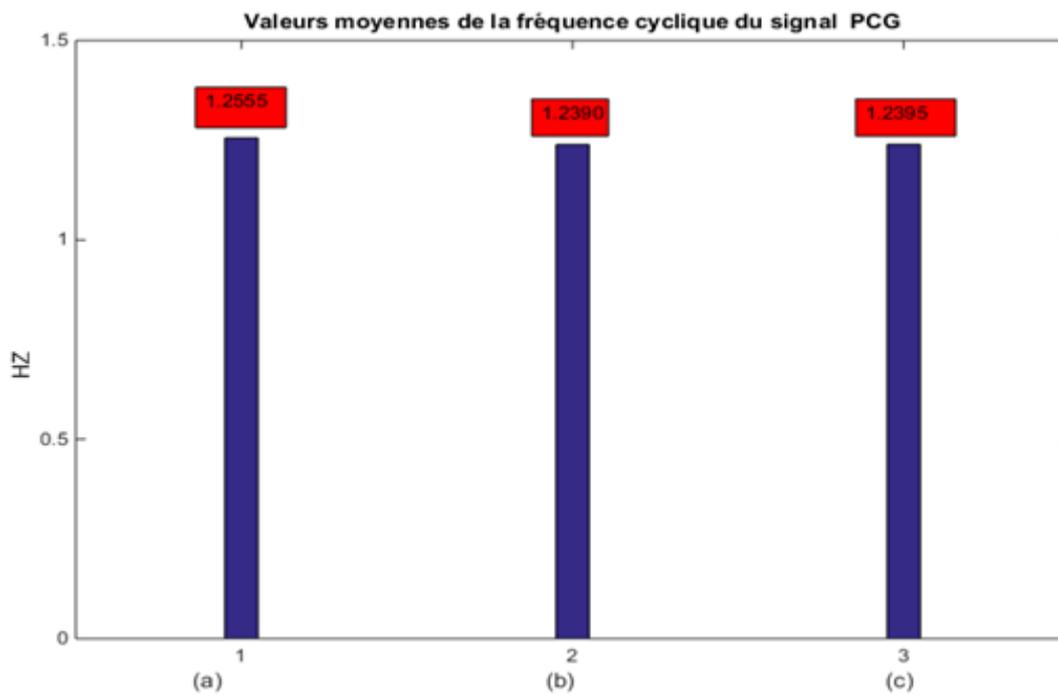
La figure(7) de la dispersion moyenne des valeurs mesurées de fréquence cyclique reflète clairement que c'est pour le bruit B4 qui a la variation la plus importante par rapport à celle du bruit (B4) et (B1+B2).

Les courbes de la Figure(8) concernant le tracé de la variation du fréquence cyclique par rapport à la valeur moyenne renforce les résultats trouvés et représentés par la figure (8).

Il semble ainsi que le cycle fréquentielle du cœur a une variation beaucoup plus stable pour un signal PCG comportant le bruit B3 que pour les signaux PCG comportant le bruit B4.

	Valeurs moyennes de la fréquence cyclique (HZ)	la dispersion de la fréquence cyclique (Hz (10 ⁻⁵))
PCG des bruits B1 et B2	1.2555	1.3119
PCG des bruits B1 et B2 et B3	1.2390	0.0975
PCG des bruits B1 et B2 et B4	1.2395	1.6619

Tableau IV.2. : la fréquence cyclique moyenne et la dispersion du signal PCG (i) et de la dispersion du signal PCG par rapport les quatre bruits



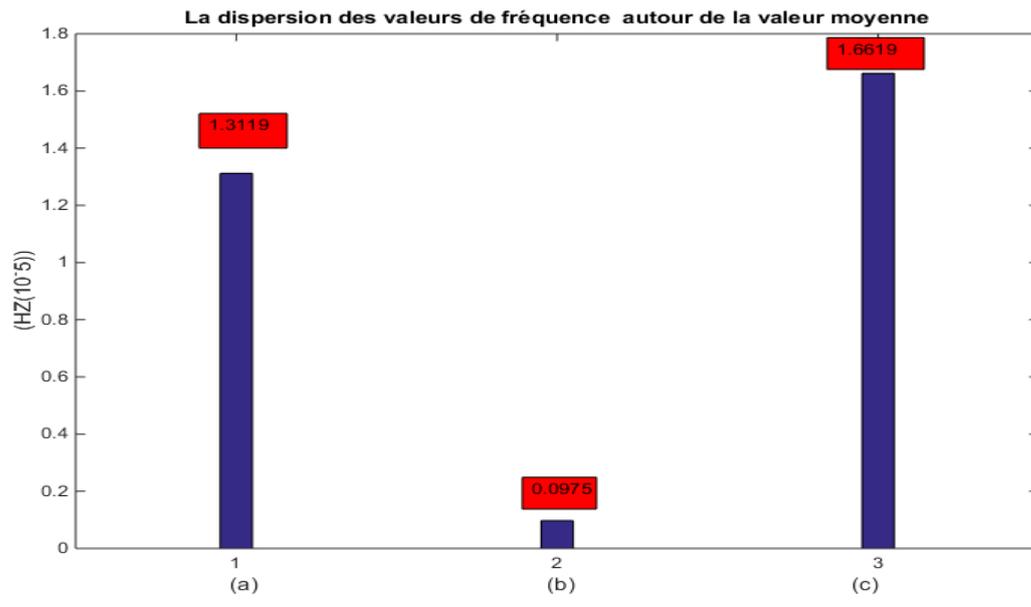
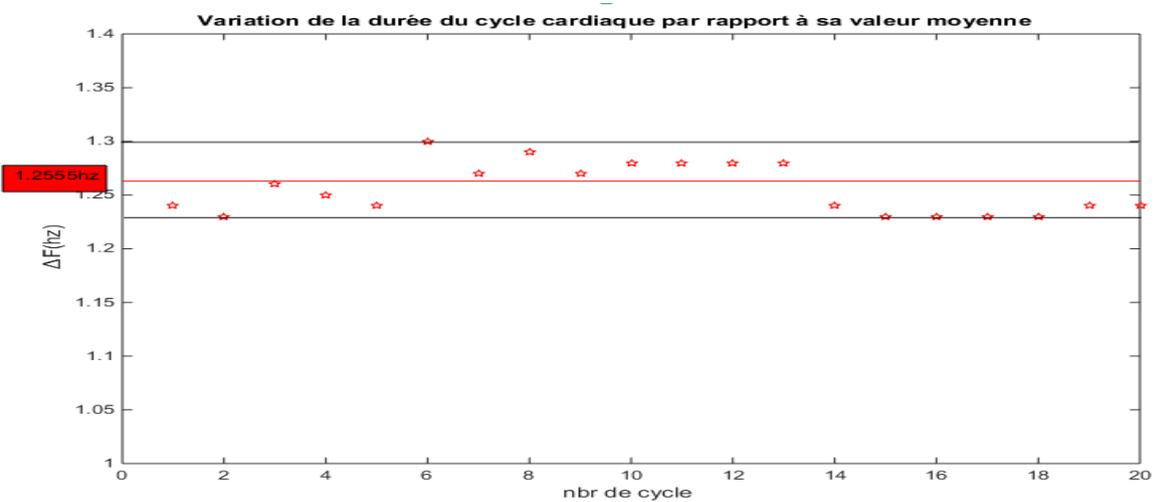


Figure IV (7) : Valeurs moyennes de la fréquence cyclique du signal PCG (i) et de la dispersion de ces valeurs autour de la valeur moyenne (ii)

- a) dans le cas du signal PCG sans les bruits B3 et B4
- b) dans le cas du signal PCG en présence du bruit B3 seulement
- c) dans le cas du signal PCG en présence du bruit B4 seulement



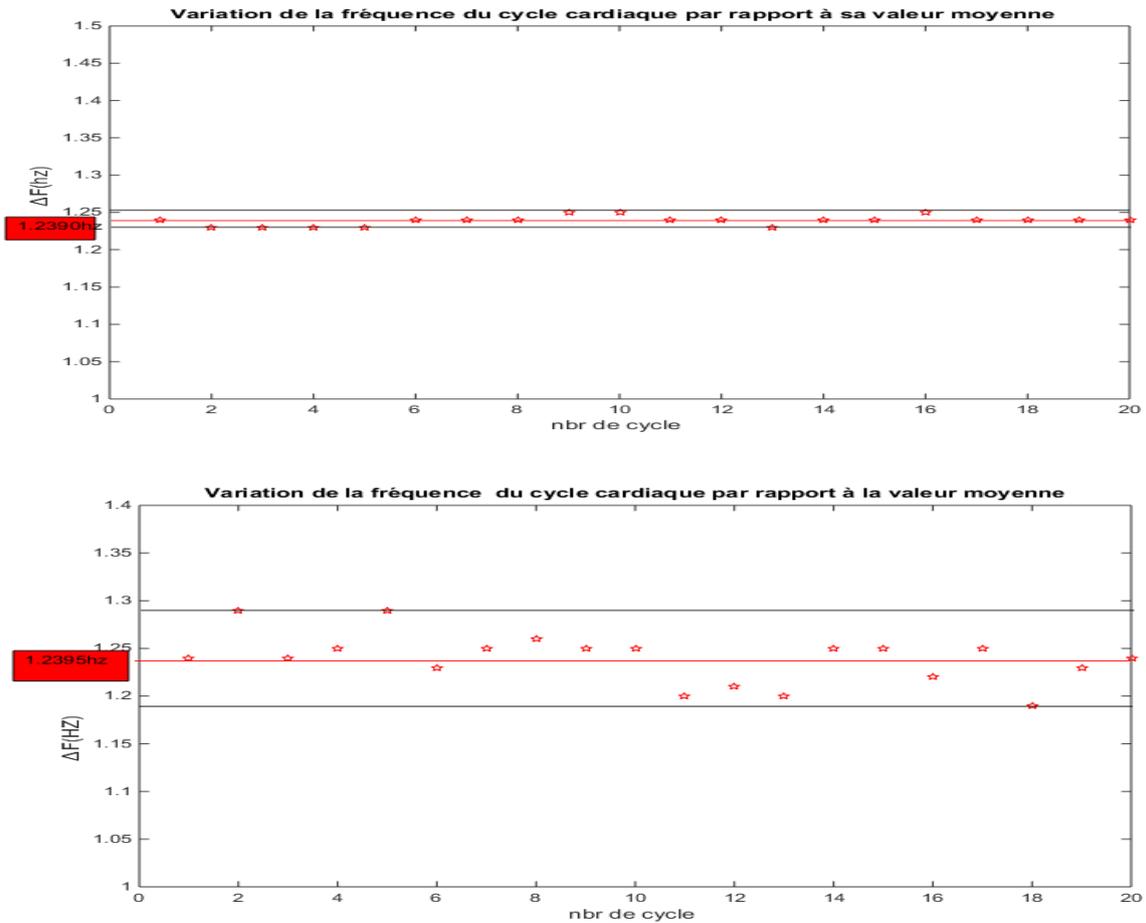


Figure iv (8)

Variation de la fréquence du cycle cardiaque par rapport à la valeur moyenne sur 20 cycles

- a) pour le cas du signal PCG en l'absence des bruits B3 et B4
- b) pour le cas du signal PCG en présence du bruit B3 seulement
- c) pour le cas du signal PCG en présence du bruit B4 seulement

VI.5. Interprétation des résultats :

Concernant la variation de la fréquence du cycle cardiaque, on remarque que le bruit B3 est le plus stable puisqu'il représente la variation la plus faible et une valeur de dispersion plus petite (0.0975 hz^{-5}), tandis que le B4 tend d'avoir la valeur de dispersion la plus élevée (1.6619 hz^{-5}) donc le B4 présente une stabilité médiocre.

Donc, on peut constater que le B4 c'est le bruit qui a le plus d'influence sur un signal PCG, sa présence est généralement pathologique.

VI.5.Conclusion :

Dans ce chapitre, on a présenté les étapes d'analyse fréquentiel des quatre bruits cardiaques du à savoir: les étendues fréquentielles et la variance. L'étude statique de ces deux caractéristiques ont été testée afin de fournir plus de précision et une meilleure localisation des valeurs fréquentielles obtenus. En présence de bruit B3 ou B4: il semble que le bruit B4 ait un impact beaucoup plus important sur un signal PCG que le bruit B3.

En outre , on a était capable d'étudier statiquement deux paramètres de la fréquence cyclique du cœur (la moyenne et l'écart type) pour chacun des bruits, et en constatant le terme de stabilité, on a retenu que c'est le bruit B4 qui présente une stabilité faible ,influence le plus la fréquence du cycle cardiaque .

Conclusion générale

Conclusion générale :

Au cours de son fonctionnement, le cœur peut produire d'innombrables bruits. Les bruits générés peuvent être caractéristiques de différentes pathologies cardiaques.

Dans le domaine de technologie qui ne cesse d'évoluer , on a pu aboutir à des résultats épouvantables à l'aide de l'application des nouvelles outils informatiques dans le domaine de traitement de signal , nous avons obtenu les méthodes les plus complètes dans l'étude des fonctions complexes du cœur humain: un élément essentiel pour tout le corps humain, afin d'accomplir l'étape de l'auscultation .

Le cadre de notre travail est d'évaluer l'application de la TFCT sur les bruits cardiaques d'un électrocardiogramme PCG, en effectuant une étude statistique des valeurs moyennes et de la variance d'un nombre assez élevé de cycle (20 cycles) dans le but de ressortir les caractéristiques du signal PCG.

En premier lieu nous nous sommes focalisés sur le fonctionnement du cœur et le phonocardiogramme dans le premier chapitre. Ensuite on s'est intéressé aux outils théoriques de l'analyse par application de la Transformée de Fourier à court terme dans le deuxième.

Dans le troisième chapitre, on a présenté les étapes d'analyse temporelle du signal PCG par une estimation sous Matlab des deux paramètres de chacun de ces quatre bruits : les étendues temporelles et la variance. L'étude statique de ces deux caractéristiques a été testée afin de fournir plus de précision et une meilleure localisation de valeurs temporelles obtenues.

Cependant dans le dernier chapitre, on a effectué une étude statistique fréquentielle des quatre bruits cardiaques à savoir: les étendues fréquentielles et la variance et on a conclu que c'est le bruit B4 qui a le plus d'impact sur un signal PCG et dans le même contexte, il influe la fréquence cardiaque.

Ces travaux entrepris au cours de ce mémoire concernent les quatre bruits cardiaques inclus dans 20 cycles pour purifier plus les résultats obtenus et pour aboutir à un diagnostic fiable complémentaire à l'auscultation.

Références bibliographiques :

[1]: The origin, formation and developmental significance of the epicardium: a review. Manner J, Perez-Pomares JM, Macias D, Munoz-Chapuli R.: Cells Tissues Organs 2001;169(2):89-103

[2]: *Collège des Enseignants de Cardiologie et Maladies Vasculaires : Insuffisance cardiaque de l'adulte. Université Médicale Virtuelle Francophone. 2011-2012.*
– *Manuel de cardiologie sous l'égide du Collège National des enseignants de cardiologie et de la Société Française de cardiologie, sous la direction de Dominique Lacroix. Edition 2010. Elsevier Masson*

[3]: B.E. Gould: Pathophysiology for the health professions. Third Edition 2005

[4]: Fethl.Liaudet ,Waeber B.The macro circulation and micro circulation of hypertension
Curr Hyper tens Rep.2009;11:182-9

[5]: V Nkomo, J Gardin, T Skelton, J Gottdiener, C Scott, M Enriquez-Sarano, Lancet 2006; 368: 1005–11

[6] Alaché E.P.Comprendre la physiologie cardiovasculaire medecines-sciences

[7]: rown HF. Electrophysiology of the sinoatrial node. Physiol Rev 1982; 62 : 505–30.

[8] :Guyton AC and Hall JE Précis de physiologie médicale ,piccin 2003,Italie , 2^{ème} édition

[9] doctissimo.fr/sante/dictionnaire-medical/faisceau-de-his_19/11/2018

[9] : CHUV Service de cardiologie,CH-1011 Lausanne, fonctionnement du cœur Vaud, Suisse.

[10] : CHUV Service de cardiologie,CH-1011 Lausanne, fonctionnement du cœur Vaud, Suisse.

[11] S.debbal,F.breksi reguig,Analyse spectre-temporelle des bruits cardiaques par les transformées discrètes et continues d'ondelette science et technologie b_n⁰23 (2005),pp5-15

[12]] DE l'auscultation médiate ou traité du diagnostic des maladies des poumons et du cœur
_Foné principalement sur ce nouveau moyen d'exploration Par
R.T.H.LAENNEC_D.M.P.Medecin e l'hôpital Necker/tome premier _A Paris chez J_A
BROSSON et J_S.CHAUDE,librairie _rue pierre-Sarrazim,n⁰9_1819

[13]] DE l'auscultation mediate ou traité du diagnostic es maladies des poumons et du cœur
_Foné principalement sur ce nouveau moyen d'exploration Par
R.T.H.LAENNEC_D.M.P.Medecen e l'hopital necker/tome premier _A Paris chez J_A
BROSSON et J_S.CHAUDE,librairie _rue pierre-Sarrazim,n⁰⁹_1819

[14] Mémoire de projet de fin d'étude_ 'Étude et réalisation d'un système pour la détection
des signaux ECG et PCG'_ master en GENIE BIOMEDICAL Spécialité Instrumentation
Biomédical_MAROUF Nour El Houda et MAHAMDAOUI Djamila/ le 25 Juin 2018

[15] : ÉCHOCARDIOGRAPHIE/02 NOV 2010/Fonction systolique ventriculaire gauche : est-il utile d'en reparler en 2010 ? Y a-t-il des progrès dans notre quotidien ?_E. DONAL, CHU Rennes

[16] Précis de sémiologie de Rose-Marie Hamladji (Pages 93 – 100 et 141-142) Gray's anatomy for students (Pages 185 et 161-162)://archive.org/stream/GraysAnatomyForStudents/Gray%27s%20Anatomy%20for%20Students#page/n209/mode/2up/search/intercostal+artery/_univ-constantine3/facmed/wp-content/uploads/Cycle-cardiaque-2anne-med-2016.

[17] Actualisé en 2009 par :M-C. Aumont (Paris),H. Douard (Bordeaux),L. Fauchier (Tours),E. Ferrari (Nice),G. Grollier (Caen),G. Vanzetto (Grenoble),J.E. Wolf (Dijon)Collège National des Enseignants de Cardiologie et Maladies Vasculaires (CNEC)_ Chapitre 4 : Examens complémentaires en cardiologie.

[18] A. K. Abbas and R. Bassam, «Phonocardiography Signal Processing», Morgan and Claypool, 2009.

[19] Matias Brusco, B.S.E.E. «Development of a PDA-BASED wearable digital phonocardiograph», THESIS presented to the Faculty of the Graduate School of the University of Texas at El Paso, December 2004.

[20] Tiago Filipe «Integrated Master in Biomedical Engineering »Faculty of Sciences and Technology University of Coimbra 2010

[21] Danyleong-kong «a software system for real-time cardiac acoustic mapping», THESIS presented to the Faculty of the Graduate Studies and Research, Montreal, Quebec Canada-, 1997

[22] Xuan Zhang « Analysis-Synthesis and Time-frequency Scaling of Phonocardiogram», thesis submitted for the degree of master of engineering, McGill University, Montreal 1996

[23] A. Bartels and D. Harder. Non-invasive determination of systolic blood pressure by heart sound pattern analysis. Clin. Phys. Physiol. Meas., 13, pp 249–256, 1992.

[24] C. Longhini, E. Baracca, C. Brunazzi, M. Vaccari, L. Longhini, and F. Barbaresì. A new noninvasive method for estimation of pulmonary arterial pressure in mitral stenosis. Amer. J. Cardiol., 68, pp 398–401, 1991.

[25] Djebbari A. “Synthesis of time frequency analysis methods applied of phonocardiogram signal” Université de Tlemcen Doctorat thesis Septembre 2014

[26] . S.debbal, F. bereksi-reguig, «Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phonocardiogrammes en fonction des souffles surajoutés », Afrique science 01(1) (2005)1–13issn1813-548x,07octobre2004

[27] Mémoire de MASTER_ Mme Z .AMIROU ,Mr. GRARADJI KAMAL Mr. SADOUN AREZKI _Filtrage de l'ECG par seuillage de coefficients d'ondelettes _ Soutenu le : 09 /07/2009 /univ.Tlemcen

[28] Solène Kojtych. Introduction au traitement du signal et à l'analyse fréquentielle par transformées de Fourier. [Rapport Technique] École polytechnique de Montréal. 2019. hal-02193929

[29] Préparation à l'agrégation externe Université de Grenoble Option calcul scientifique 2009/2010_

[30] Analyse de Fourier et applications_actualisé_Analyse des quatre bruits cardiaques Etude statistique et caractéristiques spectro-temporelles_S. M. Debbal et F. Bereksi-Reguig Laboratoire de Génie Biomédical (GBM), Département d'électronique, Faculté des sciences de l'ingénieur, Université Aboubekr Belkaid, BP 119 Tlemcen (Algérie)

[31] Mathématiques appliquées 2020-2021 Cl. Gabriel

[32] Polycopié du cours : TRANSFORMÉE DE FOURIER ET APPLICATIONS_Edoardo Provenzi

[33] PierreChainais. De la transformée de Fourier à l'analyse temps-fréquence bivariée. Bulletin de l'Union des Professeurs de classes préparatoires Scientifiques, 2018, pp.1-19. hal-01837158/

[34] T. ALANI, «Introduction aux ondelettes (wavelets)», 2008.

[35] <http://www.esiee.fr/~alanit>

[36] Claude Gasquet et Patrvk Witomski.Analyse de Fourier et applications.Dunod.2004

[37] Laboratoire d'Acoustique, Conservatoire National des Arts et Métiers 2 rue Conté, 75003 Paris marie.tahon@cnam.fr 2014...2015_

[38] MOTEFAI Meryem _Détection des bruits B1et B2 de signale Phonocardiogramme(PCG) 2015...2016

[39] M.S.OBAIDET .Phonocariogram signal analysis:techniques and performance,Journal of Medical Engineering and Technology n^o 7 (1993)

[40] Pierre-Louis TOUTAIN, Hervé LEFEBVRE « Les bruits physiologiques du cœur chez le cheval et le chien», Service de Physiologie Ecole Vétérinaire de Toulouse, Novembre 1993.

[41] Variabilité de la fréquence cardiaque : un marqueur de risque cardiométabolique en santé publique Mots-Clés : Rythme cardiaque. Techniques de diagnostic cardiovasculaire. Santé publique.

[42] Bull. Acad. Natle Méd., 2013, 197,n o 1, 175-186, séance du 22 janvier 2013

[43] World Health Organization Statistical information system ,”who mortality database”.

Abréviations :

TF : transformée de Fourier

TFCT : transformée de Fourier à court terme

TFC : transformée de Fourier continue

TFD : transformée de Fourier discrète

FFT : fast Fourier transform

TFCTD : transformée de Fourier à court terme discrète

PCG : phonocardiographie

ECG : électrocardiographie

Liste des figures :

Chapitre I :

Figure I.1. Anatomie du cœur

Figure I.2. . Présentation des valves cardiaque

Figure I.3. Coupe transversale des valves cardiaques

Figure I.4. . Propagation du sang selon l'activité électrique du cœur

Figure I.5. parcours électrique dans le cœur

Figure I.6. L'excitation, la propagation et la contraction cardiaque.

Figure I.7. Mécanique du cycle cardiaque

Figure I.8 : La boucle pression volume d'un cycle cardiaque.

Figure I.9. Représentation d'un cycle cardiaque contenant un Rétrécissement aortique de forte Intensité

Figure I.10. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale

Figure I.11. Représentation d'un cycle cardiaque contenant un Rétrécissement Pulmonaire accompagné par un son ou souffle S3

Figure I.12. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Communication Inter-ventriculaire

Figure I.13. Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral

Figure I.14. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique

Figure I.15. Sièges et irradiations thoraciques des principaux souffles (en blanc le siège maximal et les irradiations)

Figure I.16. (a) signal (PCG) pour un sujet normal, (b) signal pathologique (sévère systolique dysfonction)

Chapitre II :

Figure II.1. Figure II.1. Diagramme es types des signaux

Figure II.2. Analyse et synthèse

Figure II.3. Passage de la représentation temporelle à la représentation fréquentielle

Figure II.4. fenêtre hamming et Hanning

Figure II.5 : Fenêtrage temps-fréquence de la TFCT ($t^* = w^* = 0$).

Chapitre III :

Figure III.1. Représentation temporelle du signal phono cardiogramme :

Figure III.2. variation des étendues temporelles (Δt) sur 20 cycles :

Figure III.3 Variation des étendues temporelles (Δt) par rapport à $\overline{\Delta t}$ (valeur moyenne) :

Figure III 4 : Etendues et dispersions temporelles des quatre bruits cardiaques

Chapitre IV :

Figure IV. 1 : contenu fréquentiel des bruits cardiaques .

Figure IV .2 : Représentation schématique des signaux ECG et PCG d'un sujet normal

Figure IV.3. variation des étendues fréquentielles (Δf) sur 20 cycles : Figure IV .4 :

Variation des étendues fréquentielles (Δf) par rapport à $\overline{\Delta f}$ (valeur moyenne)

Figure IV.5 Etendues et dispersions fréquentielles des quatre bruits cardiaques.

Figure IV .6 : Un cardio-fréquencemètre.

Figure IV .7 : Valeurs moyennes de la fréquence cyclique du signal PCG (i) et de la dispersion de ces valeurs autour de la valeur moyenne (ii)

Figure iv .8. Variation de la fréquence du cycle cardiaque par rapport à la valeur moyenne sur 20 cycles.

Liste des tableaux

Tableau I.1-Les caractéristiques fréquentielles et temporelles des bruits cardiaques

Tableau III (1) Caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques

Tableau IV.1: Tableau des valeurs des étendues et dispersions fréquentielles des quatre bruits cardiaques (B1,B2,B3 et B4)

TableauIV.2. : la fréquence cyclique moyenne et la dispersion du signal PCG (i) et de la dispersion du signal PCG par rapport les quatre bruits.

