

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Hadj Lakhdar Batna 2
Faculté de Technologie
Département d'Électronique



Mémoire

Présenté pour l'obtention du diplôme de
MAGISTER en Électronique

OPTION

Traitement du signal

Par

LAMRAOUI HASNA

Thème

Caractérisation du signal phonocardiogramme

Soutenu devant le jury composé de :

Dr. BENOUDJIT Nabil	Prof.	Université de Batna	Président
Dr. BENYOUCEF Moussa	Prof.	Université de Batna	Rapporteur
Dr. BENZID Redha	Prof.	Université de Batna	Co-Rapporteur
Dr. SAIDI Lamir	Prof.	Université de Batna	Examineur
Dr. MARIR Farid	Prof.	Université de Constantine	Examineur

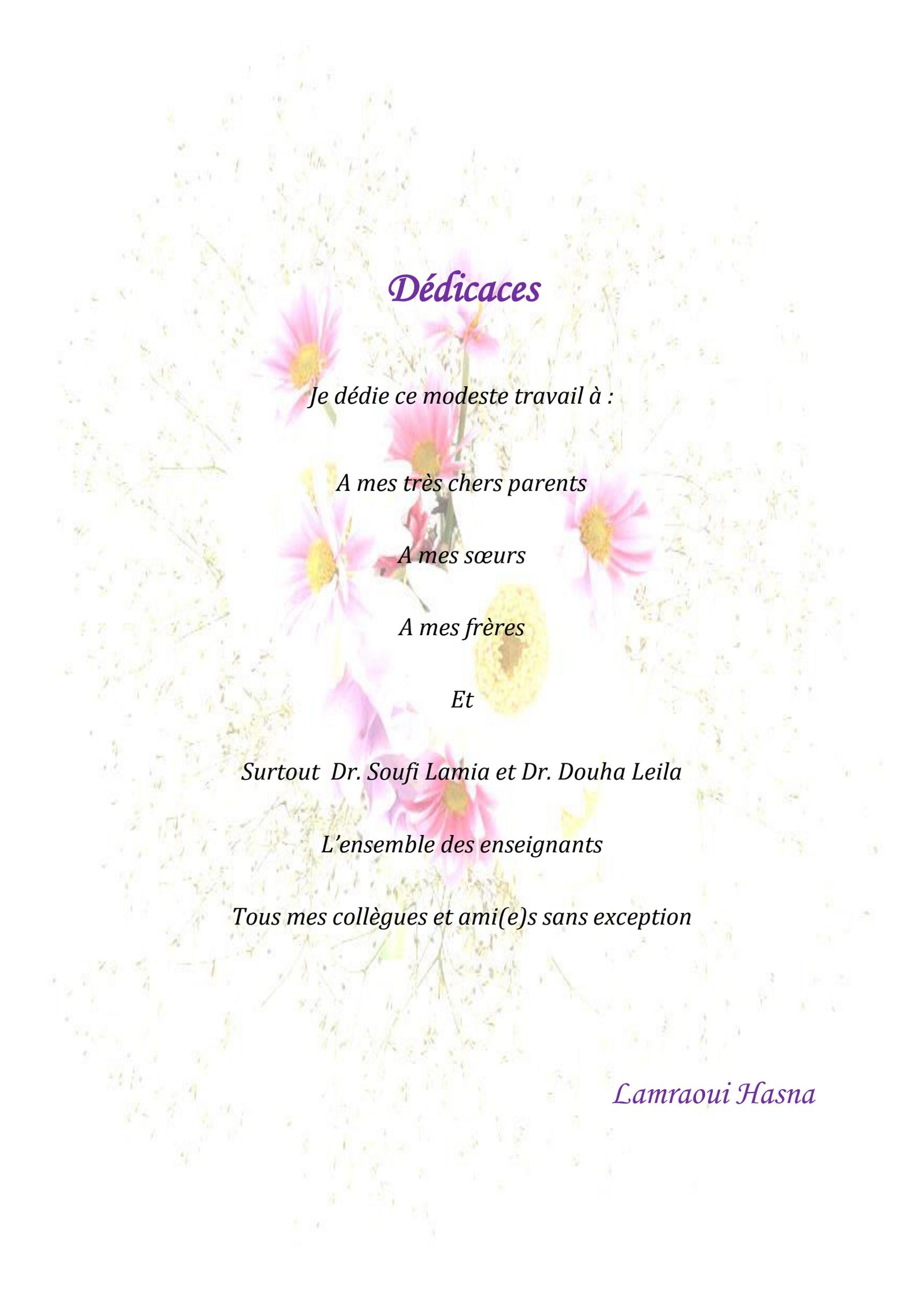
Année Universitaire 2015/2016

Remerciements

Avant tout, je remercie Dieu de m'avoir donné la patience et la force pour réaliser ce présent travail.

(لله الحمد)

- ❖ Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à mon encadreur Monsieur: **BENYOUCEF Moussa** professeur à l'université de Batna, pour avoir dirigé mon travail, son aide m'a toujours été précieuse.
- ❖ Je voudrais exprimer, ma gratitude et ma considération à Monsieur **BENZID Redha**, Professeur à l'université de Batna, pour avoir dirigé et suivi mon travail avec une attention soutenue.
- ❖ Je remercie très sincèrement Monsieur le Professeur **BENOUDJIT Nabil**, de l'université de Batna, pour l'intérêt qu'il a manifesté pour ce travail et d'avoir accepté de présider le jury de ce travail.
- ❖ J'adresse mes vifs remerciements à **SAIDI Lamir**, Professeur au département d'électronique de l'université de Batna, pour avoir accepté d'examiner ce travail
- ❖ Je voudrais également exprimer mes vifs remerciements à monsieur **MARIR Farid** Professeur à l'université de Constantine pour l'honneur d'assister à ce jury et d'enrichir le manuscrit.
- ❖ Enfin, j'exprime mes remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.



Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

A mes très chers parents

A mes sœurs

A mes frères

Et

Surtout Dr. Soufi Lamia et Dr. Douha Leila

L'ensemble des enseignants

Tous mes collègues et ami(e)s sans exception

Lamraoui Hasna

Résumé

Les sons et les souffles cardiaques fournissent des informations de diagnostic crucial pour plusieurs maladies cardiaques telles que le dysfonctionnement de la valve naturelle ou prothétique et l'insuffisance cardiaque.

Les bruits cardiaques sont représentés par un signal phonocardiogramme (PCG). L'analyse de ce type de signal est basée sur la segmentation, qui est la première étape de l'analyse et la plus importante procédure dans le diagnostic automatique des bruits cardiaques.

Ce mémoire présente l'implémentation d'un algorithme de segmentation basé essentiellement sur le filtrage passe-bas et la détection d'enveloppe. La série de Fourier a été utilisé comme une nouvelle méthode afin d'éliminer les souffles cardiaques. En ce qui concerne la localisation les sons fondamentaux cardiaques (S1 et S2), en utilisant la détection d'enveloppe est faite par deux méthodes, La première méthode basée sur La transformation en ondelettes continue et les caractéristiques statistiques d'un signal PCG (la variance), La deuxième méthode, basée sur l'énergie moyenne de Shannon normalisée, dans le but d'extraire les souffles diastolique et systolique de différents signaux PCG.

Mots-clés : phonocardiogramme, pathologie, Segmentation, série de Fourier, enveloppe, Transformation en ondelettes continue, L'énergie de Shannon, seuil.

Summary

Heart sounds and murmurs provide crucial diagnosis information for several heart diseases such as natural or prosthetic valve dysfunction and heart failure.

The heart sounds are represented by phonocardiogram signal (PCG). The Analysis of this type of signal based on segmentation, which is the first step in the analysis and the most important process in the automatic diagnosis of heart sounds.

This memory present the implementation of a segmentation algorithm based primarily on the low-pass filtering and envelope detection. The Fourier series has been used as a new method to eliminate heart murmurs. With regard to the location the fundamental heart sounds (S1 and S2), using the envelope detection, which is done by two methods, The first method based on the processing of continuous wavelet transformation with the statistical characteristics of a signal PCG (variance), The second method, based on the average Shannon energy normalized in the purpose to extract the diastolic and systolic murmurs of different signals PCG.

Key-Words: Phonocardiogram, pathological, Segmentation, Fourier series, envelope, Continuous Wavelet Transformation, Shannon energy, threshold.

Table des matières

Introduction générale

I. Introduction	1
II. But du travail	3
III. Organisation du mémoire.....	3

Chapitre I

Le cœur humain et le phonocardiogramme

I.1. Introduction.....	5
I.1.1. Le système cardio-vasculaire.....	5
I.1.1.1. Le cœur humain.....	5
I.1.1.2. La circulation artérielle et veineuse	6
I.2. Le cœur.....	7
I.2.1. Anatomie du cœur	7
I.2.1.1. Généralités.....	7
I.2.1.2. Le cœur droit	8
I.2.1.3. Le cœur gauche	8
I.2.2. Les valves cardiaques.....	9
I.2.2.1. L'orifice tricuspide.....	9
I.2.2.2. L'orifice pulmonaire.....	9
I.2.2.3. L'orifice mitral.....	9
I.2.2.4. L'orifice aortique.....	10
I.2.3. La vascularisation du cœur	10
I.2.4. L'activation électrique du cœur.....	11
I.2.5. Le cycle cardiaque.....	12
1. Système d'excitation.....	13
2. Système de couplage excitation-contraction.....	13

3. Système contractile	13
I.3. Phonocardiogramme.....	13
I.3.1. Les courbes de pression.....	14
I.3.1.1. La courbe de pression ventriculaire.....	14
I.3.1.2. La courbe de pression auriculaire.....	16
I.3.1.3. La courbe de pression au niveau des gros vaisseaux	16
I.4. Les sons et les souffles cardiovasculaires.....	17
I.4.1. Les sons cardiaques.....	17
I.4.1.1. Le premier son (S1)	17
I.4.1.2. Le deuxième son (S2)	17
I.4.1.3. L'ouverture de la mitrale.....	18
I.4.1.4. Le troisième son (S3)	18
I.4.1.5. Le quatrième son (S4)	18
I.4.2. Les souffles cardiaques.....	19
I.4.2.1. Les souffles diastoliques.....	20
I.4.2.1.1. Rétrécissement mitral	20
I.4.2.1.2. Insuffisance aortique.....	21
I.4.2.2. Les souffles systoliques.....	22
I.4.2.2.1. Rétrécissement aortique.....	22
I.4.2.2.2. Insuffisance mitrale.....	22
I.4.2.2.3. Rétrécissement pulmonaire.....	23
I.4.2.2.4. Communication inter-ventriculaire.....	24
I.5. Le phonocardiographie.....	24
I.6. Electrocardiogramme.....	25
I.7. Conclusion.....	26

Chapitre II

Outils d'analyse : Séries de Fourier, la transformée en cosinus discrète et les ondelettes

II. Introduction.....	28
-----------------------	----

II.1. Séries de Fourier.....	29
II.1.1. Définition de la série de Fourier.....	29
II.1.2. La série de Fourier discrète.....	30
II.2. La transformée en cosinus discrète.....	32
II.3. L'analyse par ondelettes.....	33
II.3.1. La Transformée d'ondelette continue (CWT)	34
II.3.2. Conditions mathématiques de validité d'une ondelette.....	35
II.3.3. Transformation inverse.....	35
II.3.4. Transformée d'ondelette discrète (DWT)	36
II.3.5. Décomposition de Mallat.....	36
II.3.6. Filtrage en une seule étape: approximations et détails.....	37
II.3.7. Fonction d'échelle.....	38
II.3.8. Familles d'ondelettes.....	39
II.3.8.1. Ondelette de Haar.....	39
II.3.8.2. Ondelettes de Daubechies.....	39
II.3.8.3. Ondelette de Meyr	40
II.3.8.4. Ondelette de Morlet.....	40
II.3.8.5. Ondelette complexe de Morlet (cmorl)	41
II.3.8.6. Ondelette complexe de Fréquence B-Spline.....	42
II.3.8.7. Ondelette complexe de Shannon	42
III.4. Conclusion.....	43

Chapitre III

Analyse des signaux PCG

III.1. Introduction.....	45
III.2. Les signaux PCG.....	45
III.3. Caractéristique fréquentielle du signal PCG.....	50
III.4. Segmentation des signaux PCG.....	51
III.4.1. Algorithme de segmentation.....	51
III.4.1.1. Sous échantillonnage.....	52

III.4.1.2. Application de la série de Fourier.....	52
III.4.1.3. Détection d'enveloppe.....	54
III.4.1.3.1. Première méthode : Application de la CWT.....	54
III.4.1.3.1.1. Projection sur la base d'ondelette continue CWT.....	54
III.4.1.3.1.2. Calcul de la variance de la matrice CWT	55
III.4.1.3.1.3. Interpolation et seuillage de l'enveloppe.....	57
III.4.1.3.1.4. Extraction du signal pathologique.....	58
III.4.1.3.1.5. Résultats et discussion de la première méthode.....	62
III.4.1.3.2. Deuxième méthode: L'énergie moyenne de Shannon.....	63
III.4.1.3.2.1. Détection d'enveloppe par L'énergie de Shannon.....	63
III.4.1.3.2.2. Interpolation et seuillage de l'enveloppe.....	64
III.4.1.3.2.3. Extraction du signal pathologique.....	66
III.4.1.3.2.4. Résultats et discussion de la deuxième méthode	70
III.5. Conclusion.....	71
Conclusion générale.....	72
Bibliographie.....	74

Liste des figures

Fig. I.1.	Le cœur se situe dans le médiastin antérieur.....	5
Fig. I.2.	Le système artériel et le système veineux.	6
Fig. I.3.	Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques.....	8
Fig. I.4.	Les valves intracardiaque : (a) systole, (b) diastole.....	10
Fig. I.5.	Le tissu nodal.....	11
Fig. I.6.	Cycle cardiaque.....	13
Fig. I.7.	Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal.....	14
Fig. I.8.	Courbe de pression.....	17
Fig. I.9.	Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S3)	18
Fig. I.10.	Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S4)	19
Fig. I.11.	Caractérisation schématique des différentes variétés des souffles que l'on peut rencontrer pendant la révolution cardiaque (B1et B2 correspondent à S1 et S2).....	20
Fig. I.12.	Représentation d'un cycle cardiaque contenant une sténose mitrale.....	21
Fig. I.13	Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique.....	21
Fig. I.14.	Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Sténose aortique de forte intensité.	22
Fig. I.15.	Présentation Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale.....	23
Fig. I.16.	Représentation d'un cycle cardiaque contenant une sténose pulmonaire accompagné par un son ou souffle S3.	23
Fig. I.17.	Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Communication inter-ventriculaire.....	24
Fig. I.18.	Phonocardiographie.....	25
Fig. I.19.	Représentation d'un cycle cardiaque superposé avec l'onde ECG correspondante.....	26
Fig. II.1.	Synthèse de signal carrée par l'addition successive des harmoniques.....	30

Fig. II.2.	Relations temps fréquence.....	31
Fig. II.3.	Les déférentes analyses	33
Fig. II.4.	Translation et translation-dilatation d'une ondelette	35
Fig. II.5.	Décomposition multi-niveaux	37
Fig. II.6.	Filtrage en une seule étape.....	37
Fig. II.7.	Algorithme de Mallat niveau 1, phase de décomposition.....	38
Fig. II.8.	Algorithme de Mallat niveau 1, phase de reconstruction.....	38
Fig. II.9.	Fonction d'ondelette et fonction d'échelle de Haar	39
Fig. II.10.	Fonction d'ondelette et fonction d'échelle de db4.	39
Fig. II.11.	Fonction d'ondelette et fonction d'échelle de Meyer	40
Fig. II.12.	Ondelette de Morlet	41
Fig. II.13.	Parties réelle et imaginaire concernant l'ondelette complexe de Morlet (cmor1.5-1)	41
Fig. II.14.	L'ondelette Complexe de Frequency B-Spline	42
Fig. II.15.	L'ondelette Complexe de Shannon	43
Fig.III. 1.	Représentation temporelle du signal NL.....	46
Fig. III. 2.	Représentation temporelle du signal LAS.....	46
Fig. III. 3.	Représentation temporelle du signal SAS.....	47
Fig. III. 4.	Représentation temporelle du signal AS.....	47
Fig. III. 5.	Représentation temporelle du signal AS2.....	47
Fig. III. 6.	Représentation temporelle du signal AS3.....	47
Fig. III. 7.	Représentation temporelle du signal ASD.....	48
Fig. III. 8.	Représentation temporelle du signal AR.....	48
Fig. III. 9.	Représentation temporelle du signal AI.....	48
Fig.III.10.	Représentation temporelle du signal ARS.....	48
Fig.III.11.	Représentation temporelle du signal MS.....	49
Fig.III.12.	Représentation temporelle du signal MR.....	49
Fig.III.13.	Représentation temporelle du signal PR.....	49
Fig.III.14.	Représentation temporelle du signal PS.....	49
Fig.III.15.	Spectre du signal PCG d'un sujet sain.....	50

Fig.III.16.	Spectre du signal PCG d'un sujet maladie type AR	50
Fig.III.17	Schéma Synoptique de l'algorithme de segmentation proposé.....	51
Fig.III.18	(a) Le signal PCG initial, (b) Le signal PCG sous échantillonné et normalisé,(c) Le signal PCG filtré (signal sain).....	54
Fig.III.19.	Le contour plot des coefficients de la CWT du signal AR capté à la sortie du stage SF.....	55
Fig.III.20.	La procédure d'extraction du vecteur de la variance depuis la matrice de la CWT.....	56
Fig.III.21.	Représentation du signal filtré et son enveloppe. (a) Le signal PCG filtré, (b) L'enveloppe du signal PCG filtré.....	56
Fig.III.22.	Représentation des étapes de reconstruction la taille initial de l'enveloppe.....	57
Fig.III.23.	Représentation de. (a) L'enveloppe du signal PCG filtré et du seuil. (b) Filtre de sélection.....	58
Fig.III.24.	Représentation du : (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG initial en superposition avec le filtre de sélection. (c) Signal pathologique isolée (Segmentée)	59
Fig.III.25.	Procédures de segmentation pour le signal PCG type As. (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG filtré. (c) L'enveloppe de signal filtré et seuil. (d) Filtre de sélection. (e) Signal pathologique isolé.....	59
Fig.III.26.	Procédures de segmentation du signal PCG type As2.....	60
Fig.III.27.	Procédures de segmentation du signal PCG type As3.....	60
Fig.III.28.	Procédures de segmentation du signal PCG type Mr.....	61
Fig.III.29.	Procédures de segmentation du signal PCG type SAS.....	61
Fig.III.30.	Procédures de segmentation du signal PCG type NL.....	62
Fig.III.31.	Amplitude de l'énergie de Shannon en fonction de l'amplitude du signal PCG.....	63
Fig.III.31.	Représentation: (a) Du l'enveloppe de Shannon du signal filtré, (b) Du signal filtré (signal sain)	64
Fig.III.32.	Représentation des étapes de reconstruction à la taille initial du l'enveloppe.....	65
Fig.III.33.	Représentation de. (a) L'enveloppe du signal PCG filtré et le seuil. (b) Filtre de sélection.....	66
Fig.III.32.	Représentation du. (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG initial en superposition avec le filtre de sélection. (c) Signal Pathologique isolée (Segmentée)	66

Fig.III.35.	Procédures de segmentation du signal PCG type As. (a) Signal PCG initial. (b) signal PCG filtré. (c) Enveloppe du signal filtré et seuil. (d) Filtre de sélection. (e) Le Signal pathologie isolé.....	67
Fig. III.36.	Procédures de segmentation du signal PCG type As2.....	67
Fig. III.37.	Procédures de segmentation du signal PCG type As3.....	68
Fig. III.38.	Procédures de segmentation du signal PCG type Mr.....	68
Fig. III.39.	Procédures de segmentation du signal PCG type sas.....	69
Fig. III.40.	Procédures de segmentation du signal PCG type NL.....	69

Liste des tableaux

Tableau.III.1.	Liste des signaux PCG.....	45
Tableau.III.2.	Résultats de segmentation des différents sons cardiaques de la première méthode.....	62
Tableau.III.3.	Résultats de segmentation des différents sons cardiaques de la deuxième méthode	70

Introduction générale

I. Introduction

Les maladies cardiovasculaires représentent la cause la plus fréquente du décès dans le monde selon les études statistiques annuelles faites au niveau de l'organisation mondiale de la santé (WHO) [1].

L'auscultation du cœur est la technique d'écoute des sons cardiaques et considérée comme un outil important pour le diagnostic des cardiopathies. Son origine remonte au 16^{ème} siècle par William Harvey. Elle a été suivie par l'avènement du stéthoscope en 1816 par Laennec [8]. Sa contribution remarquable dans ce domaine a donné naissance à une approche scientifique en utilisant cette technique de l'examen physique. Sa forme moderne appelée phonocardiographie, qui utilise les stéthoscopes électroniques, pour l'enregistrement acoustique et le traitement automatisé des sons du cœur.

Au cours des dernières années, un bon nombre de méthodes de diagnostic sophistiquées en cardiologie, y compris l'électrocardiogramme (ECG) et l'échocardiographie, ont beaucoup ajouté à notre compréhension de l'action du cœur et ses pathologies. Cependant, l'auscultation cardiaque non invasive de base reste l'approche rentable et simple à l'examen cardiaque.

Il a été rapporté qu'un pourcentage inquiétant de diplômés en médecine ne peut pas diagnostiquer correctement les maladies cardiaques à l'aide d'un stéthoscope [9]. L'art de l'écoute des sons cardiaques et d'interpréter leur signification est difficile à maîtriser, car ils sont le résultat de plusieurs événements de courte durée qui se produisent dans un intervalle de temps très court. La faible sensibilité de l'oreille humaine dans la gamme basse fréquence des

sons cardiaques rend cette tâche encore plus difficile. La Phonocardiographie (PCG) est révélée très utile dans la description et la compréhension des sons cardiaques, car elle offre un affichage visuel de la forme d'onde du son du cœur [5-18] ; mais la compréhension des fonctions du cœur et la complexité inhérente du signal PCG reste illimitées.

L'auscultation Assistée par l'ordinateur avec l'utilisation des techniques numériques en traitement du signal peut extraire des informations utiles pour le diagnostic des maladies. Une variété des méthodes, telles que l'analyse temps-fréquence des signaux PCG et d'ordre supérieur statistique [19-20] ont été appliquées à la classification et l'analyse des sons cardiaques pour une meilleure discrimination des cas pathologies. Plusieurs méthodes ont été présentées dans la littérature utilisé la transformer en ondelettes continue (CWT) dans l'analyse des signaux PCG [21-22].

Un cycle de bruit cardiaque normal complet se compose principalement du premier son cardiaque (S1) suivie par le second son cardiaque (S2). Le cycle de sons cœur peut être segmenté en deux grandes parties: la systole et la diastole.

Parfois, après le son S2, les sons cardiaques S3 et S4 peuvent être présents chez les enfants et les jeunes adultes; ils peuvent représenter à un cas pathologique. Les bruits cardiaques anormaux appelés souffles, reportez-vous à diverses conditions pathologiques que par l'emplacement, la forme, la durée et d'autres caractéristiques associées. Par conséquent, aux fins d'analyse et de diagnostic utile, le signal du son cardiaque doit être segmenté, la détection de l'emplacement des deux sons S1 et S2 est une étape préliminaire et importante avant une analyse plus poussée du signal PCG pour la classification de la maladie.

La majorité des techniques de segmentation sont basées sur deux approches ; la première utilise l'ECG comme un signal auxiliaire qui localise les deux sons S1 et S2 [23-24], la deuxième approche est basée sur le signal lui-même [25]. Dans ce présent travail, nous nous sommes intéressés à la deuxième approche, car elle ne nécessite pas de source d'information supplémentaire sur le patient, ceci permet des mesures moins intrusives. Dans ce contexte, on va utiliser deux méthodes pour identifier les positions temporelles des sons cardiaques fondamentaux (S1 et S2), qui sont : la transformation d'ondelette continue (CWT) et les caractéristiques statistiques d'un signal PCG. L'énergie de Shannon.

II. But du travail

Le but visé à travers ce travail est d'analyser les signaux PCG par l'application des différentes méthodes utilisées en traitement du signal basées sur la série de Fourier, la transformée en cosinus discrète et la transformée en ondelettes continue, afin de segmenter le signal PCG d'en extraire les signaux pathologiques.

III. Organisation du mémoire

Ce mémoire est organisé en trois chapitres, une introduction et une conclusion générale comme suit :

Chapitre 1 : Le cœur humain et le phonocardiogramme

Ce chapitre est consacré tout d'abord à la description de l'anatomie et la physiologie du système cardio-vasculaire, par la suite il donne une description du signal phonocardiogramme.

Chapitre 2 : Outils d'analyse

Séries de Fourier, la transformée en cosinus discrète et les ondelettes

Le deuxième chapitre aborde l'étude théorique des différentes méthodes d'analyse du signal utilisées, qui sont : la série de Fourier, la transformée en cosinus discrète DCT et la transformée en ondelettes.

Chapitre 3 : Analyse des signaux PCG

Au cours de ce chapitre, un analyse du signal PCG a été effectuée suivant les étapes de l'algorithme de segmentation qui consiste à isoler les sons et les souffles cardiaques, afin d'extraire les signaux pathologiques depuis le signal PCG original.

La synthèse du travail effectué et quelques perspectives sont donnés à la fin de ce mémoire

Chapitre I

Le cœur humain et le phonocardiogramme

I.1. Introduction

Ce chapitre est essentiellement consacré à l'anatomie et le fonctionnement du cœur humain et la circulation sanguine ; accompagné d'un aperçu sur les sons et les souffles cardiaques en citant lesquels sont pathologiques et lesquels sont sains afin de prendre une idée générale et suffisante sur la phonocardiographie comme étant un nouvel aspect pour le visionnement et le diagnostique des maladies cardiaques.

I.1.1. Le système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est divisé en deux parties : cœur et deux types des faisceaux (artères et les veines).

I.1.1.1. Le cœur humain

Le cœur, organe musculaire d'environ 250 grammes, situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimité latéralement par les deux poumons, en avant le sternum et en arrière par la colonne vertébrale (**fig. I.1**).

Il Mesure entre 14 et 16 cm pour un diamètre de 12 à 14 cm chez l'adulte et d'un volume de 50 à 60 cm³, un peu plus gros chez l'homme que chez la femme [2].

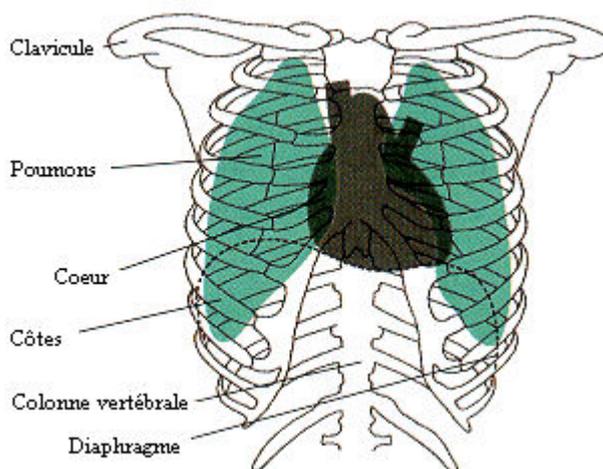


Fig. I.1. Le cœur se situe dans le médiastin antérieur

I.1.1.2. La circulation artérielle et veineuse

La grande circulation artérielle est un circuit à haute pression, qui assure le transport du sang oxygéné de cœur vers les différents organe de l'organisme par l'intermédiaire des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles et capillaires artériels (**Fig. I.2**). Ce dernier niveau est constitué de multiples petites ramifications qui facilitent le transfert de l'oxygène du sang aux tissus. Le sang, devenu pauvre en oxygène et riche en CO₂, revient au cœur par les veines, puis est envoyé par l'artère pulmonaire dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons. Le réseau veineux est le principal réservoir de sang puisqu' il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte [2].

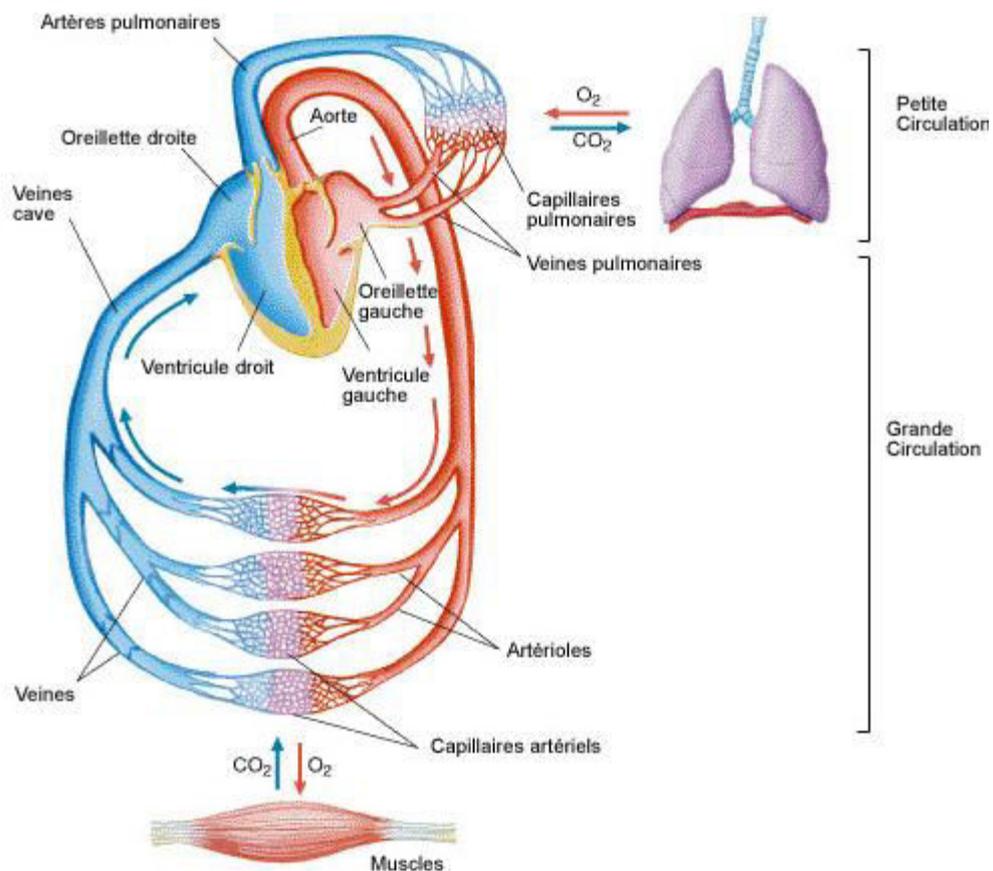


Fig. I.2 .le système artériel et le système veineux.

I.2. Le cœur

Le cœur est l'organe central du système cardiovasculaire, il agit grâce à ses contractions autonomes. Il est le moteur du système de circulation sanguine dans le corps humain, c'est le propulseur du sang oxygéné aux organes et considéré comme une pompe naturelle.

I.2.1. Anatomie du cœur

I.2.1.1. Généralités

Le cœur est un organe musculaire creux formé de trois couches (parois) distinctes qui sont de l'extérieur vers l'intérieur: le péricarde (enveloppe externe), le myocarde (muscle cardiaque) et l'endocarde qui tapisse le fond du cœur.

Il est composé de deux entités distinctes séparées: le cœur droit et le cœur gauche. Chaque cœur est composé d'un ventricule sur la partie inférieure et d'une oreillette sur la partie supérieure, séparés par des valves : tricuspide pour le cœur droit et mitral pour le cœur gauche. Le septum inter auriculaire est la cloison séparant les deux oreillettes, le septum inter ventriculaire est la cloison séparant les deux ventricules. Il n'y a pas de connexion du tissu myocardique entre oreillettes et ventricules. Le passage de sang est unidirectionnel de l'oreillette vers le ventricule et cela via les valves cardiaques [2].

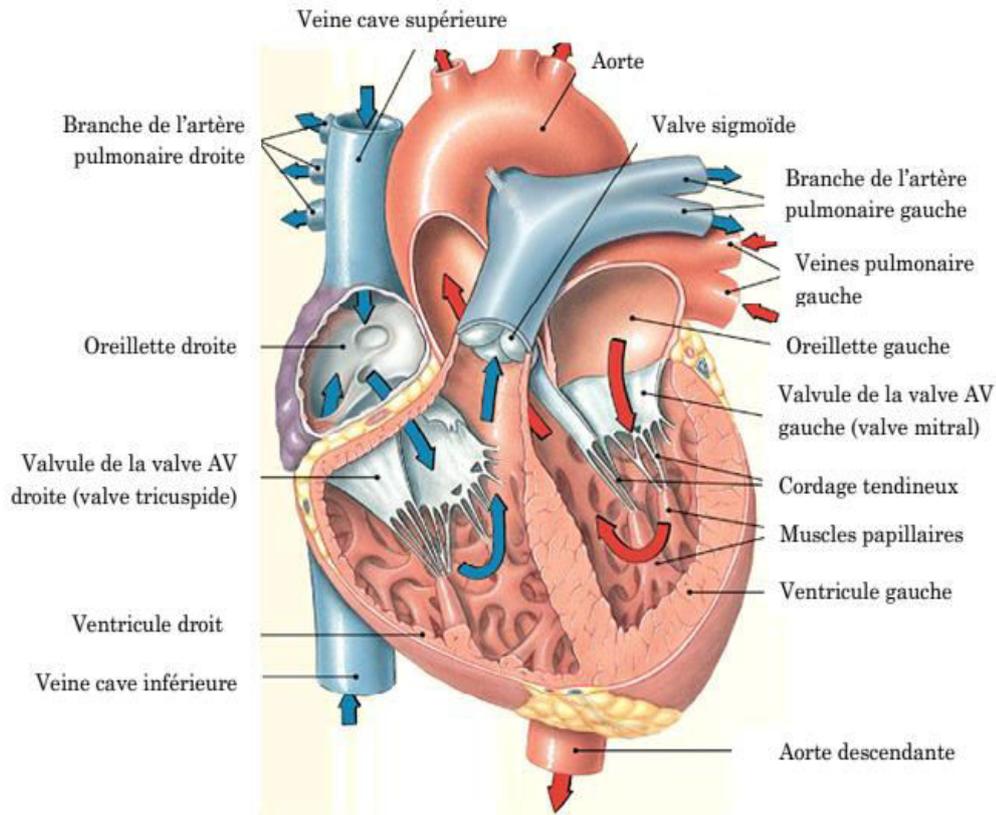


Fig. I.3. Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques

I.2.1.2. Le cœur droit

La partie droite (le ventricule droit et l'oreillette droite) du cœur est responsable de la récupération de sang désoxygéné depuis les organes de corps à travers les deux veines caves inférieure et supérieure ; et le renvoyer vers les poumons pour le ré oxygéner à travers l'artère pulmonaire [2].

I.2.1.3. Le cœur gauche

Le sang riche en oxygène rentre à l'atrium gauche à travers les 04 veines pulmonaires et après il est pompé vers le ventricule gauche qui le transmet vers les organes du corps via l'aorte.

Comme tous les points du corps, le cœur nécessite en lui-même du sang oxygéné, pour cela le ventricule gauche pompe le sang riche en oxygène aux cellules cardiaque par le bais des

artères coronaires qui sont situés sur la surface du cœur et qui vont à leur tour diffuser de sang oxygéné Vers tous les points de corps [2].

I.2.2. Les valves cardiaques

Les valves cardiaques jouent un rôle très important dans la circulation sanguine. Ces valves qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de régurgiter et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur. Seuls les ventricules possèdent les deux types de valves [2].

Quand à lui, le cœur est divisé en quatre chambres, les deux atriums (droit et gauche) et les deux ventricules (droit et gauche), entre l'oreillette droite et le ventricule droit se trouve la valve tricuspide, entre l'atrium gauche et le ventricule gauche la communication est assurée par la valve mitrale, entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire se trouve la valve pulmonaire et la valve aortique se trouve entre le ventricule gauche et l'aorte [2].

I.2.2.1. L'orifice tricuspide

Est constitué de trois valves formant un anneau, la valve septale, la valve antérieure et la valve postérieure. Chaque valve est reliée à la paroi musculaire du ventricule par des cordages qui se divisent près des bords valvulaires (comme une « toile de parachute »). Le rôle des valves est d'empêcher le retour du sang du ventricule vers l'atrium sans compromettre le passage du sang de l'atrium vers le ventricule. Un orifice peut être atteint d'un rétrécissement ou d'une insuffisance (comme par une rupture de cordage) [2].

I.2.2.2. L'orifice pulmonaire

Est situé en haut de l'infundibulum pulmonaire. Il est pourvu d'une valve qui possède trois cuspides. Chaque cuspidé a la forme d'un « nid de pigeon » accompagné d'un nodule à son extrémité libre. Cette conformation permet le passage facile du sang du ventricule vers l'artère pulmonaire et empêche le reflux du sang de l'artère vers le ventricule. Ces valves peuvent également être rétrécies ou insuffisantes [2].

I.2.2.3. L'orifice mitral

Les cavités gauches du cœur suivent le même schéma global que celui des cavités du cœur droit. Des différences existent, parmi lesquelles il convient de noter que l'orifice mitral ne comporte que deux valves, que la paroi postérieure de l'atrium reçoit les quatre veines pulmonaires sans qu'il y ait de résidu valvulaire [2].

I.2.2.4. L'orifice aortique

Est constitué comme l'orifice pulmonaire, sauf qu'il est le siège de la naissance des artères coronaires juste en dehors des « nids de pigeon » de deux des trois cuspidés. L'entrée du flux sanguin dans ces artères coronaires se fait alors lors du reflux sanguin qui survient avec la fermeture des cuspidés [2].

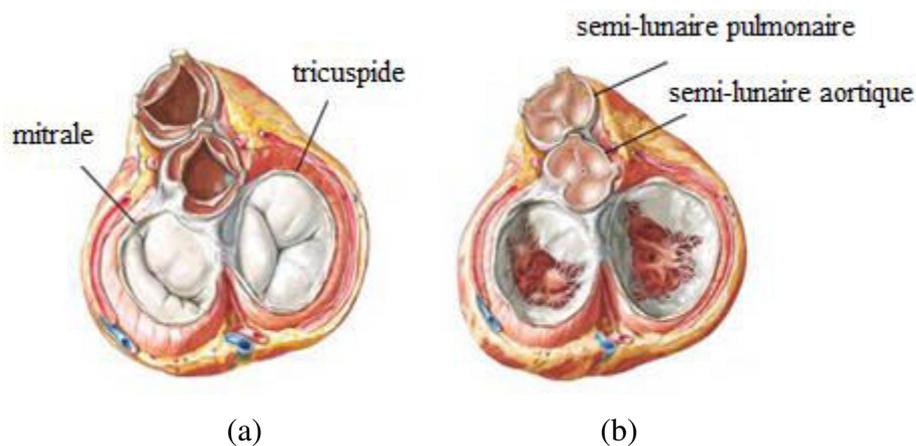


Fig. I.4. Les valves intracardiaque : (a) systole, (b) diastole

I.2.3. La vascularisation du cœur

Le cœur est vascularisé par deux artères [2] :

- **L'artère coronaire droite** : naît du bord droit de l'origine de l'aorte.
- **L'artère coronaire gauche** : naît du bord gauche de l'origine de l'aorte, croise en arrière le tronc de l'artère pulmonaire. Elle donne rapidement une branche **circonflexe**. L'artère coronaire gauche donne plusieurs branches pour l'atrium gauche, pour la majeure partie du ventricule gauche, pour la partie adjacente du ventricule droit.

Le drainage veineux suit la même disposition.

I.2.4. L'activation électrique du cœur

La contraction cardiaque est due au raccourcissement des cellules cardiaques lorsqu'elles sont excitées. Pour ce que cette excitation se fasse normalement le cœur dispose [2] :

- D'un centre de commande ou « pace maker » qui émet automatiquement à intervalles réguliers une onde d'excitation.
- D'un système spéciale : le tissu nodal, qui est un tissu de conduction chargé de propager à grande vitesse l'onde d'excitation.
- D'un système régulateur extra cardiaque : système nerveux sympathique qui accélère la fréquence cardiaque et para sympathique qui ralentit la fréquence cardiaque.
 1. «Le pace maker »normal : est le nœud sinusal ou nœud de KEITH ET FLACK. la fréquence du nœud sinusal est élevée, elle est de 100 battements par minute, mais la fréquence cardiaque réelle est plus basse par action constante de parasympathique qui réalise «le frein vagal» ramenant le rythme sinusal à 70-75 par minute. la dépolariation commence au niveau du nœud sinusal et s'étend à l'oreillette droite ,puis à l'oreillette gauche .Dans les oreillettes ,il n'existe pas de voie de conduction spécifique [2].
 2. Le tissu nodal : comprend (**figure .I.5**) [2].
 - Le nœud d'aschoff- tawara : il recueille l'onde d'activation à son pole supérieur et la conduit jusqu'au faisceau de HIS.
 - Le faisceau de HIS : c'est un pont musculaire reliant les oreillettes et les ventricules, il chemine sur la face droite du septum et se divise en deux branches droite et gauche : la branche droite est longue, la branche gauche se divise en deux branches antérieure et postérieure.
 - Le réseau de purkinje : les deux branches du faisceau de His se résolvent en un réseau couvrant l'endocarde des ventricules.

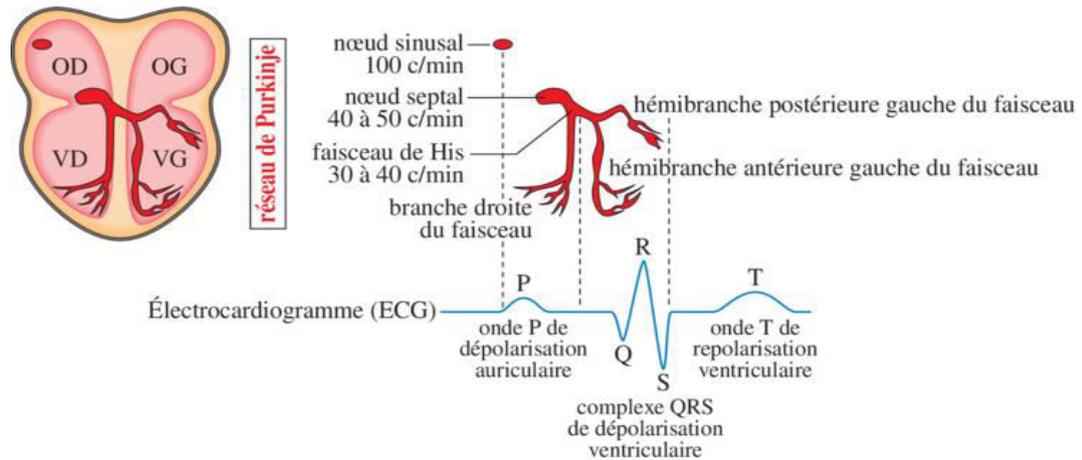


Fig. I.5. Le tissu nodal

I.2.5. Le cycle cardiaque

Généralement, elle est caractérisée par trois phases: **la systole auriculaire, la systole Ventriculaire et la diastole (Fig. I.6)**. Le cœur agit comme une pompe double. Chaque moitié du cœur fonctionne séparément de l'autre [3].

- **Le côté droit du cœur** : est chargé de renvoyer le sang pauvre en oxygène aux poumons pour éliminer le dioxyde de carbone et ré oxygéner le sang. L'oreillette droite reçoit le sang veineux apporté par les veines cave (supérieure et inférieure). Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule droit (la systole de l'oreillette droite) après l'ouverture de la valve tricuspide. Lorsque le ventricule droit se contracte c'est (la systole ventricule droit) 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 [3].
- **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 (systole de l'atrium gauche) et doit traverser la valve mitrale pour le remplir (diastole de ventricule gauche), contrôle le débit. Les parois du ventricule gauche sont trois fois plus grosses que les parois du ventricule droit. L'épaisseur du muscle cardiaque donne au ventricule gauche la puissance nécessaire pour pomper le sang dans tout le corps (la

systole ventriculaire gauche), 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 [3].

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 et Le tissu myocardique contractile C.

Donc le fonctionnement des cellules musculaires se compose de trois étapes principales [3]:

- 1. Système d'excitation** : c'est le nœud SA qui est le responsable de cette excitation qui participe à la propagation du potentiel d'action.
- 2. Système de couplage excitation-contraction** : qui transforme le signal d'excitation électrique à un signal chimique et active le troisième système.
- 3. Système contractile** : c'est un moteur moléculaire.

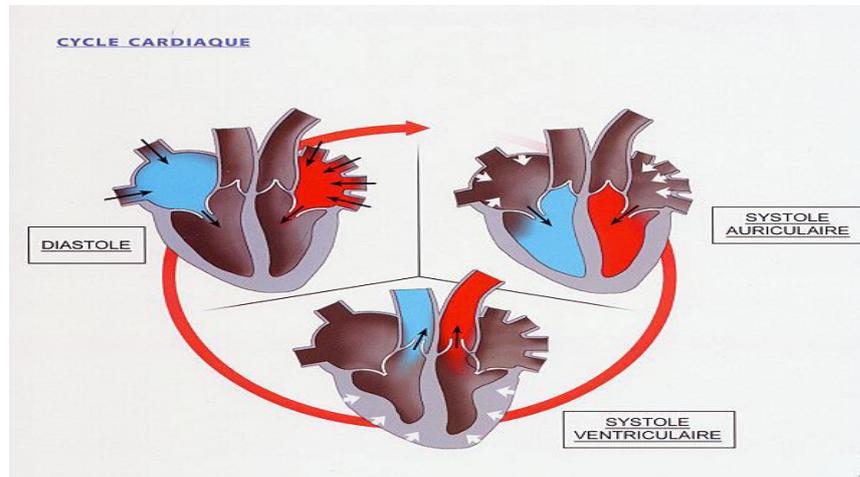


Fig. I.6. Cycle cardiaque

I.3. Phonocardiogramme

Phonocardiogramme est un examen non invasif, très précieux, il doit être couplé à l'auscultation qu'il permet souvent de préciser.

Par autre définition le PCG C'est l'enregistrement au niveau de face antérieur de thorax des vibrations produites par les bruits cardiaques, il permet donc d'enregistrer les sons normaux (S1, S2), les sons surajoutés et les souffles.

Le PCG est composé de deux types de sons acoustiques: les sons du cœur et les murmures cardiaques. Dans un cycle cardiaque, jusqu'à quatre sons du cœur peut être trouvé: S1, S2, S3 et S4. S1 et S2 sont normalement observées chez tous les sujets (**Fig. I.7**) [5].

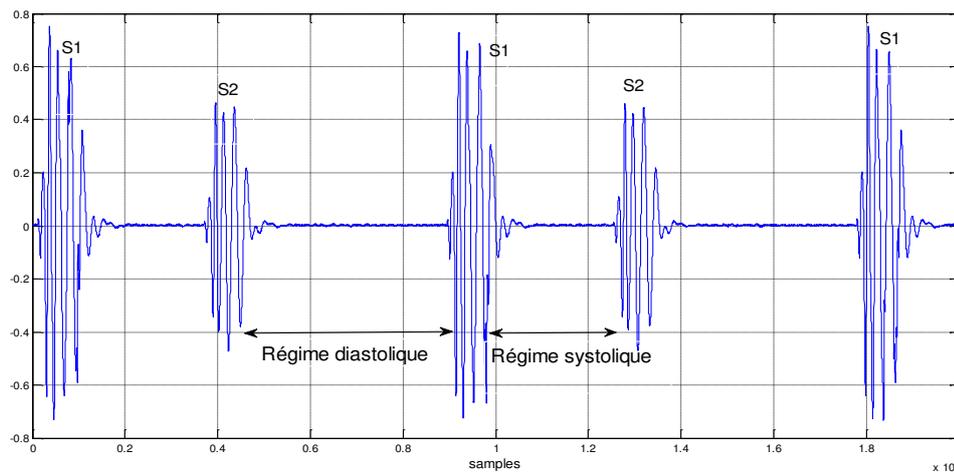


Fig. I.7. Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal

I.3.1. Les courbes de pression

I.3.1.1. La courbe de pression ventriculaire

1. La systole ventriculaire : comprend deux phases ; une phase de contraction et une phase d'éjection [4].

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 1^{er} 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 [4].

b. Phase d'éjection : elle commence après l'ouverture des sigmoïdes ; elle comprend plusieurs phases [4]:

- Phase d'éjection rapide : qui correspond à la deuxième partie ascendante de la courbe ; phase pendant laquelle la pression continue d'augmenter rapidement.
- Phase d'éjection lente : qui correspond au sommet de la courbe.
- La 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 [4].

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 [4].

b. Phase de remplissage : elle commence dès l'ouverture des valves auriculo ventriculaires ; elle comprend plusieurs phases [4]:

- 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.

I.3.1.2. 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) [4].
- 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'arrivée 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.

I.3.1.3. 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, puis la pression se stabilise en même temps que celle du ventricule pendant la phase d'éjection lente puis elle décroît. Lorsque la pression dans l'aorte devient supérieure à celle de ventricule, il y a fermeture des sigmoïdes qui est immédiatement suivie d'un ressaut de pression.

- Puis la pression décroît progressivement dans l'aorte pendant la diastole, mais elle reste toujours supérieure à la pression du ventricule pendant cette période, cette chute de pression est due à la fuite du sang dans les artères périphériques (**Figure I.8**).

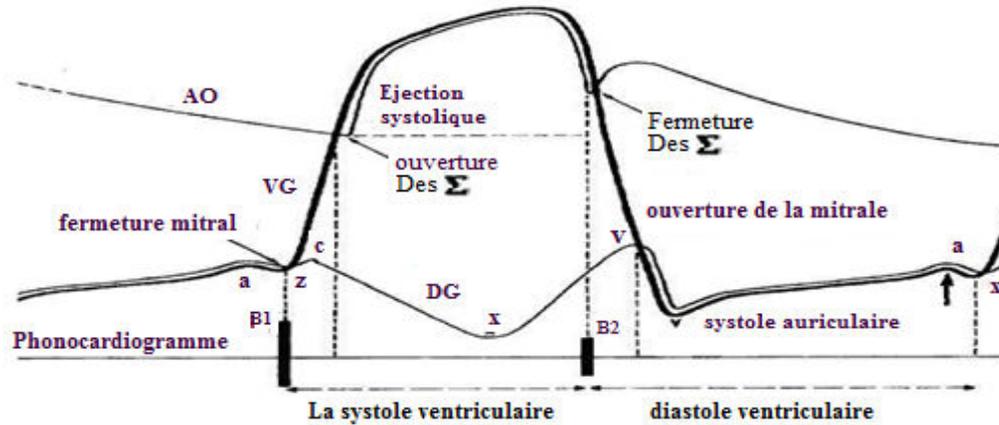


Fig. I.8. Courbe de pression

I.4. Les sons et les souffles cardiovasculaires

En général le fonctionnement de système cardiovasculaire est résumé en deux phénomènes : mécanique basé 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 considéré comme pathologique (bruit surajouté et souffles).

I.4.1. Les sons cardiaques

I.4.1.1. 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 devient 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 [4-5].

I.4.1.2. Le deuxième son (S2)

Le son S1 marque la fin de la systole ventriculaire et signifiant le début de la diastole 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 [4-5].

I.4.1.3. L'ouverture de la mitrale

À lieu lorsque la pression intra ventriculaire devient inférieure à la pression auriculaire normalement elle est inaudible [3].

I.4.1.4. 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 [4-5].

I.4.1.5. 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 [4-5].

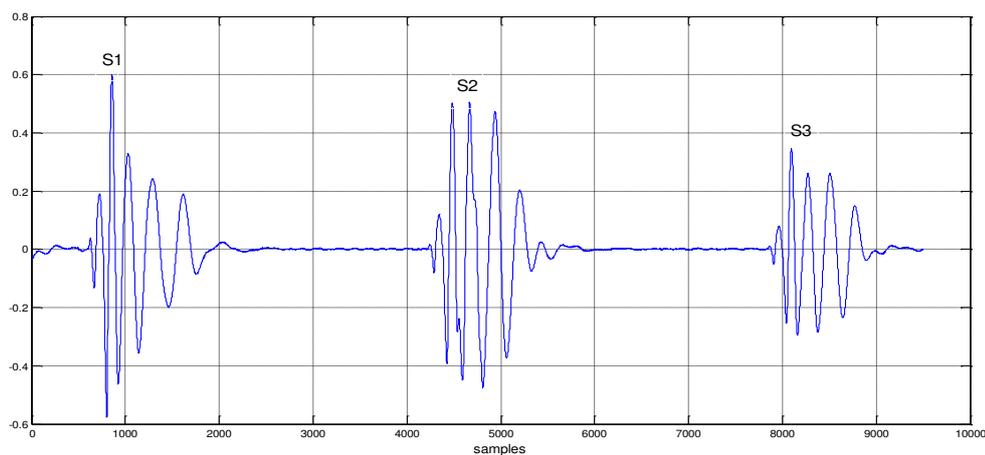


Fig. I.9. Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S3)

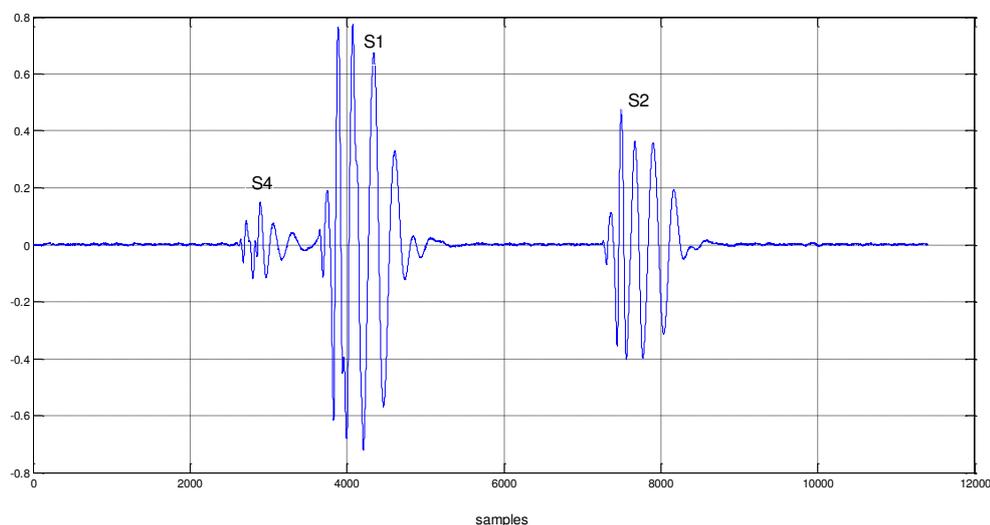


Fig. I.10. Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S4)

I.4.2. Les souffles cardiaques

Un souffle est un phénomène sonore d'une durée plus longue et doux que celle d'un bruit, il est produit par 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 [3]:

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

B. Souffles diastoliques : se produisent entre S2 et S1 et sont classés comme début, milieu ou fin de diastole.

Parmi les différents souffles systoliques on peut citer : Le souffle du rétrécissement valvulaire aortique, le souffle de rétrécissement valvulaire pulmonaire, Le souffle d'insuffisance mitrale, Le souffle d'insuffisance tricuspidiennne, Le souffle de la communication inter-ventriculaire..., et pour les souffles diastoliques on peut citer : Le souffle d'insuffisance valvulaire aortique, rétrécissement mitral, rétrécissement tricuspidiennne.

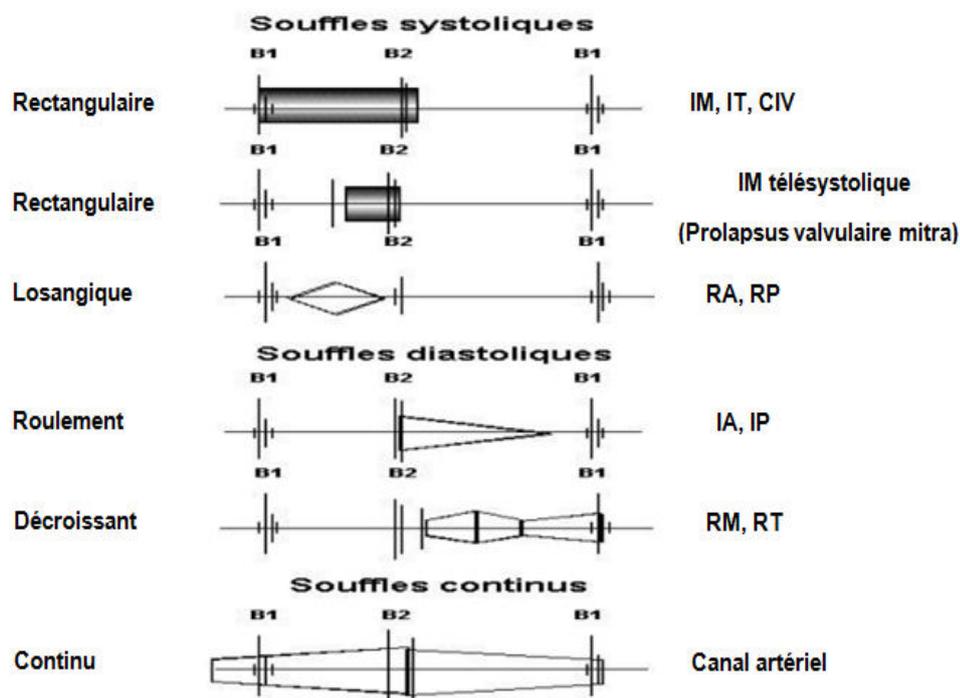


Fig. I.11. Caractérisation schématique des différentes variétés des souffles que l'on peut rencontrer pendant la révolution cardiaque (B1 et B2 correspondent à S1 et S2)

I.4.2.1. Les souffles diastoliques

I.4.2.1.1. 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 [4].

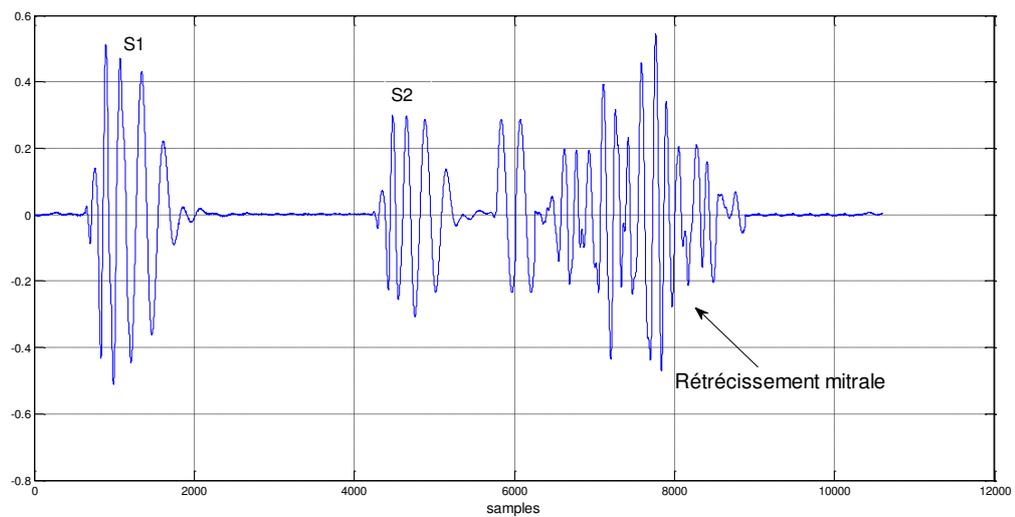


Fig. I.12. Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral

I.4.2.1.2. Insuffisance aortique

L'insuffisance aortique "IA" 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 [4].

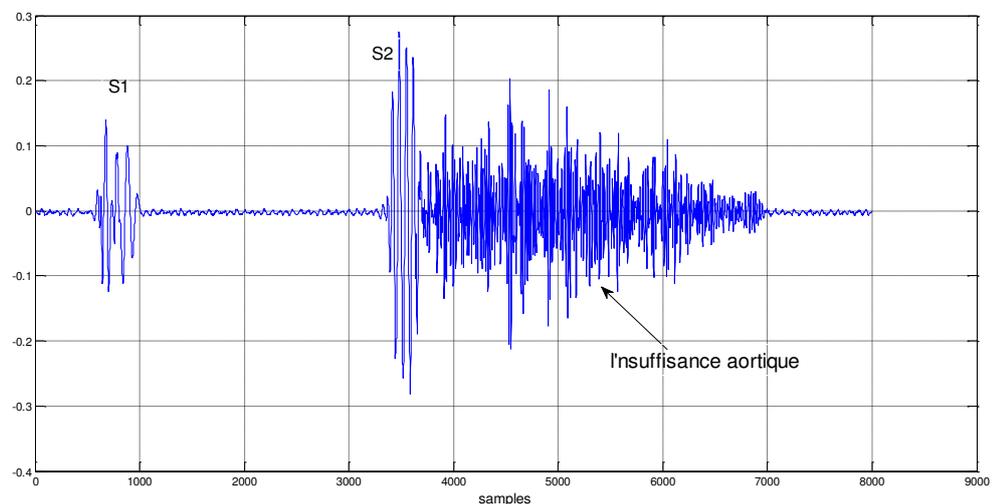


Fig. I.13. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique

I.4.2.2. Les souffles systoliques

I.4.2.2.1. Rétrécissement aortique

C'est la réduction de la surface de l'orifice aortique (normalement de 3 cm²) qui fait obstacle à l'éjection de sang du ventricule gauche aux différents organes pendant la systole [4].

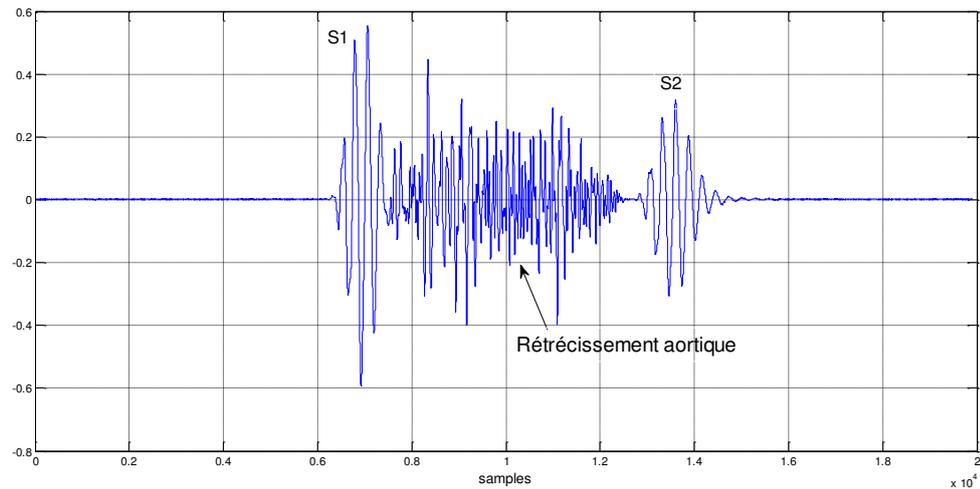


Fig. I.14. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Rétrécissement aortique de forte intensité

I.4.2.2.2. Insuffisance mitrale

L'insuffisance mitrale "I.M" 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 [4].

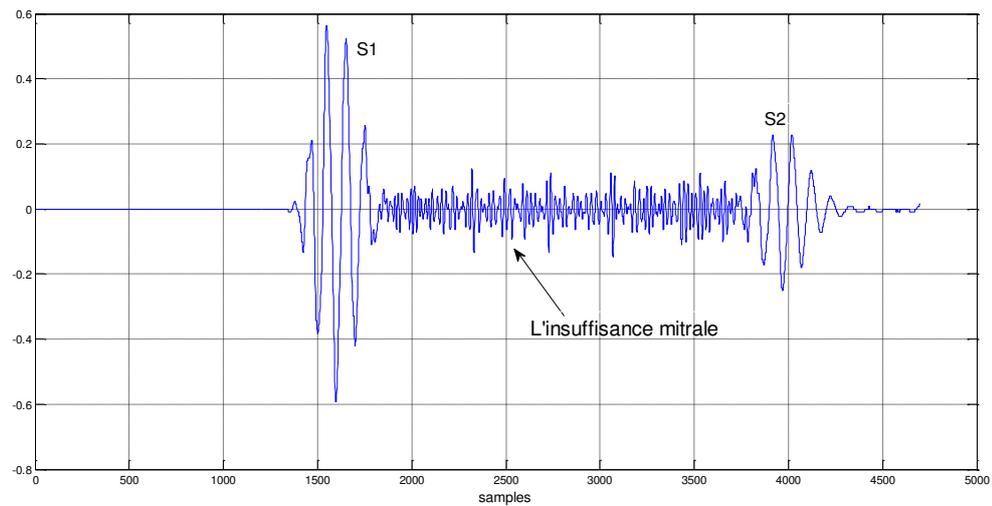


Fig. I.15.Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale

I.4.2.2.3. Rétrécissement pulmonaire

La valvule pulmonaire (qui permet 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 [4].

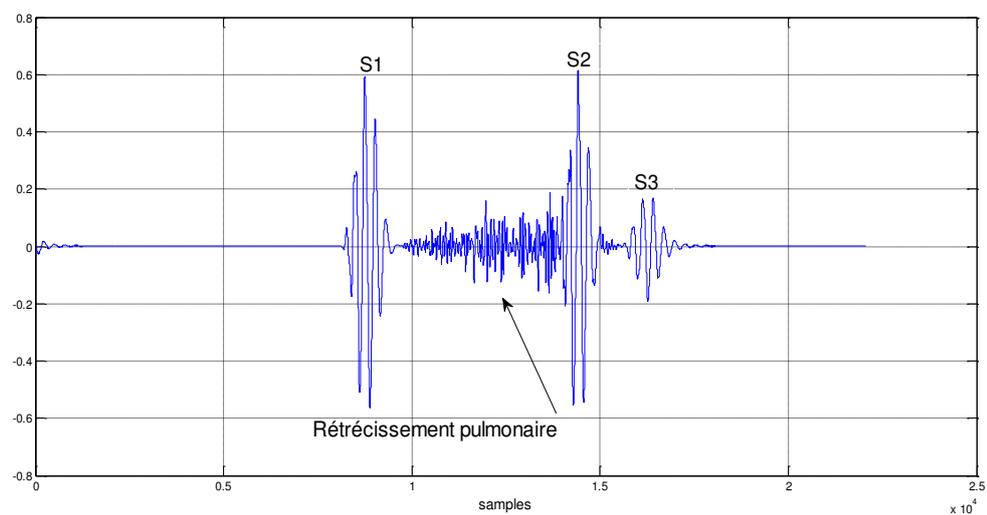


Fig. I.16. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Rétrécissement pulmonaire accompagné par un son ou souffle S3

I.4.2.2.4. 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...) [4].

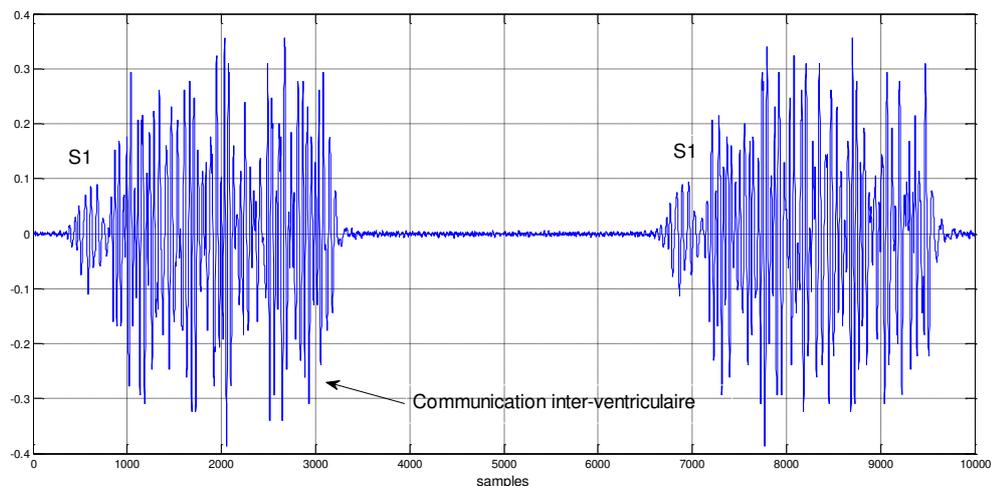


Fig. I.17. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Communication inter-ventriculaire

I.5. La phonocardiographie

La Phonocardiographie (PCG) est un appareil qui obtient des enregistrements de sons cardio-vasculaire, grâce à une technique de traçage des bruits du cœur au moyen de stéthoscope (un microphone qui se place sur la partie cardiaque et serve à l'auscultation des sons produits

par le cœur et les poumons). Les enregistrements de sons sont évalués, sur l'écran de papier (PCG) ou d'un ordinateur (simulation) [5].



Fig. I.18. Phonocardiographie cardiosim IV [6]

I.6. Electrocardiogramme

Le PCG est synchronisé sur l'ECG et on peut l'entendre avec un stéthoscope. Sa composante S1 débute à la fin pic R de l'ECG alors que la composante S2 débute à la fin de l'onde T de l'ECG. L'amplitude de S1 et S2 dépend de la position, du sexe et de l'âge du patient.

L'ECG est un graphe tracé par un appareil électronique appelé électrocardiographe permettant de mesurer et enregistrer l'activité électrique cardiaque dont les détails du tracé dépendent principalement du nombre d'électrodes appliqué sur le corps afin de mesurer son potentiel, le tracé d'un ECG est composé de plusieurs ondes successives nommées P, Q, R ; S, T [7] :

- L'onde(P) qui représente l'excitation électrique (dépolariation) de l'atrium qui correspond à la contraction des atriums (droit et gauche).
- Le complexe QRS représente la dépolariation des ventricules qui indique la contraction ventriculaire dont l'onde Q indique le début du régime systolique.

- L'onde T indique la repolarisation des ventricules en indiquant ainsi la fin du régime systolique (le début du régime diastolique après une certaine petite durée).



Fig. I.19. Représentation d'un cycle cardiaque superposé avec l'onde ECG correspondante

I.7. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté de façon globale l'anatomie et la physiologie du cœur avec des figures et schémas illustratifs, On a présenté aussi les principales caractéristiques des sons cardiaques, les différentes cardiopathies (rétrécissement et insuffisance cardiaque) avec leurs enregistrements représentatifs dans des figures illustratives.

Chapitre II

Outils d'analyse

Séries de Fourier, la transformée en cosinus discrète et les ondelettes

II. Introduction

Il ya de différents façons pour analyser et traiter un signal, tout dépend des techniques et de la puissance de l'outil mathématique pour aboutir à un meilleur résultat, ces méthodes sont utilisés dans divers domaines, y compris, l'électronique médicale, pare exemple, DFT (Discrete Fourier Transform), DCT (Discrete cosinus Transform), CWT (continus wavelet Transform), le principe de ces méthodes montre des informations dans le domaine fréquentielle qui ne peut pas voire dans le domaine temporale.

Dans ce chapitre on va présenter les outils de traitement, en l'occurrence : Séries de Fourier (SF), la transformée en cosinus discrète (DCT) et une brève présentation sur les ondelettes, en passant en revue l'analyse multirésolution et le fameux d'algorithme de Mallat.

II.1. Séries de Fourier

Le fondement de la série de Fourier est basé sur le principe qu'un signal périodique de fréquence f_0 et de puissance finie peut être décomposé en une somme d'ondes sinusoïdales. Le signal composite résultant est la somme des harmoniques dont les fréquences sont des multiples de f_0 ($k.f_0$ avec $k \in \mathbb{N}$).

II.1.1. Définition de la série de Fourier

Considérons un signal périodique $x(t)$ de fréquence fondamentale f_0 et de période $T = 1/f_0$. Son développement en série de Fourier est le suivant [10]:

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{+\infty} a_n \cos(2\pi n f_0 t) + \sum_{n=1}^{+\infty} b_n \sin(2\pi n f_0 t) \quad (\text{II. 1})$$

Où $a_0/2$ est la valeur moyenne (ou composante continue) et a_n, b_n sont les coefficients de Fourier (ou des harmoniques-composantes alternatives).

Les coefficients de la série de Fourier s'évaluent selon les expressions suivantes [10] :

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} x(t) dt \quad (\text{II. 2})$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} x(t) \cos(2\pi n f_0 t) dt, \quad n \geq 0 \quad (\text{II. 3})$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} x(t) \sin(2\pi n f_0 t) dt, \quad n \geq 1 \quad (\text{II. 4})$$

Les propriétés peuvent parfois simplifier remarquablement les calculs sont les suivants :

- Si $x(t)$ est une fonction réelle, alors les coefficients a_0, a_n et b_n sont réels.
- Si $x(t)$ est une fonction paire, alors les coefficients des sinus sont tous nuls : $b_n = 0 \forall n > 0$.
- Si $x(t)$ est une fonction impaire, alors les coefficients des cosinus sont nuls : $a_n = 0 \forall n > 0$.

L'équation **II.1** C'est La forme algébrique la plus couramment utilisée de la décomposition en série de Fourier qui sert de point de départ au développement en séries de Fourier, elle est remplacée par la série en cosinus et la série complexe.

Comme exemple, Les figures **Fig. II.1** ci-dessous montrent la reconstitution du signal carré à l'aide de 2, 3, 4, 5, 6 et 100 harmoniques.

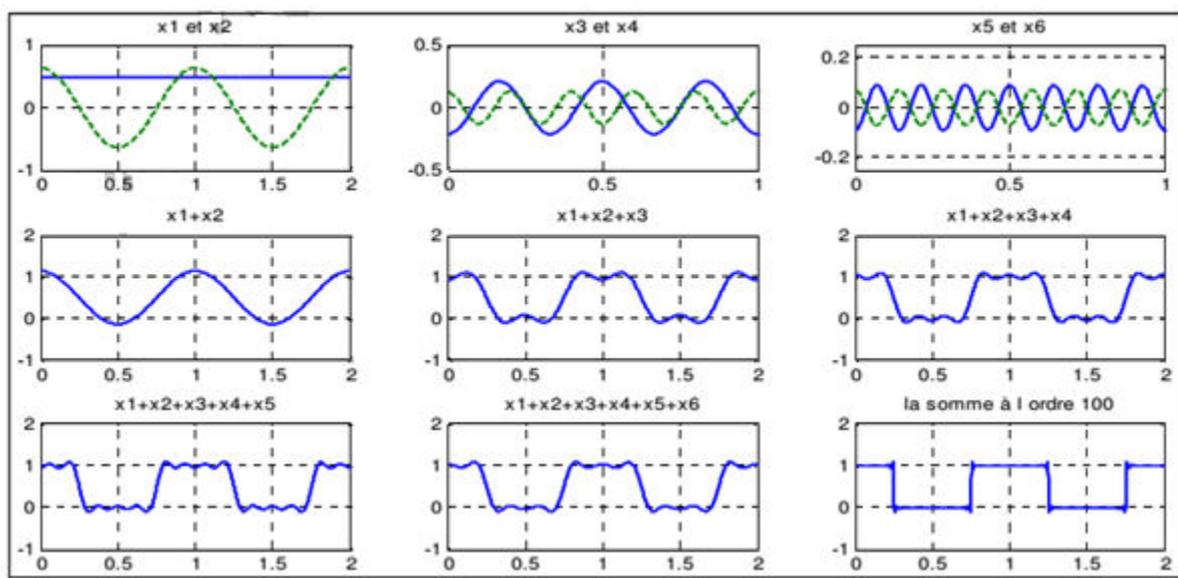


Fig. II.1. Synthèse de signal carré par l'addition successive des harmoniques.

On voit bien, selon la figure **Fig. II.1** précédente, que plus le nombre d'harmoniques utilisées est élevé, plus le signal original est reconstruit fidèlement, Cependant, lorsqu'il y a une discontinuité, il y a un pic qui apparaît dans le signal reconstruit : on appelle ceci l'effet de Gibbs.

II.1.2. Série de Fourier discrète

La série de Fourier discrète est obtenue à partir de la série de Fourier continue, On peut transformer les coefficients de la série de Fourier continue aux coefficients de la série de Fourier discrète suivant les relations temps-fréquence comme illustré dans la figure **Fig.II.2** [10].

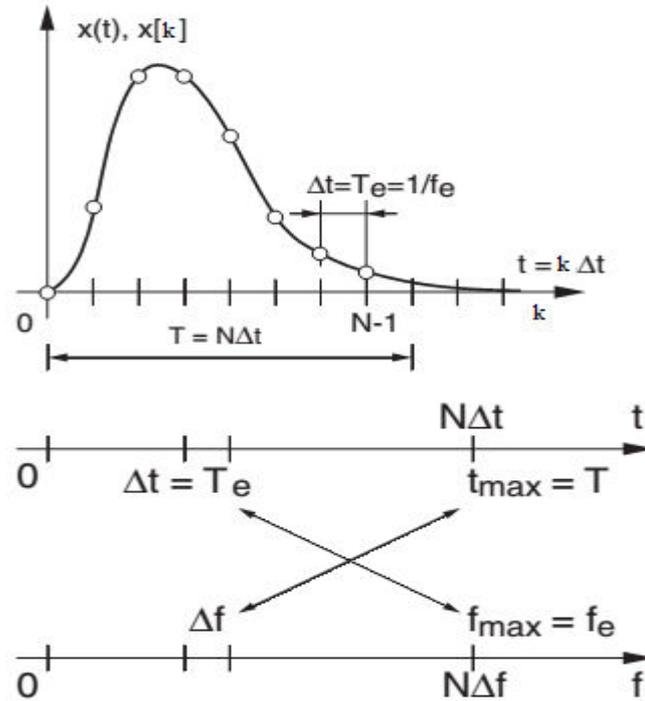


Fig.II.2. Relations temps-fréquence.

Où $f_e = 1/T_e$ est la fréquence d'échantillonnage, T_e est la période d'échantillonnage, N est le nombre d'échantillonnage, T est la durée observée ($T = N \cdot \Delta t$).

On obtient la série de Fourier discrète comme suit [10]:

$$x[k] = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^N a_n \cos\left(2\pi \frac{nk}{N}\right) + \sum_{n=1}^N b_n \sin\left(2\pi \frac{nk}{N}\right), \quad k = 1, \dots, N \quad (\text{II.5})$$

Les coefficients de Fourier a_n et b_n discrète se calculent comme suit [10]:

$$a_0 = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^N x(n), \quad k, n = 1, \dots, N \quad (\text{II.6})$$

$$a_n = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^N x(n) \cos\left(2\pi \frac{nk}{N}\right), \quad k = 1, \dots, N \quad (\text{II.7})$$

$$b_n = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^N x(n) \sin\left(2\pi \frac{nk}{N}\right), \quad k = 1, \dots, N \quad (\text{II.8})$$

II.2. La transformée en cosinus discrète :

La transformation en cosinus discrète est une transformée (réels-réels) comparable et même des fois plus efficace que la transformée de Fourier discrète (DFT). La DCT fait convertir un ensemble de données réelles ou de séquences discrètes finies à un autre signal réels en faisant une projection sur une base de cosinus [11].

Dans la DCT on utilise l'équation qui montre le signal de domaine temporel en signal du domaine fréquences, sur la base de la somme de fonctions cosinus oscillant à des fréquences différentes.

Les formules des transformations directe et inverse de DCT sont présentées ci-dessous :

Transformation directe:

$$y[k] = w[k] \sum_{n=1}^N x(n) \cos \frac{\pi(2n-1)(K-1)}{2N} \quad (\text{II. 9})$$

Avec :

$$K = 1, 2, \dots, N$$

$$W[k] = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N}} & K = 1 \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & 2 \leq K \leq N \end{cases} \quad (\text{II. 10})$$

N : est la longueur du signal temporel x .

Transformée inverse :

$$x(n) = w[k] \sum_{k=1}^N y(k) \cos \frac{\pi(2n-1)(K-1)}{2N} \quad n = 1, \dots, N \quad (\text{II. 11})$$

La forme orthonormée matricielle de la transformation directe DCT peut être exprimée comme suit :

$$[C_N]_{k,n} = w[k] \left[\cos \frac{\pi(2n-1)(K-1)}{2N} \right] \quad k, n = 1, \dots, N \quad (\text{II. 12})$$

Avec :

$$w(k) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N}} & K = 1 \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & 2 \leq k \leq N \end{cases} \quad (\text{II.13})$$

Et celle de sa transformée inverse peut être exprimée comme $[C_N]^{-1} = [C_N]^T = C_N$, représente la matrice inverse et $[.]^T$ représente la matrice transposée.

II.3. L'analyse par ondelettes

L'analyse par ondelettes est une technique d'analyse puissante. Elle, résolve le problème connu de la transformée de fourrier a court terme STFT par l'application analyse temps-échelle, Parmi les chercheurs qui est contribués de prés ou de loin à l'élaboration de cet outil, Joseph fourrier (1768-1830), Shannon, Dennis Gobar (1900-1979), Stéphane Mallat (Mal 89) [17].

En effet, la transformée en ondelette est considéré comme un microscope mathématique qui découpe le signal analysé en composantes fréquentielles suivant une résolution adaptée à l'échelle [12].

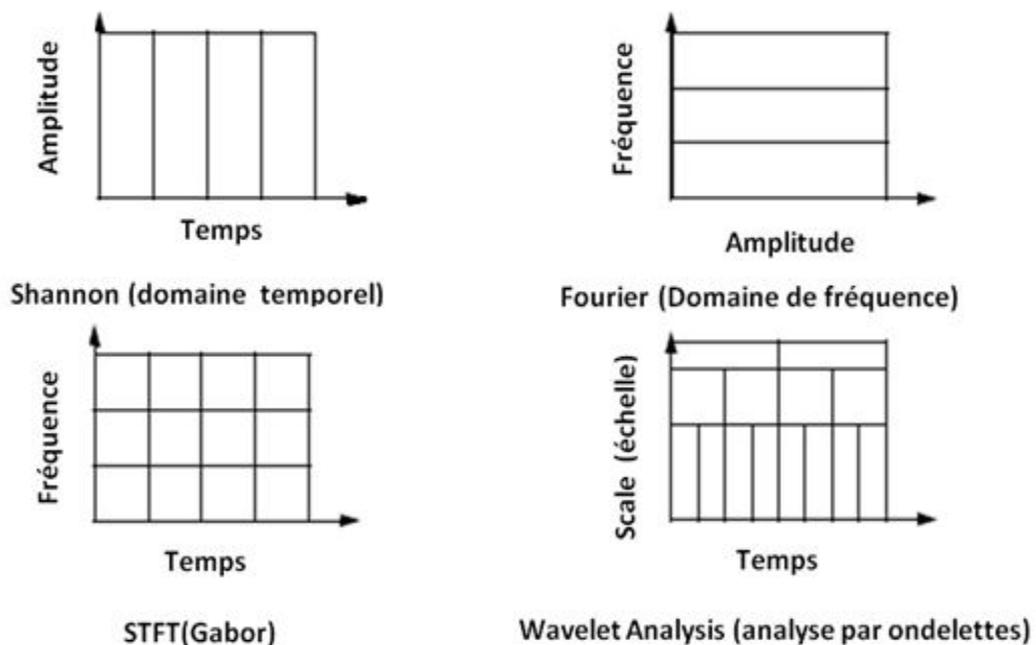


Fig.II.3.Les déférentes analyses.

II.3.1. La Transformée d'ondelette continue (CWT)

Pour un signal $x(t)$ d'énergie finie, on définit sa transformée en ondelettes continue par la fonction $C_x(b, a)$ s'exprime par [13]:

$$C_x(b, a) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (\text{II.14})$$

$$\text{Avec : } \psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \cdot \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (\text{II.15})$$

Où :

$a \in \mathbb{R}^{+*}$: Paramètre d'échelle.

$b \in \mathbb{R}$: Paramètre de translation.

$\psi(t)$: est l'ondelette mère.

ψ^* : dénote le complexe conjugué de ψ

$C_x(b, a)$: sont les coefficients d'ondelettes

Comme précédemment évoqué, les $\psi_{a,b}(t)$ est une famille d'ondelettes, composée par dilatation et translation de l'onde mère $\psi(t)$.

Donc on peut dire que les deux paramètres (a, b) ont un rôle important, le paramètre d'échelle « a » signifie la compression ou la dilatation de l'onde mère et le paramètre de translation « b » signifie le balayage sur l'axe temporel du signal analyse :

- Facteur d'échelle $a=1$: ondelette mère.
- Facteur d'échelle $a>1$ donc ondelette compressée et extraction des hautes fréquences.
- Facteur d'échelle $a<1$ donc ondelette dilatée et extraction des basse fréquences

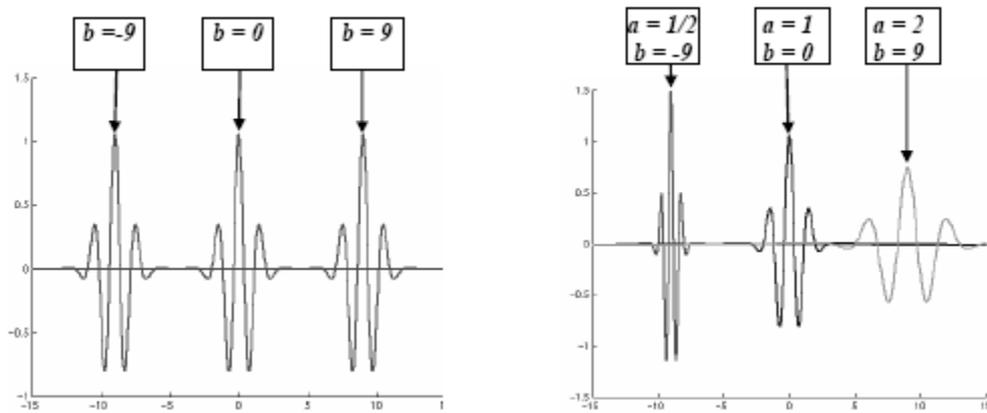


Fig.II.4. Translation et translation-dilatation d'une ondelette.

II. 3. 2. Conditions mathématiques de validité d'une ondelette

- L'existence de la transformation inverse dépend de la convergence du coefficient C_ψ [17].

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(f)|^2}{f} df < +\infty \quad (\text{II. 16})$$

Où $\Psi(f)$ est la transformée de Fourier de $\psi(t)$.

- La moyenne ou composante continue de la fonction d'ondelette $\psi(t)$ doit être nulle, c'est-à-dire elle doit respecter la relation suivante [17].

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = \Psi(f)|_{f=0} = 0 \quad (\text{II. 17})$$

- La fonction $\psi(t)$ doit être continue, absolument intégrable et de carré intégrable [17].

$$\int_{-\infty}^{+\infty} (\psi(t))^2 dt < \infty \quad (\text{II. 18})$$

II.3.3. Transformation inverse

La transformation inverse existe tout en respectant des conditions supplémentaires connues par la condition d'admissibilité et la condition de synthèse. Pour synthétiser un signal

original $x(t)$ destinée à partir de sa translation d'ondelette directe, la transformée d'ondelette inverse est la double intégrale sur le paramètre d'échelle (a) et le paramètre de translation (b) d'une autre part son expression et donnée par, [13-12] :

$$x(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty C_x(a, b) \cdot \psi_{a,b}(t) \frac{db da}{a^2} \quad (\text{II.19})$$

II.3.4. Transformée d'ondelette discrète (DWT)

L'analyse de la transformée en ondelettes discrètes (DWT), plus efficace et aussi précise, que la transformée de Fourier. Le principe et de calculer les coefficients d'ondelettes à tout les échelles qui est en prenant des valeurs discrètes des paramètres d'échelle et de translation, pour bien préciser c'est la version discrétisée de la transformée continue. La DWT est présentée lorsque $a \in \{a_0^j\} \quad j \in \mathbb{Z}$, et $b \in \{n a_0^j b_0\}$, avec $a_0 > 0, b_0 > 0$, on peut écrire [12] :

$$\psi_{j,n}(t) = a_0^{-\frac{j}{2}} \psi(a_0^{-j} t - n b_0) \quad (\text{II.20})$$

Donc, pour toute fonction L^2 , la DWT est définie par :

$$D_\psi(j, n) = a_0^{-\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi(a_0^{-j} t - n b_0) dt \quad (\text{II.21})$$

Un cas particulier, prouvé par Shannon, $a_0 = 2, b_0 = 1$; on parle ici d'une DWT dyadique :

$$D_\psi(j, n) = 2^{-\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi(2^{-j} t - n) dt \quad (\text{II.22})$$

III.3.5. Décomposition de Mallat

La définition d'algorithme de Mallat est basée sur la décomposition du signal L^2 , cet algorithme de filtrage très pratique est dénommé par le transformée rapide, la décomposition est faite sur un large intervalle d'échelles avec une bonne visualisation et résolution, la résolution est définie dans les ondelettes comme une séquence d'espaces V_j , est représenté par des niveaux [13-12].

En effet, chaque signal est constitué des composantes basses fréquences : appelées approximations (A) et des composantes hautes fréquences : appelées détails (D).

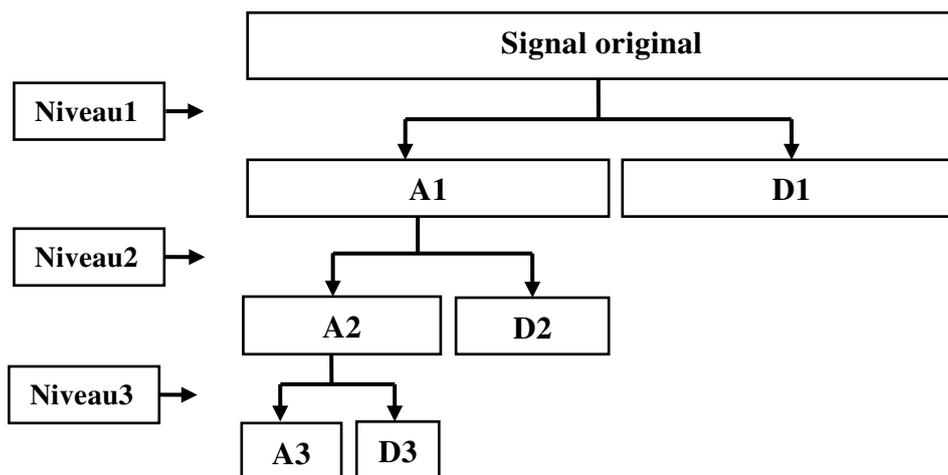


Fig.II.5. Décomposition multi-niveaux.

II.3.6. Filtrage en une seule étape: approximations et détails

Le principe de l'algorithme de Mallat est de prendre un signal d'origine de longueur N , et le faire passer à travers deux filtres, filtre passe-haut et filtre passe-bas, en produisant respectivement deux signaux complémentaires notés par approximation (CA) et détails (CD).

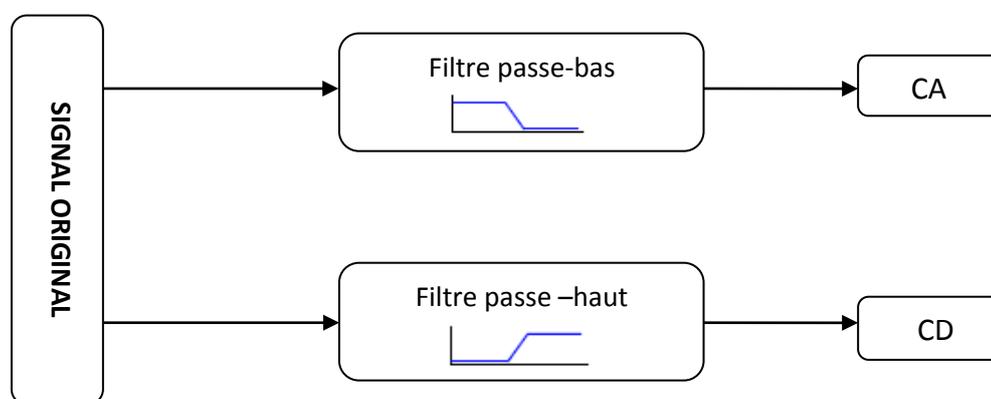


Fig.II.6. Filtrage en une seule étape.

Les deux vecteurs d'approximation et le vecteur de détails sont obtenus par une convolution du signal d'origine, ils sont suivis par une décimation dyadique, ils sont d'environ $N/2$ de longueur. Notamment, la synthèse du signal d'origine sera possible par le biais de l'opération inverse [14-12].

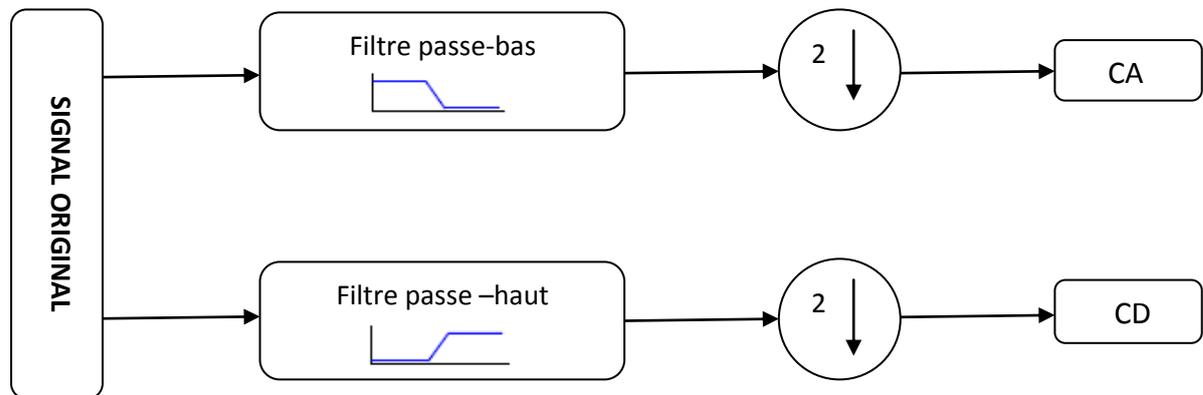


Fig.II.7. Algorithme de Mallat niveau 1, phase de décomposition.

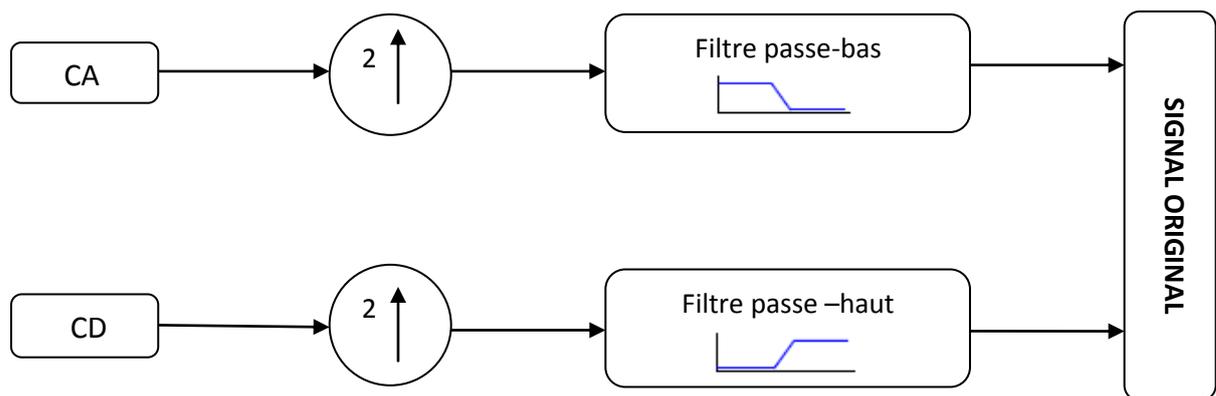


Fig.II.8. Algorithme de Mallat niveau 1, phase reconstruction.

II.3.7. Fonction d'échelle

S. Mallat et Y. Meyer ont montré qu'il y a d'autres ondelettes avant la fonction ondelette mère (ψ) c'est la fonction père (φ), connue par la fonction d'échelle. Cette fonction est un peu similaire à la fonction d'ondelette, elle est déterminée par un filtre passe-bas qui définit aussi l'approximation du signal à analyser. La différence entre les deux fonctions, c'est que l'ondelette mère se comporte comme un filtre passe-haut correspondant aux détails, est la fonction d'échelle se comporte comme un filtre passe-bas correspondant aux approximations [15][14].

II.3.8. Familles d'ondelettes

II.3.8.1. Ondelette de Haar

Elle est classée parmi les ondelettes les plus anciennes, et définie par sa fonction d'ondelette $\psi(t)$ et sa fonction d'échelle $\varphi(t)$ (**Fig. II. 9.**) comme suit [16]:

$$\varphi(t) = \begin{cases} 1 & 0 \leq t < 1 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{II.23})$$

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & 0 \leq t < \frac{1}{2} \\ -1 & \frac{1}{2} \leq t < 1 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{II.24})$$

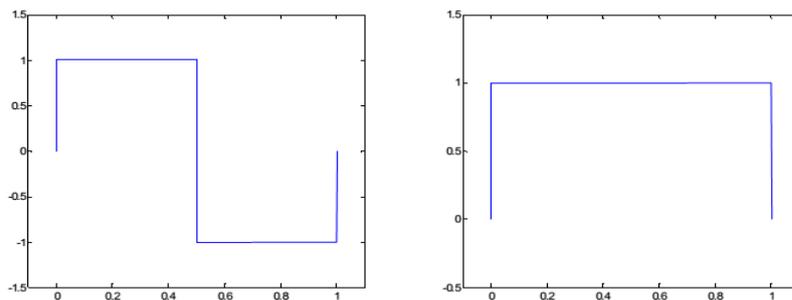


Fig.II.9. Fonction d'ondelette et fonction d'échelle de Haar.

II.3.8.2. Ondelettes de Daubechies

Les ondelettes de Daubechies sont considérée comme étant une famille d'ondelettes orthogonales, cette famille comprend l'ondelette de Haar ou db2, la plus simple est la plus ancienne, elle contient la forme carrée [12].

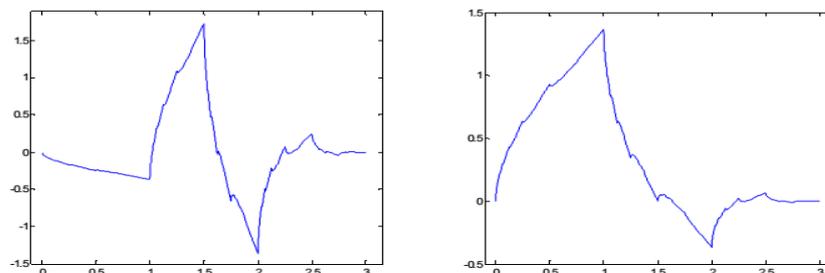


Fig.II.10. Fonction d'ondelette et fonction d'échelle de db4.

II.3.8.4. Ondelette de Meyer

C'est une famille d'ondelettes orthogonales, elle est parmi les ondelettes les plus anciennes, elle a été construite par Meyer dans le milieu des années 1980. Elle est infiniment dérivable et définie par sa fonction d'ondelette (ψ) et sa fonction d'échelle (φ) dans le domaine fréquentiel par [12]:

$$\psi(\omega) = \begin{cases} (2\pi)^{-\frac{1}{2}} e^{\frac{i\omega}{2}} \sin\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{2\pi} |\omega| - 1\right)\right) & \text{if } \frac{2\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{4\pi}{3} \\ (2\pi)^{-\frac{1}{2}} e^{\frac{i\omega}{2}} \cos\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{4\pi} |\omega| - 1\right)\right) & \text{if } \frac{4\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{8\pi}{3} \\ 0 & \text{if } |\omega| \notin \left[\frac{2\pi}{3}, \frac{8\pi}{3}\right] \end{cases} \quad (\text{II.25})$$

Et :

$$\varphi(\omega) = \begin{cases} (2\pi)^{-\frac{1}{2}} & \text{if } |\omega| \leq \frac{2\pi}{3} \\ (2\pi)^{-\frac{1}{2}} \cos\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{2\pi} |\omega| - 1\right)\right) & \text{if } \frac{2\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{4\pi}{3} \\ 0 & \text{if } |\omega| \geq \frac{4\pi}{3} \end{cases} \quad (\text{II.26})$$

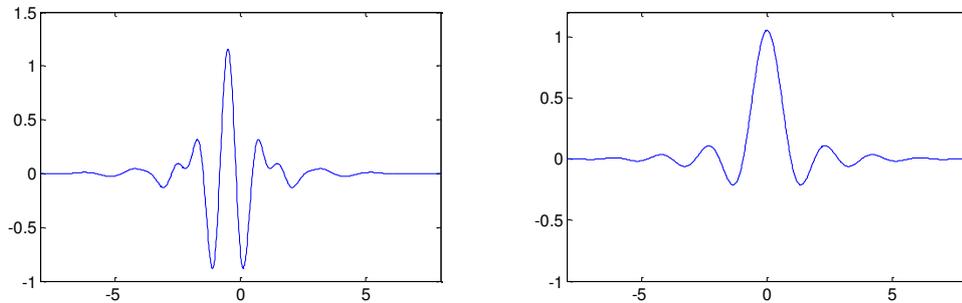


Fig.II.11. Fonction d'ondelette et fonction d'échelle de Meyer.

II.3.8.6. Ondelette de Morlet

L'ondelette de Morlet est une fonction standard, elle vérifie la condition d'admissibilité grossièrement, elle est définie par sa fonction d'ondelette (ψ) et elle n'a pas de fonction d'échelle [12].

$$\psi(x) = Ce^{-x^2/2} \cos(5x) \quad (\text{II.27})$$

Avec :

C : est une constante de normalisation.

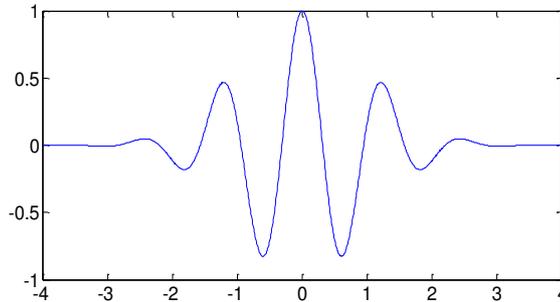


Fig.II.12.Ondelette de Morlet.

II.3.8.7.Ondelette complexe de Morlet (cmorl)

L'ondelette complexe de Morlet est définie comme suit [12] :

$$\psi(x) = \frac{1}{\sqrt{\pi f_b}} e^{2i\pi f_c x} e^{-x^2/f_b} \quad (\text{II.28})$$

Avec :

- f_b : est le paramètre de fenêtrage.
- f_c : la fréquence centrale de l'ondelette.

La partie réelle et imaginaire de cette ondelette sont trouvée par les deux paramètres (fig. III.18) de fenêtrage est de la fréquence centrale de l'ondelette, avec $f_b = 12$ et $f_c = 0.6$.

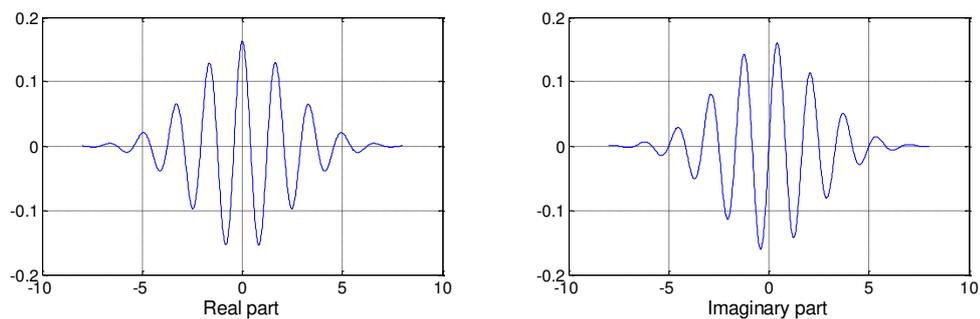


Fig.II.13.Parties réelle et imaginaire concernant l'ondelette complexe de Morlet (cmorl.5-1).

II.3.8.7. Ondelette Complexe de Frequency B-Spline

Elle est définie comme suit [12] :

$$\psi(x) = \sqrt{f_b} \left(\text{sinc} \left(\frac{f_b x}{m} \right) \right)^m e^{2\pi f_c x} \quad (\text{II.29})$$

Dépendante de Trois paramètres:

- m est un paramètre d'ordre entier ($m \geq 1$).
- f_b est un paramètre de largeur de bande.
- f_c est une fréquence centrale d'ondelettes.

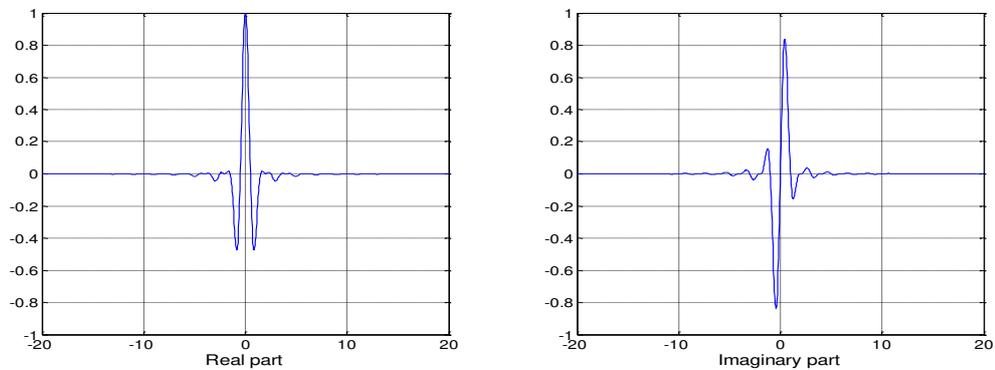


Fig.II.14. L'ondelette Complexe de Frequency B-Spline.

II.3.8.7. Ondelette Complexe de Shannon

Cette famille est obtenue à partir d'ondelette fréquence B-splines en fixant m à 1.

L'ondelette complexe de Shannon est définie comme suit [12] :

$$\psi(x) = \sqrt{f_b} \left(\text{sinc} \left(\frac{f_b x}{m} \right) \right)^m e^{2\pi f_c x} \quad (\text{II.30})$$

Elle est Dépendante de deux paramètres:

- f_b est un paramètre de largeur de bande.
- f_c est une fréquence centrale d'ondelettes.

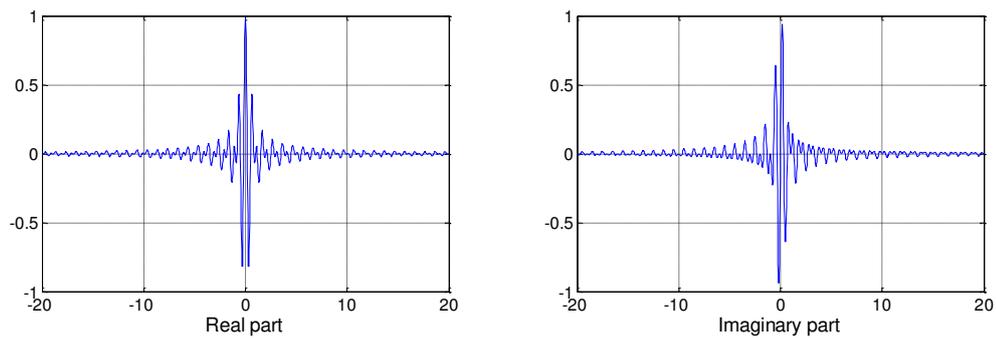


Fig.II.15. L'ondelette Complexe de Shannon.

III.4.Conclusion

Dans ce chapitre on a exposé d'une manière générale quelques notions fondamentales sur la série de Fourier (SF) et la transformée en cosinus discrète (DCT) suivi d'une exposition succincte des ondelettes.

Dans le chapitre suivant, l'application de ces transformations pour le traitement des signaux PCG sont effectuée.

Chapitre III

Analyse des signaux PCG

III.1. Introduction

Les méthodes de segmentation du signal PCG dans plusieurs littératures sont basées sur la détection d'enveloppe pour localiser les sons fondamentaux cardiaques S1 et S2 [27-28]. Cependant, cette localisation est difficile dans le cas où l'intensité du signal pathologique est forte. Pour cela, nous proposons dans les premières étapes de notre algorithme de segmentation : Le filtrage par l'application de la série de Fourier comme une nouvelle méthode, et par la suite nous appliquons le détecteur d'enveloppe, afin de segmenter le signal PCG pour l'extraction et l'isolation des signaux pathologiques du signal PCG.

Parmi les méthodes de détection d'enveloppe du signal, nous allons appliquer deux méthodes : La transformation en ondelettes continue avec les caractéristiques statistiques d'un signal PCG (la variance) et l'énergie moyenne de Shannon normalisée.

Les signaux sur lesquels on va appliquer notre algorithme sont des signaux de patients ayant des cas pathologiques systoliques et diastoliques. Notamment, nous nous sommes intéressés à l'étude des signaux suivants: la régurgitation aortique, légère sténose aortique, sténose aortique, sévère sténose aortique et régurgitation mitrale, en plus du signal d'un PCG normal (cas sain).

La base de données des signaux PCG a été acquise depuis les sites disponibles par internet [29-31]. La performance de l'algorithme de segmentation dans la première et la deuxième méthode est estimée à 100%, donc tous les 109 cycles cardiaques ont été segmentés.

III.2. Les signaux PCG

Les signaux PCG utilisés dans notre analyse, sont présentés dans le **tableau.III.1** suivant:

Abréviation	Type des signaux PCG	Nbre de cycle cardiaque
AR	Régurgitation aortique diastolique	7
AI	Insuffisance aortique diastolique	7
ARS	Régurgitation aortique sévère diastolique	2
ASD	Communication inter-auriculaire diastolique	5

AS	Légère sténose aortique	8
AS2	Sténose aortique	11
AS3	Sténose aortique systolique	5
SAS	Sévère sténose aortique systolique	9
LAS	Retard systolique de la sténose aortique	6
MS	Sténose mitrale diastolique	8
MR	Régurgitation mitrale systolique	9
PR	Régurgitation pulmonaire diastolique	7
PS	Sténose pulmonaire systolique	6
NL	Cardiaque normale	60

Tableau.III.1. Liste des signaux PCG

Les signaux PCG décrits dans le **Tableau.III.1**, sont illustrés sur les figures suivantes :

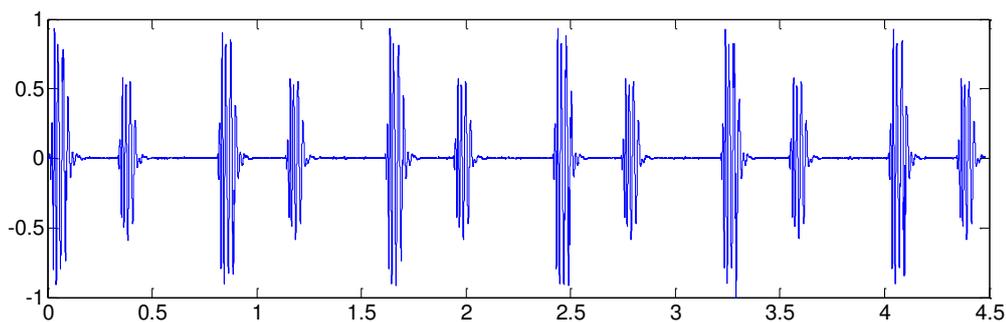


Fig.III.1. Représentation temporelle du signal NL

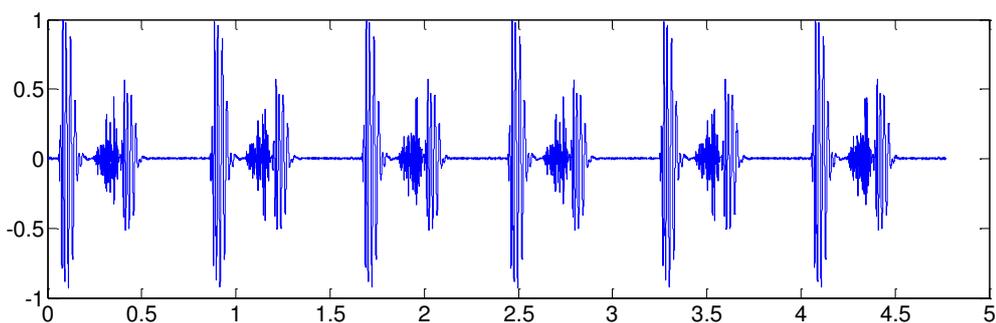


Fig.III.2. Représentation temporelle du signal LAS

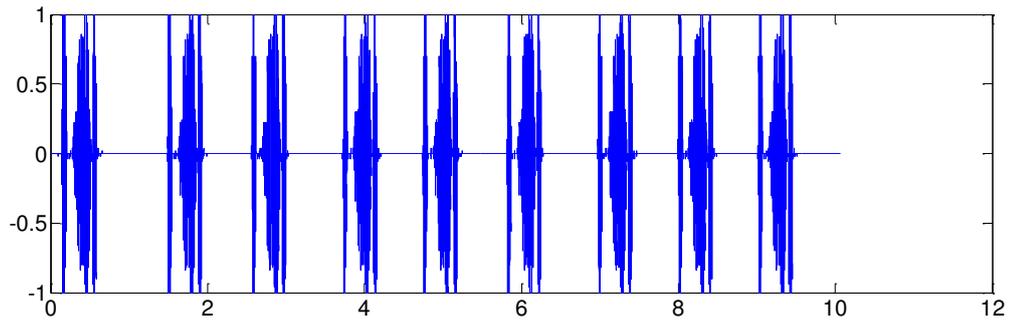


Fig.III.3. Représentation temporelle du signal SAS

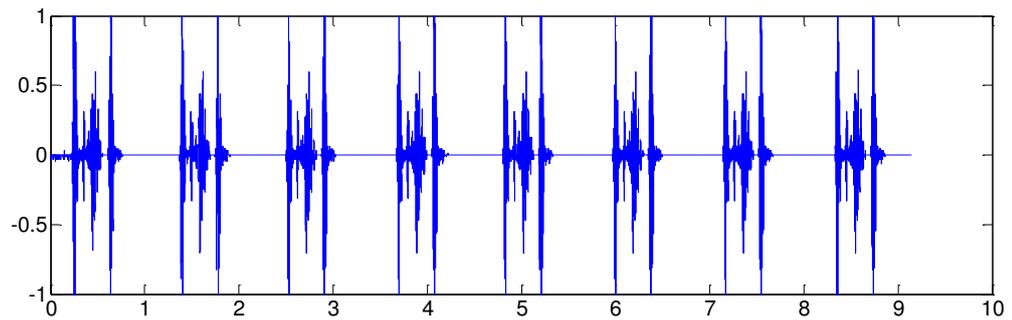


Fig.III.4. Représentation temporelle du signal AS

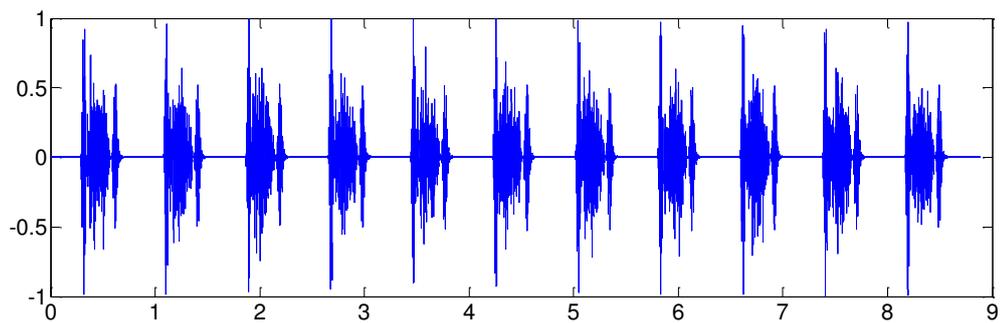


Fig.III.5. Représentation temporelle du signal AS2

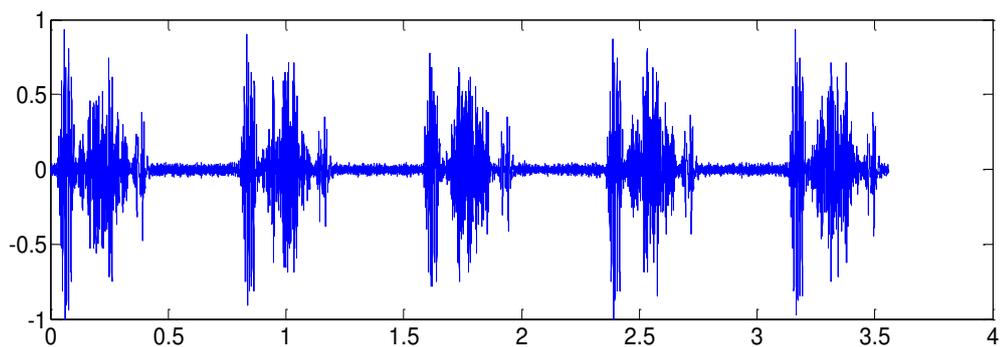


Fig.III.6. Représentation temporelle du signal AS3

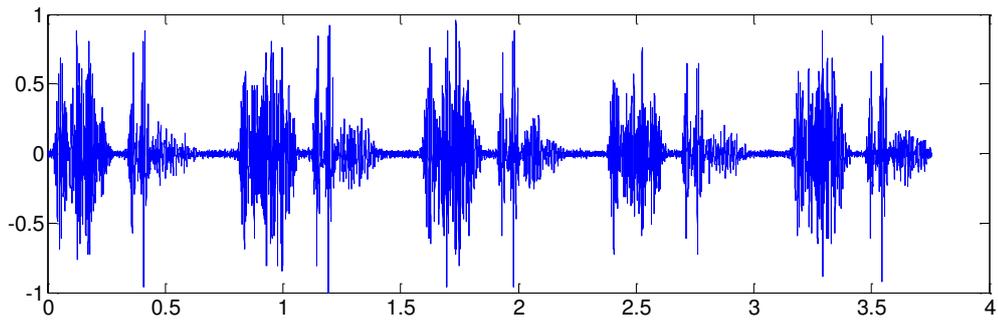


Fig.III.7. Représentation temporelle du signal ASD

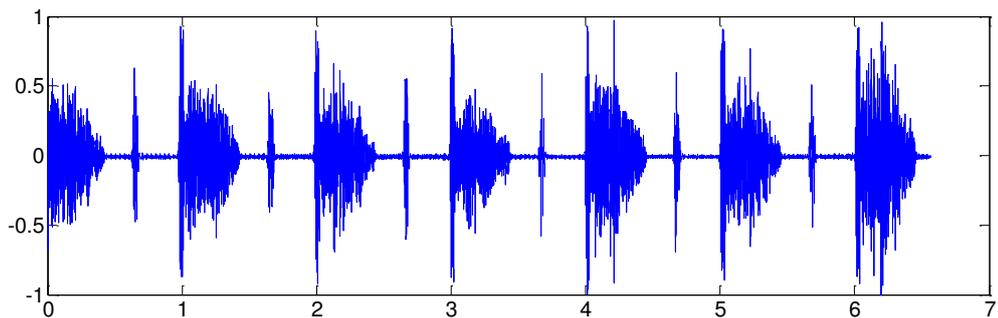


Fig.III.8. Représentation temporelle du signal AR

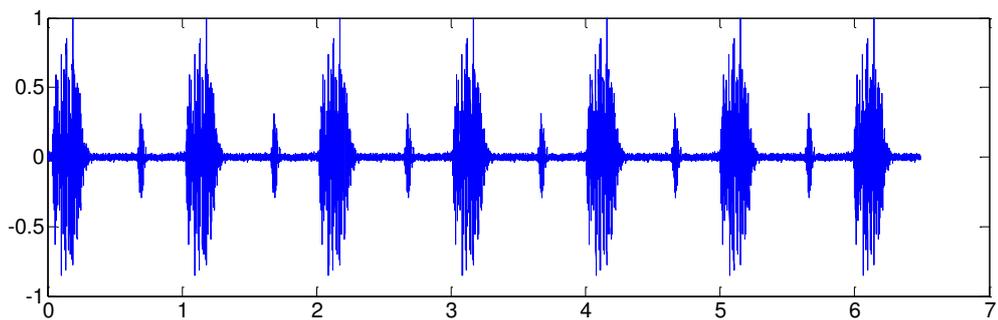


Fig.III.9. Représentation temporelle du signal AI

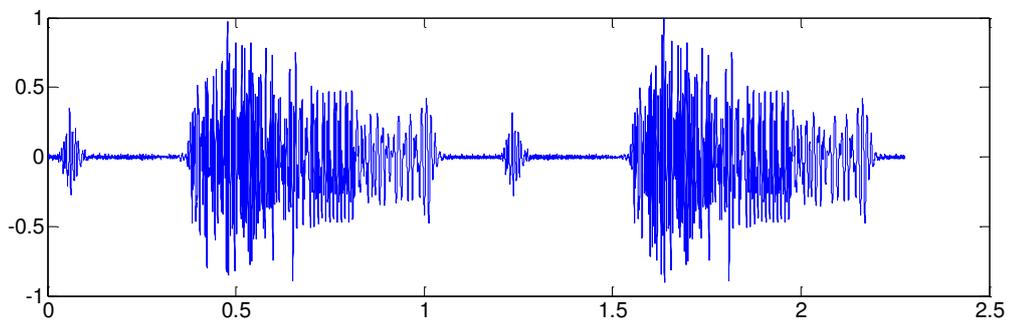


Fig.III.10. Représentation temporelle du signal ARS

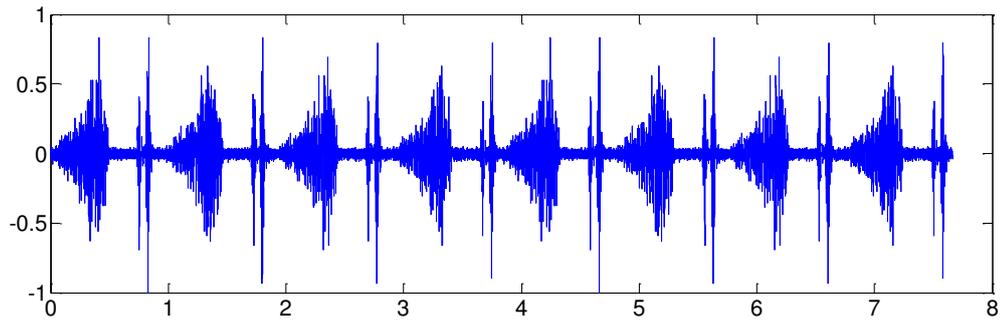


Fig.III.11. Représentation temporelle du signal MS

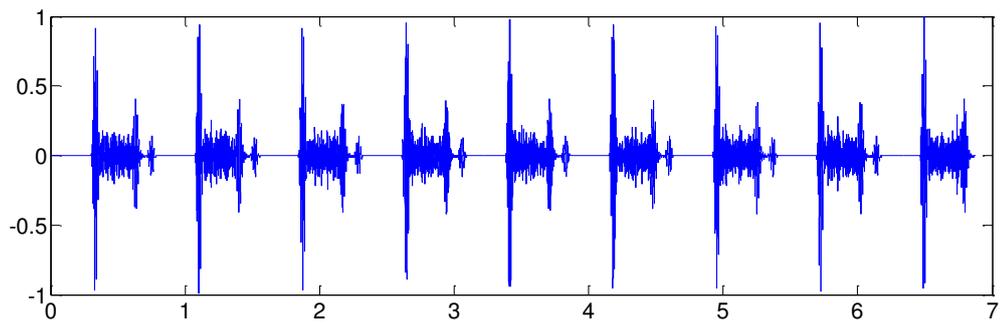


Fig.III.12. Représentation temporelle du signal MR

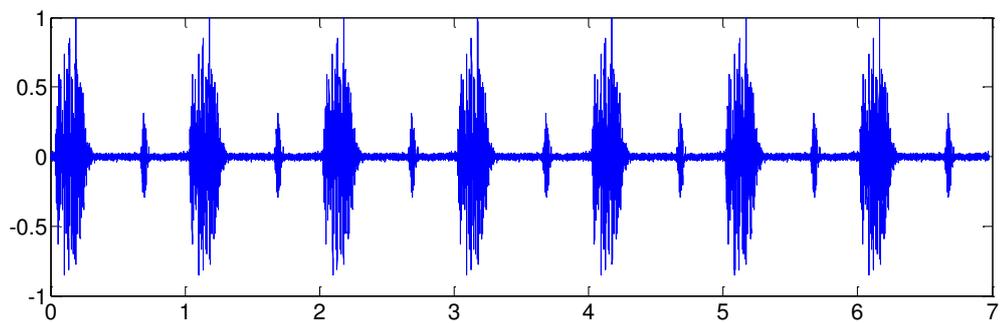


Fig.III.13. Représentation temporelle du signal PR

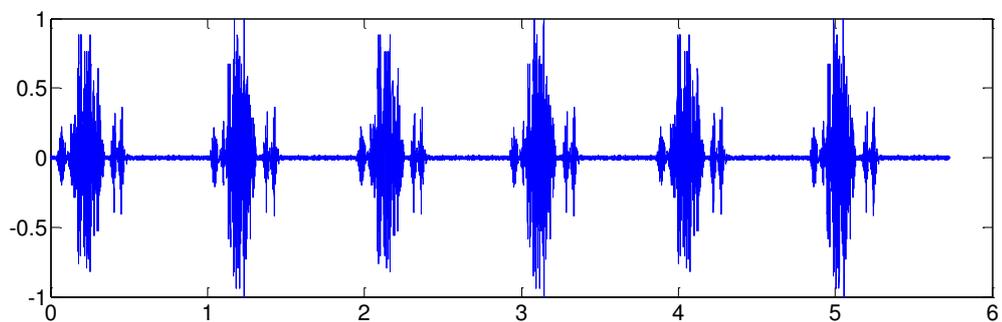


Fig.III.14. Représentation temporelle du signal PS

III.3. Caractéristique fréquentielle de signal PCG

A partir du spectre fréquentielle du signal PCG type normal cardiaque et du signal PCG type AR, nous estimons que la gamme fréquentielle du signal PCG d'un sujet sain est comprise entre 50 et 150 Hz, celle d'un sujet malade va de 50 à 700, donc le contenu fréquentiel des signaux S1 et S2 couvre la gamme 50-150 Hz, qui est inférieure à la fréquence des signaux représentant des pathologies [33], comme indiqué dans les figures **Fig.III.15**, **Fig.III.16**.

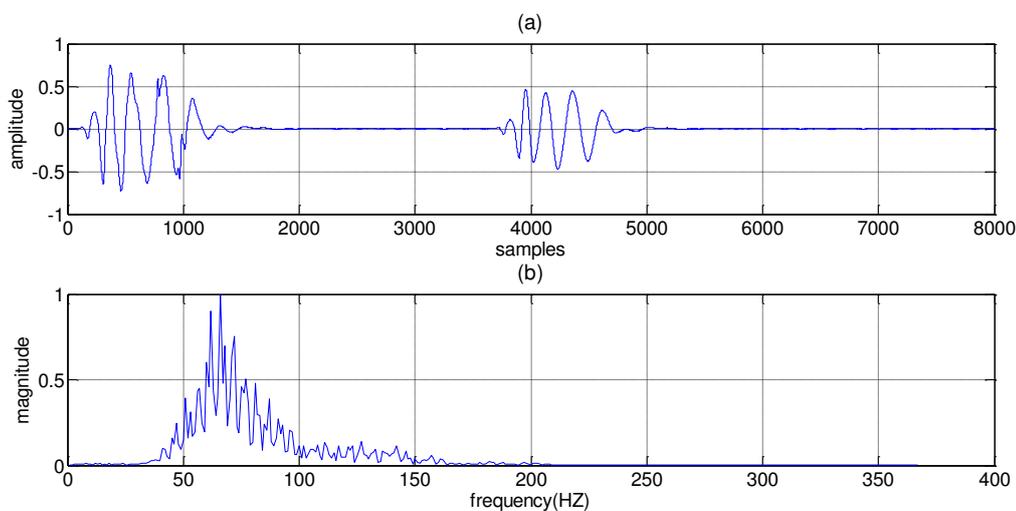


Fig.III.15. Spectre du signal PCG d'un sujet sain

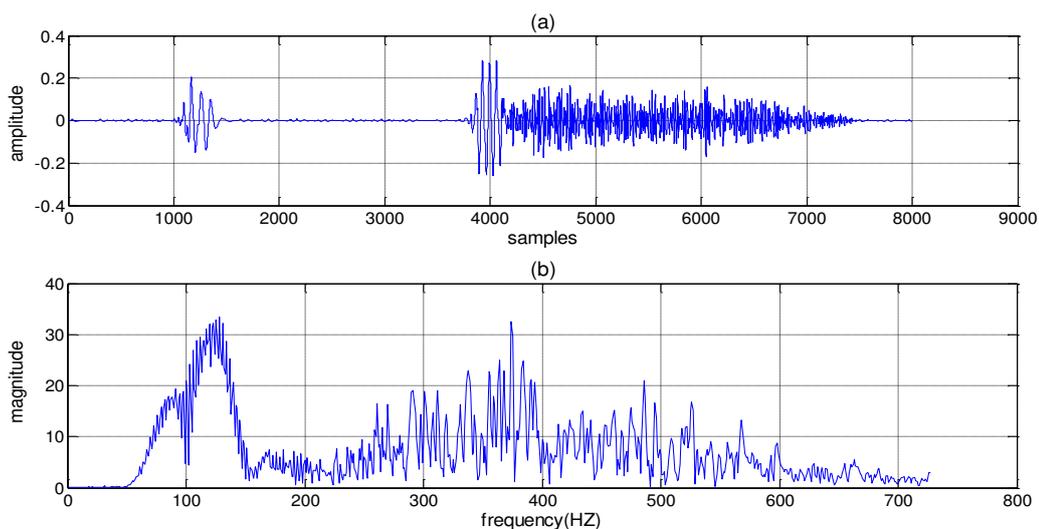


Fig.III.16. Spectre du signal PCG d'un sujet malade type AR

On remarque que, le spectre du signal PCG d'un sujet malade type AR à un recouvrement spectral entre les sons cardiaques fondamentaux S1 et S2 (le signal sain) et les souffles cardiaques (le signal pathologique).

III.4. Segmentation des signaux PCG

La segmentation qui consiste à diviser le signal PCG en quatre parties : le signal S1, régime systolique, le signal S2 et le régime diastolique, a été réalisée suivant les étapes de l'algorithme.

III.4.1. Algorithme de segmentation

J'aspire par le travaille de [32], l'organigramme donné par la figure **Fig.III.17** décrit les différentes étapes de l'algorithme de segmentation.

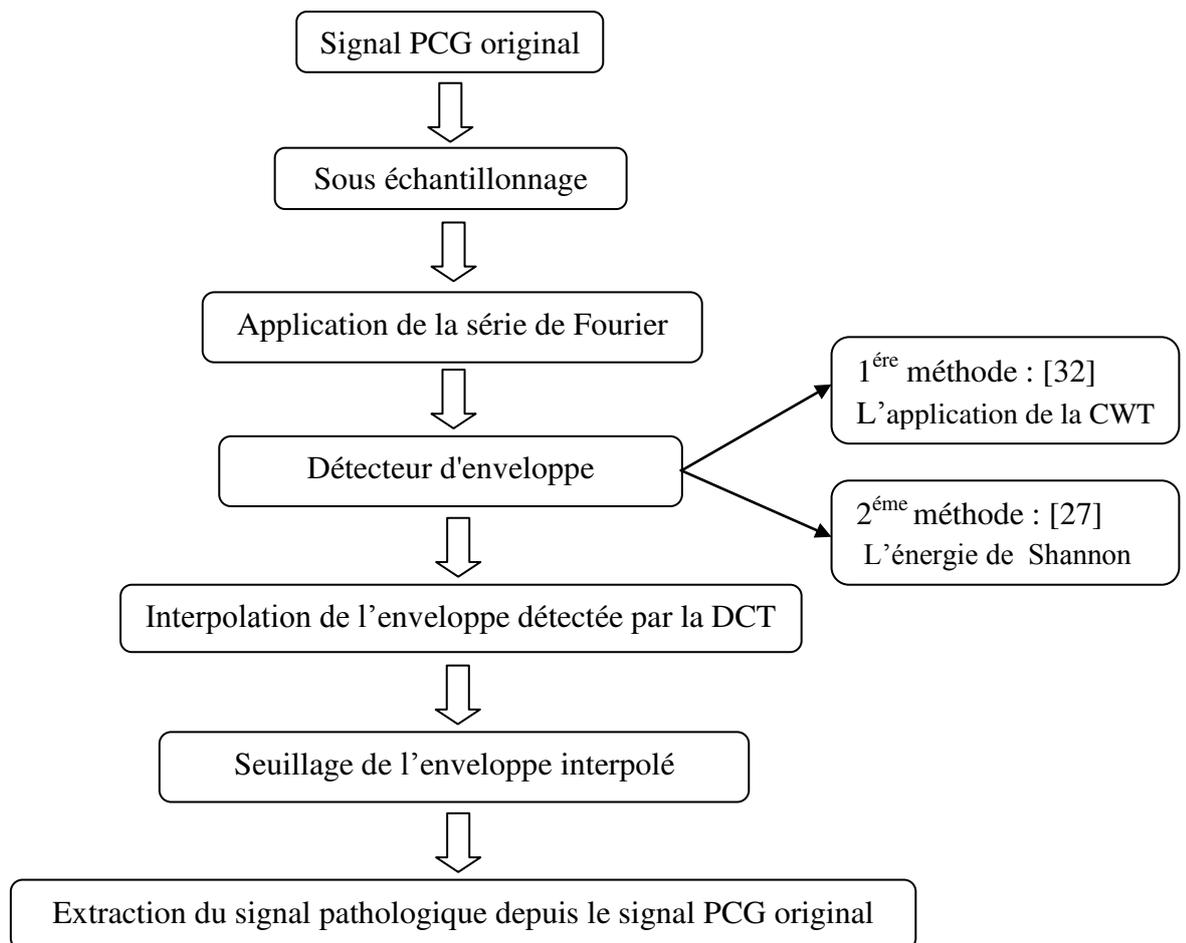


Fig.III.17. Schéma synoptique de l'algorithme de segmentation proposé

L'algorithme de segmentation est basé sur l'application de la série de Fourier sur le signal PCG sous échantillonné et la détection d'enveloppe a été effectuée par deux méthodes; la première méthode est basée sur l'application de la CWT avec la variance, par contre, la deuxième méthode est basée sur l'énergie moyenne normalisée de Shannon. Les deux méthodes permettent de localiser les signaux S1 et S2 par une enveloppe qui reconstruit la taille originale par l'application de la DCT, cette enveloppe du signal sera transformée en un signal binaire par un seuillage TH. Puis l'extraction du signal pathologique est effectuée par une comparaison entre le signal binaire et le signal PCG original.

Les étapes de cet algorithme seront expliquées en détails par la suite :

III.4.1.1. Sous échantillonnage

Le signal PCG type AR sera ré-échantillonné à une fréquence d'échantillonnage $F_e=8000\text{Hz}$, on constate bien que la fréquence maximale d'un signal PCG, $F_{\max} \approx 700 \text{ Hz}$, donc elle reste toujours inférieure à la moitié de la fréquence d'échantillonnage ($F_e/2=4\text{KHz}$).

Avant de faire une analyse du signal et pour optimiser le temps d'analyse, un premier traitement peut être effectué, c'est le sous-échantillonnage du signal PCG. C'est-à-dire réduire le nombre d'échantillonnage du signal PCG en divisant en un pas égal à 10. Donc l'analyse sera faite sur le signal PCG Sous-échantillonné dénommé $x(t)$ avec un nombre d'échantillonnage réduit et une fréquence d'échantillonnage $F_s=800\text{Hz}$.

Après le Sous-échantillonnage, Le signal $x(t)$ est normalisé d'une manière que la valeur maximale soit égale à 1, donc :

$$x_{norm}(t) = \frac{x(t)}{\max[|x(t)|]} \quad (\text{III. 1})$$

III.4.1.2. Application de la série de Fourier SF

Pour éliminer ou atténuer les signaux pathologiques d'un signal PCG type AR, Nous allons filtrer le signal PCG à la fréquence 150HZ, afin d'annuler les fréquences supérieures à 150HZ qui représentent les fréquences du signal pathologique, en utilisant la série de Fourier comme un filtre passe bas par l'application de l'expression suivante :

$$\text{Version analogique} \rightarrow x_f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{150} a_n \cos(2\pi n f_0 t) + \sum_{n=1}^{150} b_n \sin(2\pi n f_0 t) \quad (\text{III. 2})$$

$$\text{Version discrète} \rightarrow x_f(k) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{150} a_n \cos\left(2\pi \frac{nk}{N}\right) + \sum_{n=1}^{150} b_n \sin\left(2\pi \frac{nk}{N}\right) \quad (\text{III. 3})$$

Les coefficients de Fourier a_n et b_n discrète se calculent comme suit:

$$a_0 = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^N x(n) , \quad k = 1, \dots, \dots, N \quad (\text{III. 4})$$

$$a_n = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^N x(n) \cos\left(2\pi \frac{nk}{N}\right) , \quad k = 1, \dots, \dots, N \quad (\text{III. 5})$$

$$b_n = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^N x(n) \sin\left(2\pi \frac{nk}{N}\right) , \quad k = 1, \dots, \dots, N \quad (\text{III. 6})$$

Tel que :

$x_f(t)$: le signal filtré (signal sain).

$x_{\text{norme}}(t)$: le signal PCG sous échantillonné et normalisé.

a_0, a_n et b_n : les coefficients de Fourier.

N : le nombre d'échantillons du signal PCG sous échantillonné.

Donc l'efficacité de l'application de la SF est illustrée dans la figure **Fig.III.18** suivant :

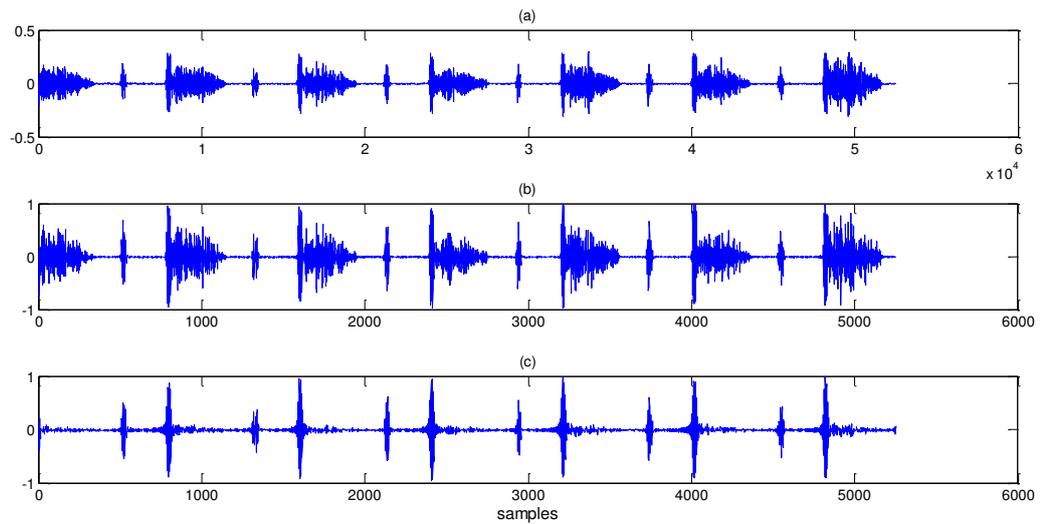


Fig.III.18. (a) Le signal PCG initial, (b) Le signal PCG sous échantillonné et normalisé, (c) Le signal PCG filtré (signal sain)

Après le filtrage du signal PCG par l'application de la SF. Nous avons donc obtenu un signal sain qui contient les sons fondamentaux cardiaques (S1 et S2) et quelques vestiges des signaux pathologiques.

III.4.1.3. Détection d'enveloppe

A partir du signal sain obtenu depuis le signal PCG original, on va détecter l'enveloppe des deux signaux S1 et S2 par deux méthodes, la première méthode est basée sur l'application de la CWT avec les caractéristiques statistiques d'un signal PCG, la deuxième méthode est basée sur l'énergie de Shannon.

III.4.1.3. 1. Première méthode : l'application de la CWT

Les ondelettes sont souvent utilisées dans le traitement de signal notamment pour l'analyse des signaux médicaux.

III.4.1.3.1.1. Projection sur la base d'ondelette continue CWT

On applique la CWT sur le signal sain isolé pour obtenir une matrice contenant les coefficients d'ondelettes correspondants. Le paramètre d'échelle sera varié de 10 à 80 dont

l'énergie des signaux PCG était concentrée [32], en utilisant trois types d'ondelette : Frequency B-Spline (fbsp10-1-0.5), Shannon (shan1-20), complexe de Morlet (cmor12-0.6).

La figure **Fig.III.19**, représente les coefficients de la CWT du signal AR capté à la sortie du stage SF par l'application de l'ondelette cmor2-2.

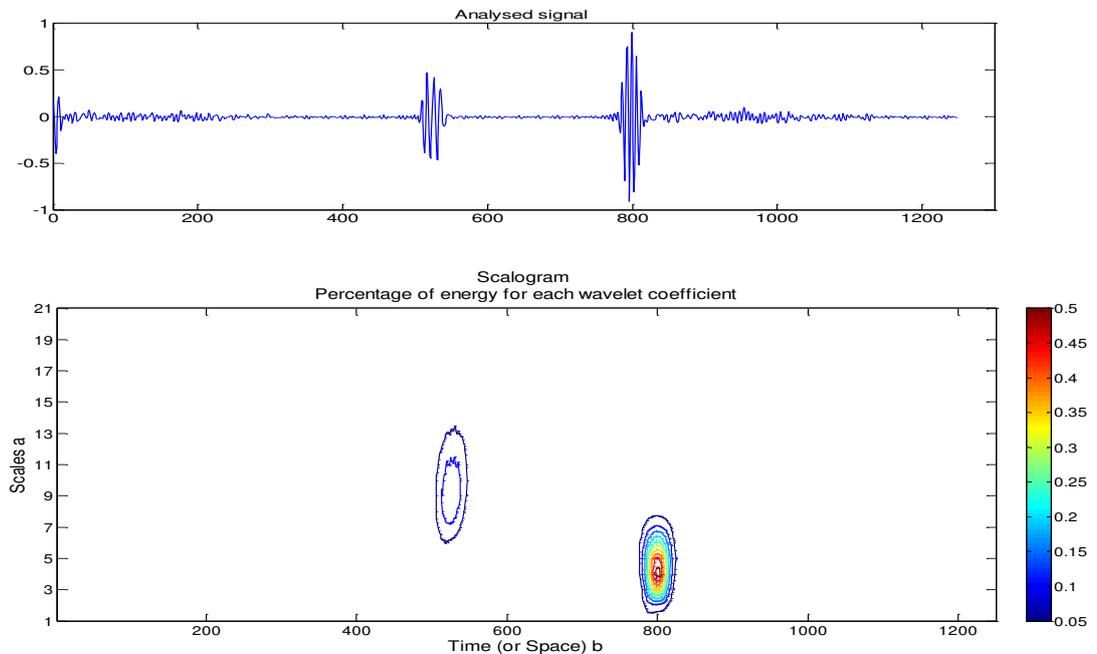


Fig.III.19. Le contour plot des coefficients de la CWT du signal capté à la sortie du stage SF(AR)

III.4.1.3.1.2. Calcul de la variance de la matrice CWT

La variance d'une variable aléatoire X représente la moyenne des carrés des écarts à l'espérance de X . Elle mesure la tendance de X à la dispersion autour de son espérance, de manière similaire à la variance d'une série statistique [32].

$$\text{var}(x) = \sum_{i=1}^n p_i (x_i - \mu)^2 \quad (\text{III. 7})$$

L'espérance d'une variable aléatoire $\mu(x)$ correspond à la moyenne des valeurs possibles de X pondérées par les probabilités associées à ces valeurs.

$$\mu = \sum_{i=1}^n p_i \quad (\text{III. 8})$$

Depuis la matrice de la CWT on va calculer la variance de chaque colonne de la matrice des coefficients de la CWT déduite précédemment [32]. Comme indiqué dans la figure **Fig.III.20**.

Tel que :

C ($m \times n$): représente la matrice des coefficients de la CWT.

$V(n)$: représente le vecteur de la variance.

m lignes : représente le nombre d'échelles utilisés.

n colonnes : représente l'espace temporel c.à.d. l'axe des temps du signal à analyser.

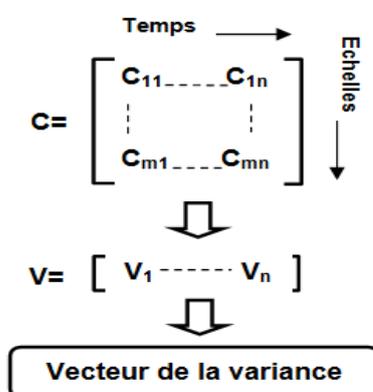


Fig.III.20. La procédure d'extraction du vecteur de la variance depuis la matrice de la CWT.

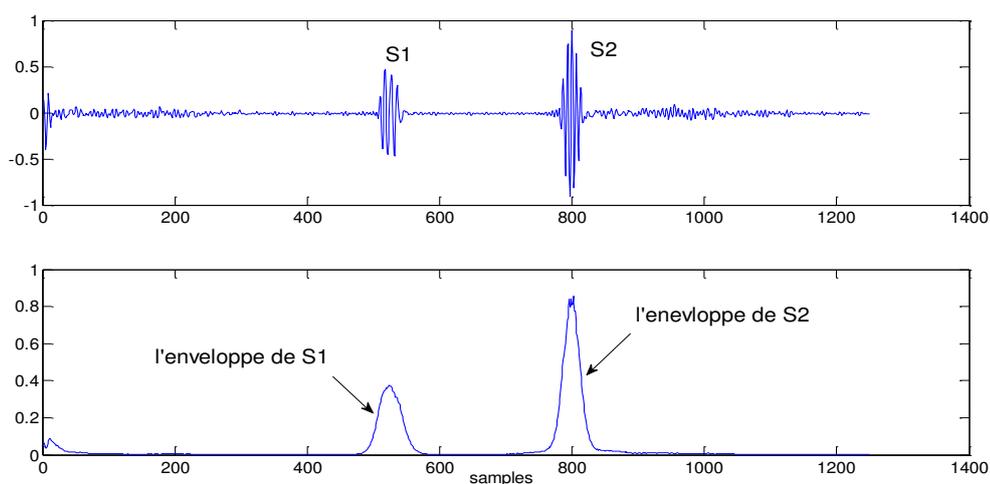


Fig.III.21. Représentation du signal filtré et son enveloppe. (a) Le signal PCG filtré,
(b) L'enveloppe du signal PCG filtré (signal sain)

D'après la figure **Fig.III.21**, on remarque que Le vecteur de la variance représente l'enveloppe du signal PCG qui localise les sons cardiaques S1 et S2, et des valeurs très inférieures à celles des enveloppes dont la position peu correspondre à la pathologie du signal PCG qui a été atténué ou presque éliminé durant l'application de la SF.

III.4.1.3.1.3. Interpolation et seuillage de l'enveloppe

La taille de l'enveloppe est la taille du signal PCG initial divisée par 10. Pour reconstruire la taille de l'enveloppe à la même taille du signal PCG original, cette enveloppe sera ré-échantillonné par la méthode d'interpolation qui est basée sur la transformation en cosinus discrète DCT, selon les étapes suivantes:

Etape1 : Transformer l'enveloppe en cosinus discrète.

Etape2 : Créer un vecteur zéro, dont la taille est la même que celle du signal PCG original.

Etape3 : Remplir les éléments de la première partie du vecteur zéro par les éléments de l'enveloppe transformé, les autres éléments de vecteur zéro restent mis à zéro.

Etape4 : interpoler le vecteur déduit lors de l'étape 3 par l'absolu de la transformation inverse en cosinus discrète IDCT.

Le vecteur résultant de l'étape 4 c'est l'enveloppe ayant une taille égale la même taille du signal PCG original comme indiqué dans la figure **Fig.III.22**.

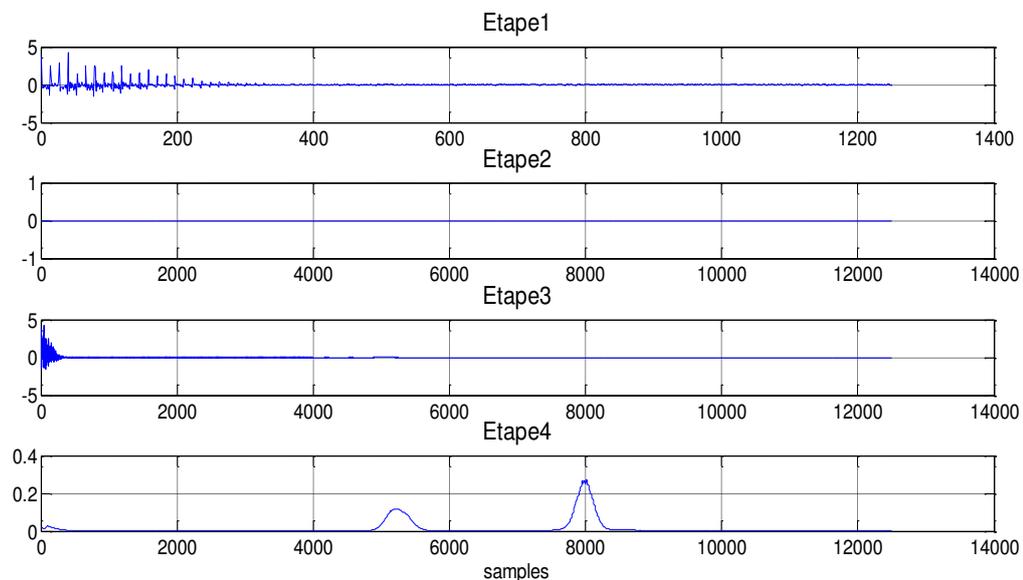


Fig.III.22. Représentation des étapes de reconstruction la taille initial de l'enveloppe

Afin de reconstruire la taille initiale de l'enveloppe, on va maintenant transformer cette enveloppe en un signal binaire par un seuillage à partir de la comparaison suivante :

- Si les valeurs de l'enveloppe sont supérieures au seuil, elles seront mises à 1.
- Si les valeurs de l'enveloppe sont inférieures au seuil, elles seront mises à 0.

La figure **Fig.III.23** suivante, représente l'enveloppe du signal PCG filtré en superposition avec le seuil TH et le signal binaire comme un filtre de sélection.

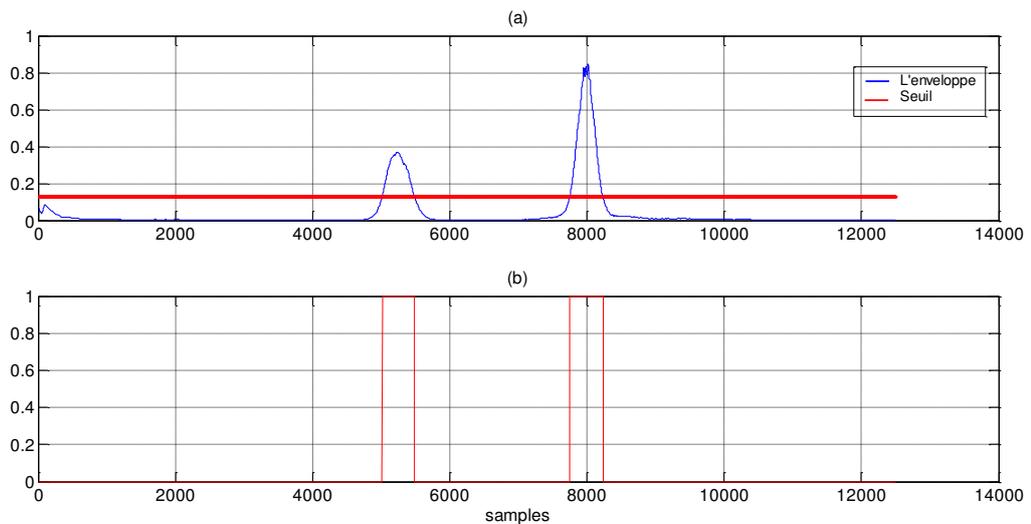


Fig. III.23. Représentation de. (a) L'enveloppe du signal PCG filtré et le seuil. (b) Filtre de sélection

III.4.1.3.1.4. Extraction du signal pathologique

L'extraction du signal pathologique depuis le signal PCG original se fait en comparant le signal PCG original avec le filtre de sélection comme suit:

- Si les valeurs du filtre de sélection sont égales à 1, les signaux fondamentaux (S1 et S2) seront supprimés.
- Si les valeurs du filtre de sélection sont égales à 0, le signal du souffle cardiaque reste.

Donc la procédure d'extraction du signal pathologique illustrée sur la figure **Fig. III.24** suivante :

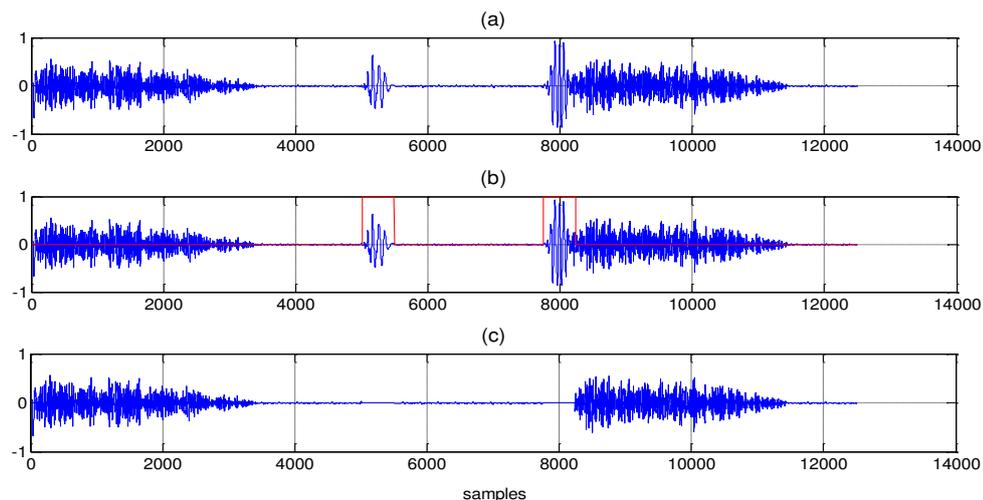


Fig. III.24. Représentation du : (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG initial en superposition avec le filtre de sélection. (c) Signal Pathologique isolée (Segmentée)

Les figures représentant les étapes de L'algorithme de segmentation qui a été appliqué sur tous les signaux PCG représentés précédemment, seront illustrées pour quelques types de signaux comme suit :

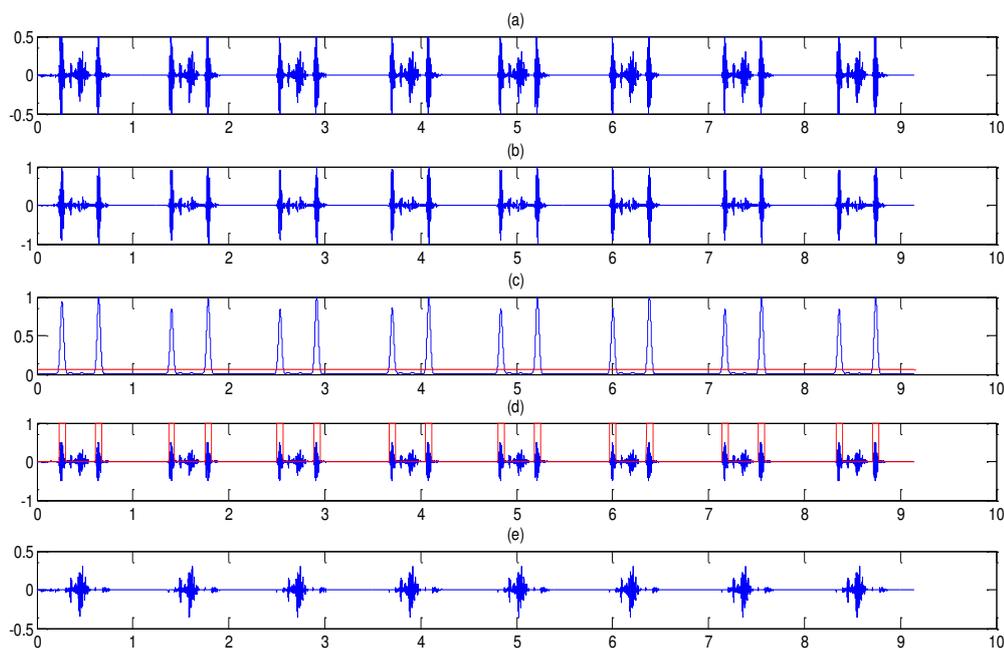


Fig.III.25. Procédures de segmentation pour le signal PCG type As. (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG filtré. (c) L'enveloppe de signal filtré et seuil. (d) Filtre de sélection. (e) Signal pathologique isolé.

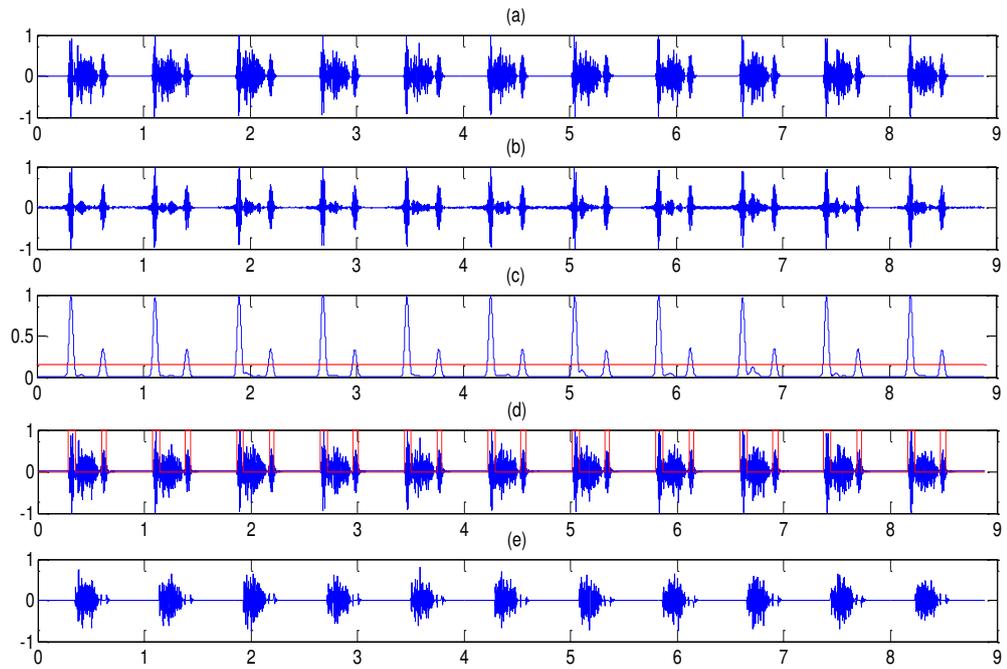


Fig.III.26. Procédures de segmentation du signal PCG type As2.

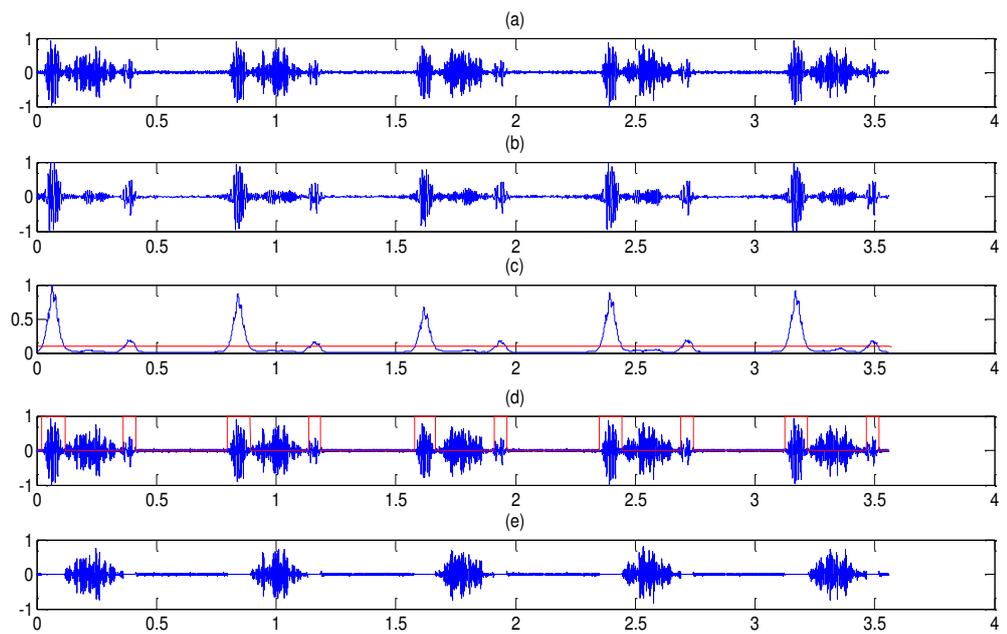


Fig.III.27. Procédures de segmentation du signal PCG type As3.

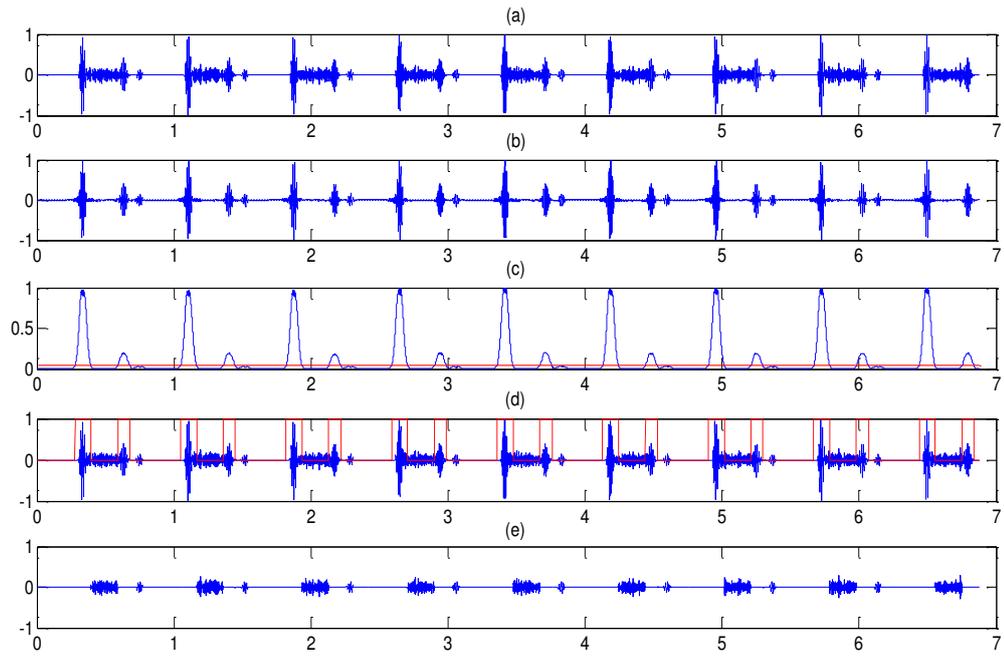


Fig.III.28. Procédures de segmentation du signal PCG type Mr.

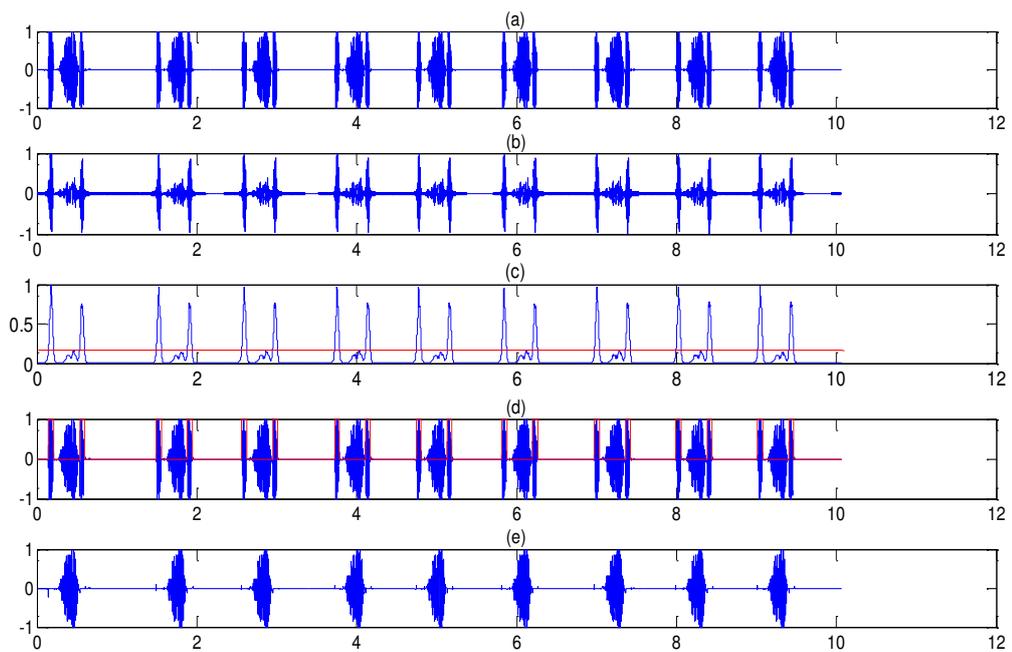


Fig.III.29. Procédures de segmentation du signal PCG type SAS

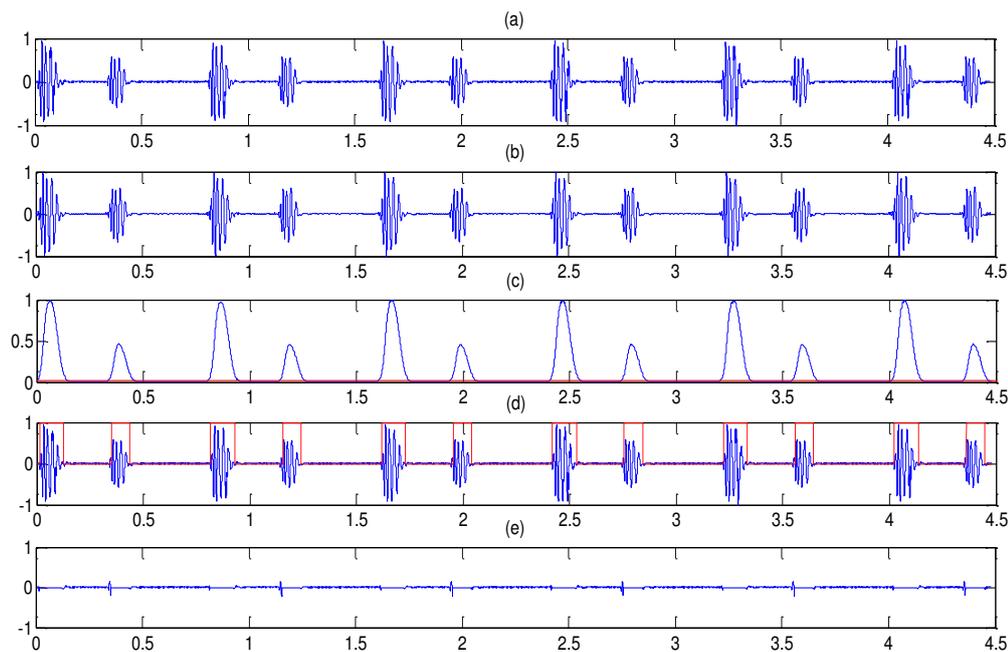


Fig.III.30. Procédures de segmentation du signal PCG type NL

III.4.1.3.1.5. Résultats et discussion de la première méthode

L'algorithme proposé a été testé sur tous les signaux PCG décrits précédemment. Le **Tableau.III.2** montre les résultats de segmentation pour certains types des signaux PCG comme suit :

Type de son cardiaque	Nbre.de cycles Cardiaques	Cycle cardiaques Totalement segmentés	Performance (%)
NL	60	60	100
AR	7	7	100
SAS	9	9	100
AS	8	8	100
AS2	11	11	100
AS3	5	5	100
MR	9	9	100
Total	109	109	100

Tableau.III.2. Résultats de segmentation des différents sons cardiaques de la première méthode

D'après les résultats de segmentation obtenus, on conclut que notre algorithme segmente tous les cycles cardiaques du total 109, donc la performance de segmentation est estimée à 100%.

Dans cet algorithme nous avons utilisé un seuil propre pour chaque enveloppe du signal PCG, c'est-à-dire régler à chaque fois manuellement le seuil TH (TH = [1-33]% de la valeur maximale de l'enveloppe), donc le défaut remarqué sur cette technique est le seuillage variable et la difficulté de choisir un seuillage standard pour tous les signaux PCG est impossible.

L'utilisation de ces types d'ondelette (Frequency B-Spline, Shannon, complexe de Morlet) avec la variance permet la détection d'enveloppes des deux signaux S1 et S2, ce qui donne une bonne performance de segmentation, ça est dû à la ressemblance de ces familles d'ondelettes dans la forme, aux signaux S1 et S2 alors que les valeurs de la corrélation entre ces ondelettes et les signaux S1 et S2 seront fortes.

III.4.1.3.2. Deuxième méthode : L'énergie moyenne de Shannon

L'énergie est une caractéristique principale d'un signal. Son utilisation dans l'analyse contribue d'une façon remarquable.

III.4.1.3.2.1. Détection d'enveloppe par L'énergie de Shannon

L'énergie de Shannon met en exergue les amplitudes moyennes du signal dans lesquelles est contenue l'information utile, et l'énergie des petites et grandes amplitudes est réduite [27]. la figure **Fig. III.31** est représenté l'effet de l'énergie de Shannon sur l'amplitude du signal PCG.

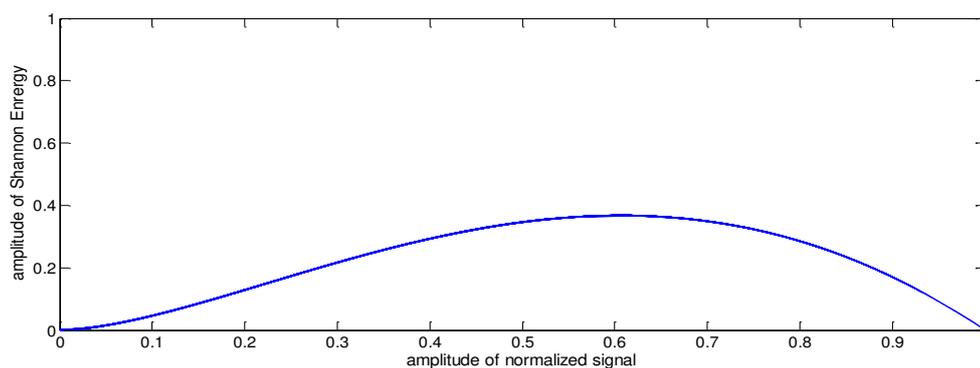


Fig. III.31. Amplitude de l'énergie de Shannon en fonction de l'amplitude du signal PCG

L'énergie de Shannon est définie comme suit:

$$E = -x(t)^2 \cdot \log(x(t)^2) \quad (\text{III. 9})$$

La moyenne de l'énergie de Shannon du signal numérique est:

$$E_i = - \sum_{i=1}^N \frac{1}{N} x(i)^2 \cdot \log(x(i)^2) \quad (\text{III. 10})$$

L'enveloppe de Shannon est calculée par une fenêtre glissante de longueur 4.9 ms, correspondant à N=40 échantillons (si la fréquence d'échantillonnage est de 8 KHz) [28]. Puis l'absolue de l'énergie moyenne de Shannon sera normalisé d'une manière que la valeur maximale soit égale à 1, donc :

$$E_{norm}(t) = \frac{|E(t)|}{\max[|E(t)|]} \quad (\text{III. 11})$$

On remarque que l'enveloppe de Shannon presque localise les signaux cardiaques S1 et S2 par des valeurs supérieures à celles des enveloppes dont la position est correspondante à la pathologie, du fait que le signal pathologique a été atténué ou bien presque éliminé durant l'application de la SF, comme présenté sur La figure **Fig. III. 31**.

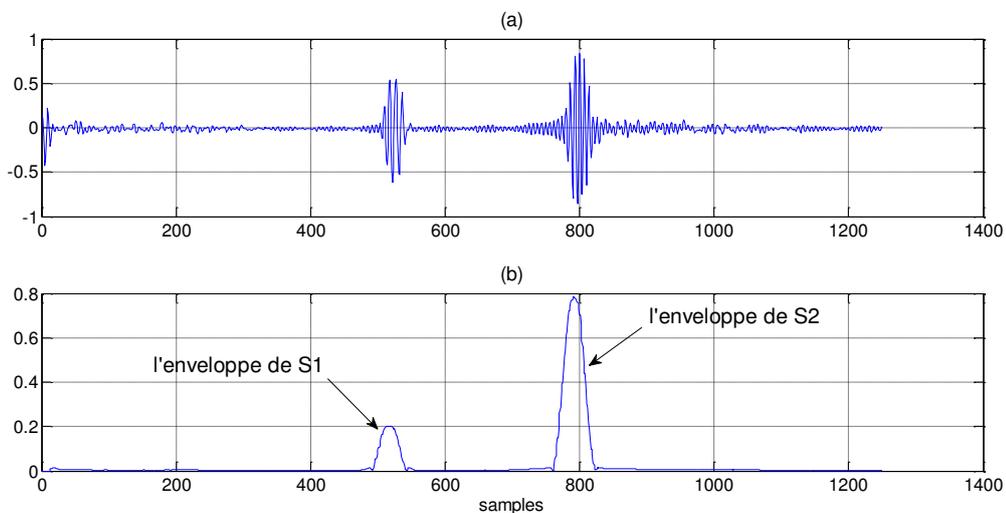


Fig. III.31. Représentation: (a) Du signal filtré, (b) L'enveloppe de Shannon du signal filtré

III.4.1.3.2.2. Interpolation et seuillage de l'enveloppe

La taille de l'enveloppe est la taille du signal PCG initial divisée par 10. Pour reconstruire la taille de l'enveloppe à la même taille du signal PCG original, cet enveloppe

sera ré-échantillonné par la méthode d'interpolation qui est basé sur la transformation en cosinus discrète DCT, selon les étapes suivantes:

Etape1 : Transformer l'enveloppe en cosinus discrète.

Etape2 : Créer un vecteur zéro, dont la taille est la même que celle du signal PCG original.

Etape3 : Remplir les éléments de la première partie du vecteur zéro par les éléments de l'enveloppe transformé, les autres éléments de vecteur zéro restent mis à zéro.

Etape4 : interpoler le vecteur déduit lors de l'étape 3 par l'absolu de la transformation inverse en cosinus discrète IDCT.

Le vecteur résultant de l'étape 4 c'est l'enveloppe ayant une taille égale la même taille du signal PCG original comme indiqué dans la figure **Fig.III.32**.

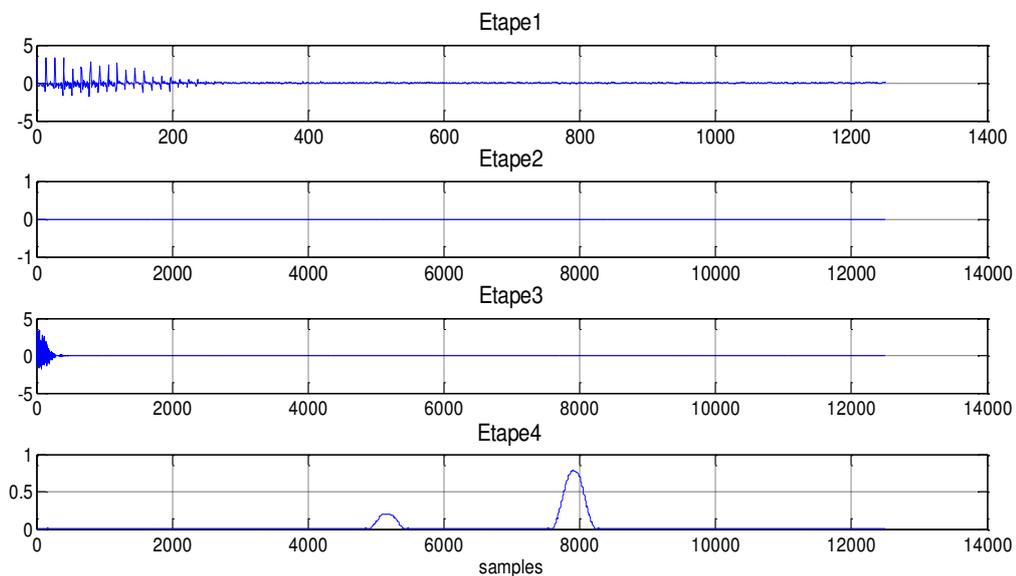


Fig.III.32. Représentation des étapes de reconstruction à la taille initiale de l'enveloppe

Afin de reconstruire la taille initiale de l'enveloppe, on va maintenant transformer cette enveloppe en un signal binaire par un seuillage à partir de la comparaison suivante :

- Si les valeurs de l'enveloppe sont supérieures au seuil, elles seront mises à 1.
- Si les valeurs de l'enveloppe sont inférieures au seuil, elles seront mises à 0.

La figure **Fig.III.33**, représente l'enveloppe du signal PCG filtré en superposition avec le seuil TH et le signal binaire comme un filtre de sélection.

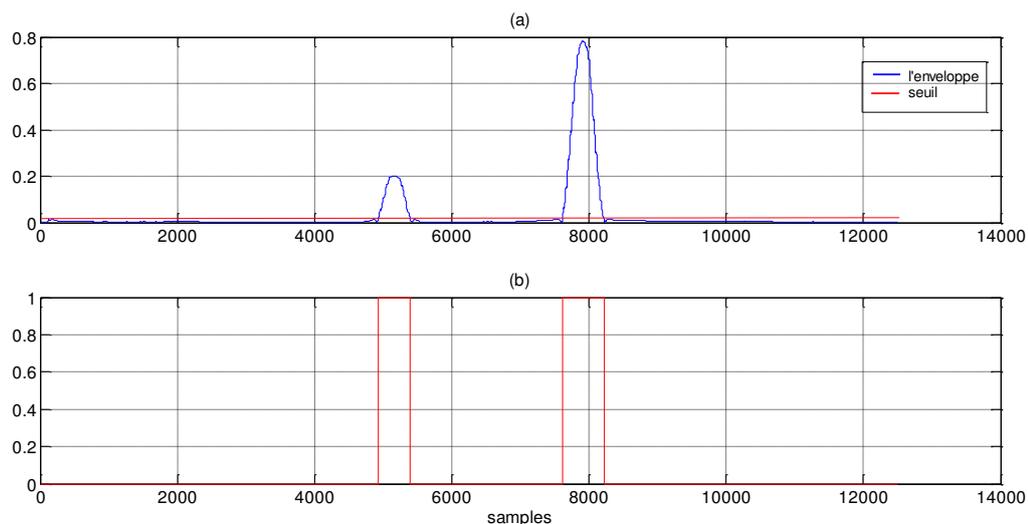


Fig.III.33. Représentation de. (a) L'enveloppe du signal PCG filtré et le seuil. (b) Filtre de sélection

III.4.1.3.2.3. Extraction du signal pathologique

L'extraction du signal pathologique depuis le signal PCG original se fait en comparant le signal PCG original avec le filtre de sélection comme suit:

- Si les valeurs du filtre de sélection est égale à 1, le signal sain (S1 et S2) sera supprimé.
- Si les valeurs du filtre de sélection est égale à 0, le signal pathologique reste.

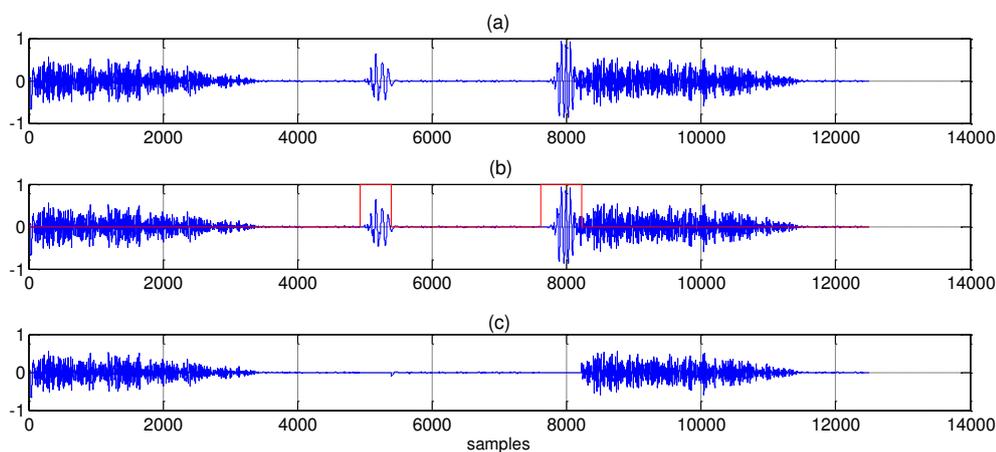


Fig.III.34. Représentation du. (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG initial en superposition avec le filtre de sélection. (c) Signal Pathologie isolée (Segmentée)

Les figures représentant les étapes de L'algorithme de segmentation qui a été appliqué sur tous les signaux PCG représentés précédemment, seront illustrées pour quelques types de signaux comme suit :

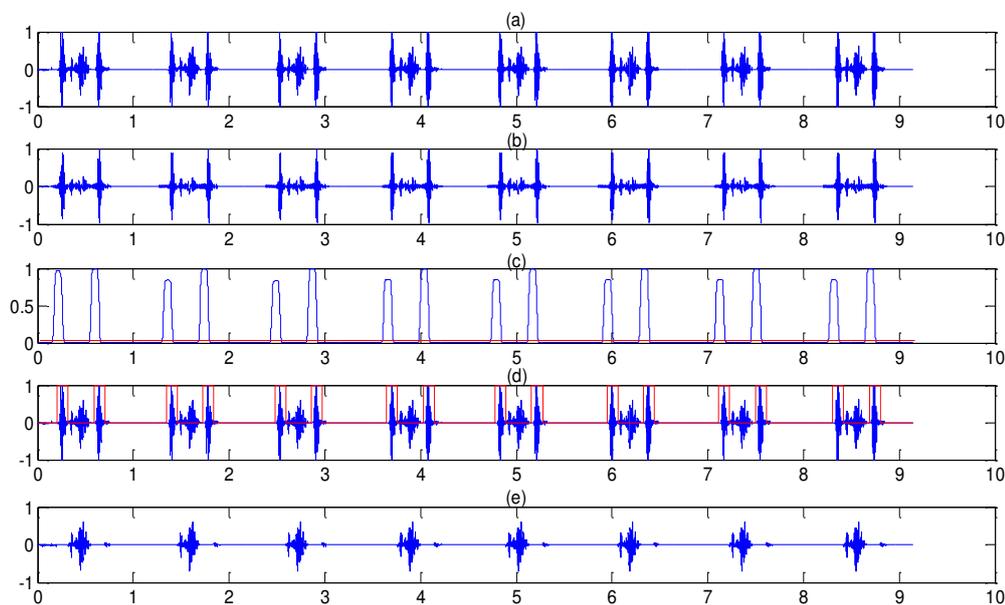


Fig.III.35. Procédures de segmentation du signal PCG type As. (a) Signal PCG initial. (b) Signal PCG filtré. (c) Enveloppe du signal filtré et seuil. (d) Filtre de sélection. (e) Le Signal pathologie isolé

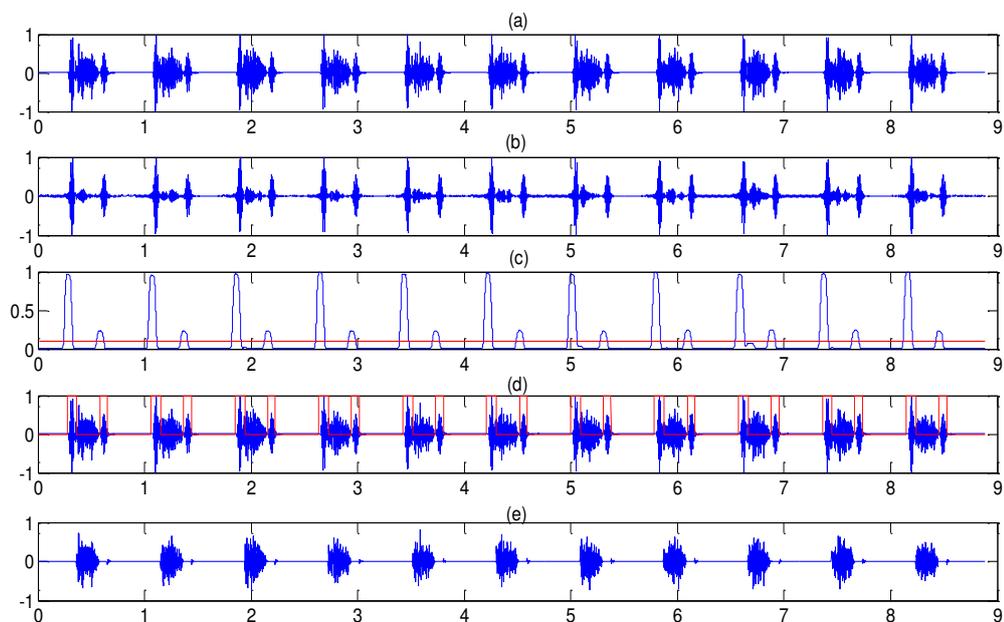


Fig.III. 36. Procédures de segmentation du signal PCG type As2.

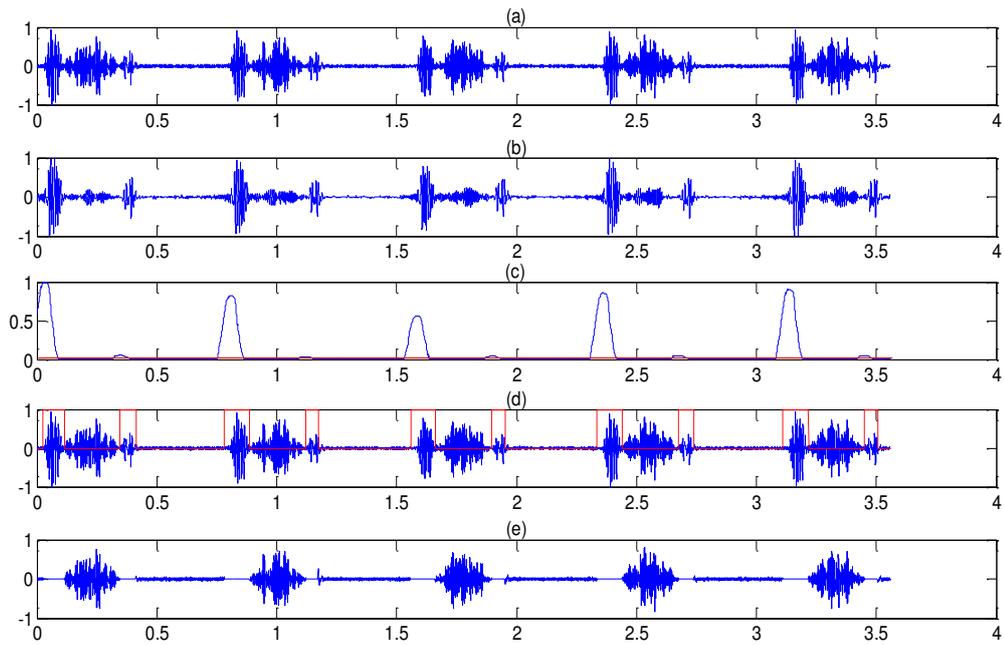


Fig.III. 37. Procédures de segmentation du signal PCG type As3.

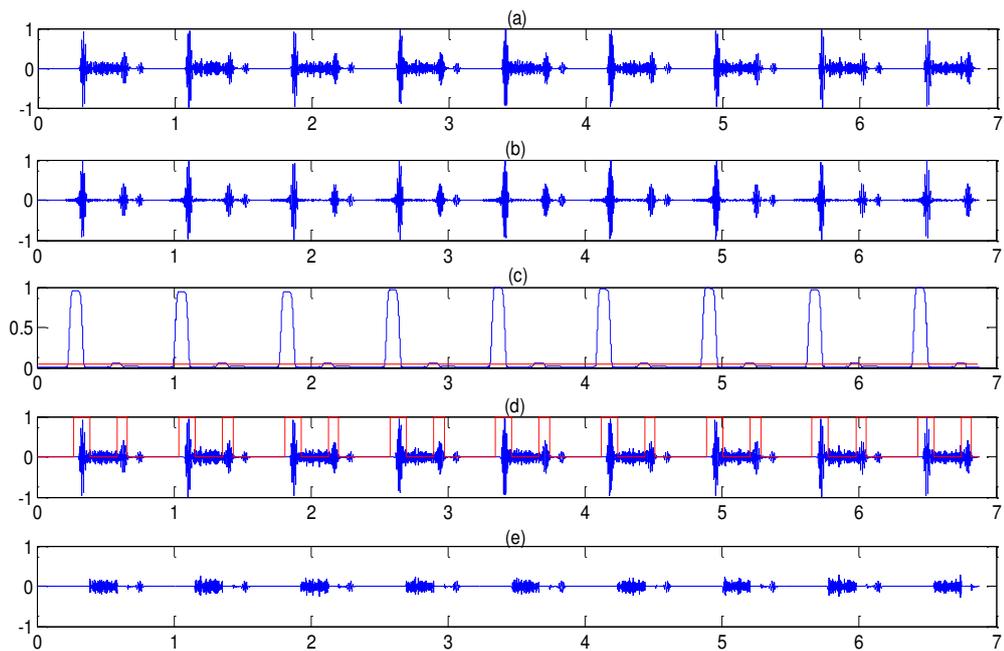


Fig.III.38. Procédures de segmentation du signal PCG type Mr.

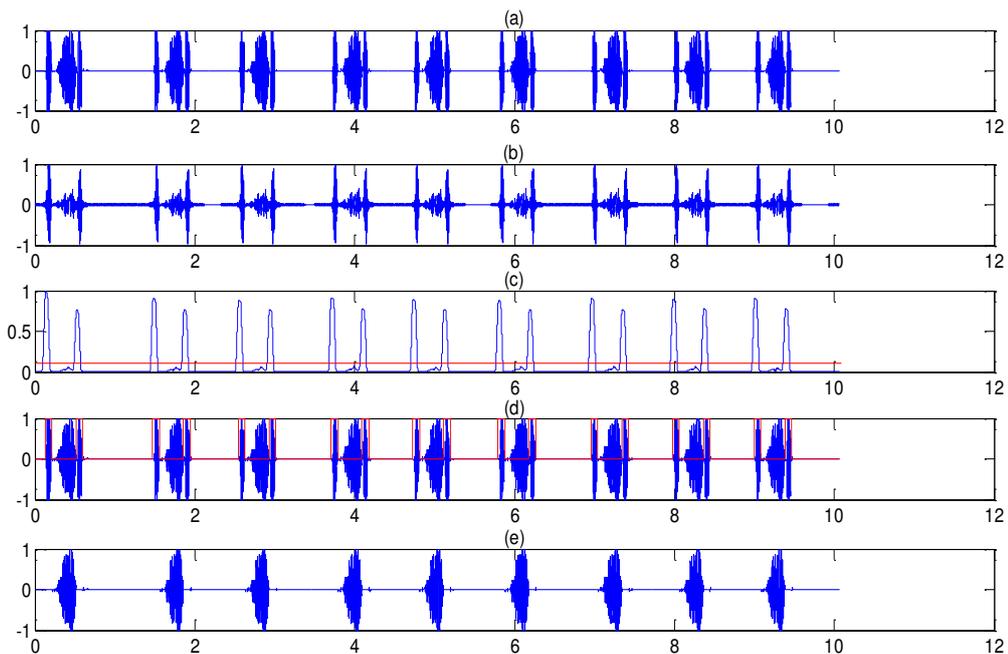


Fig.III.39. Procédures de segmentation du signal PCG type sas

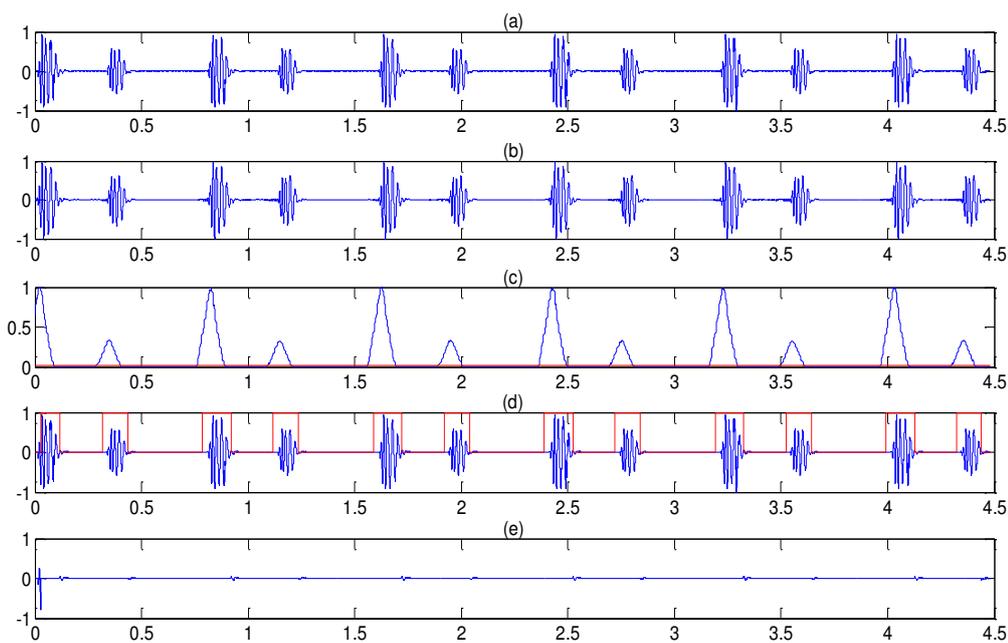


Fig.III.40. Procédures de segmentation du signal PCG type NL

III.4.1.3.2.5. Résultats et discussion de la deuxième méthode

L'algorithme proposé a été testé sur tous les signaux PCG décrits précédemment. Le **Tableau.III.3** montre les résultats de segmentation pour certains types des signaux PCG comme suit :

Type de son cardiaque	Nbre.de cycles Cardiaques	Cycle cardiaques Totalement segmentés	Performance (%)
NL	60	60	100
AR	7	7	100
SAS	9	9	100
AS	8	8	100
AS2	11	11	100
AS3	5	5	100
MR	9	9	100
Total	109	109	100

Tableau.III.3. Résultats de segmentation des différents sons cardiaques de la deuxième méthode

D'après les résultats de segmentation obtenus, on conclut que notre algorithme segmente tous les cycles cardiaques du total 109, donc la performance de segmentation est estimée à 100%.

Dans cet algorithme nous avons utilisé un seuil propre pour chaque enveloppe du signal PCG, c'est-à-dire régler à chaque fois manuellement le seuil TH ($TH = [1-33]\%$ de la valeur maximale de l'enveloppe), donc le défaut remarqué sur cette technique est le seuillage variable et la difficulté de choisir un seuillage standard pour tous les signaux PCG est impossible.

Donc pour les deux méthodes de segmentation notre algorithme est limité dans les cas où le souffle cardiaque est plus grand que les deux sons cardiaques et lorsque ce dernier est chevauché avec l'un des deux sons, comme dans les signaux de patients ayant des cas pathologiques diastoliques : Sévère Régurgitation aortique, Communication inter-auriculaire et Sténose mitrale

II.5.Conclusion

Dans ce chapitre, on a extrait le signal pathologique de différents signaux PCG par un algorithme de segmentation proposé basé sur le filtrage par la série de Fourier, et la détection d'enveloppe par deux méthodes, qui sont: la transformation d'ondelette continue avec les caractéristiques statistiques d'un signal PCG (la variance) et l'énergie moyenne de Shannon normalisée.

D'après les résultats présentés dans les deux tableaux **Tableau.III.2 et III.3**, on conclut qu'avec les deux méthodes de détection d'enveloppe on obtient une bonne performance de segmentation des signaux PCG qui est estimée à 100%. Ceci est dû au nombre réduit de cycles cardiaques des signaux PCG. Dans le cas où le nombre de cycle cardiaque est important, la performance de notre algorithme diminue.

L'inconvénient remarqué sur l'algorithme de segmentation pour les deux méthodes est que son seuil TH est variable, la fixation de TH est impossible car certains signaux nécessitent un petit seuil, tant que d'autres signaux nécessitent un seuil relativement grand. Pour ce là on a essayé, à chaque fois, de trouver le seuil propre de chaque signal et ce qui prend du peu du temps.

La plupart des problèmes de la segmentation des signaux PCG proviennent des deux sons S1 et S2 chevauchés par des souffles cardiaques de fortes intensités qui est presque de même amplitude que S1 et S2, dans certains cas comme l'insuffisance aortique, Sténose mitrale, et l'insuffisance pulmonaire.

Conclusion générale

Dans ce mémoire, nous avons analysé les signaux phonocardiogramme dans le but d'en extraire les signaux pathologiques.

Après avoir expliqué l'anatomie et le fonctionnement du cœur, la signification de chaque son et souffle cardiaque dans les différents signaux PCG, nous avons ensuite étudié théoriquement les différentes méthodes d'analyse en traitement de signal à savoir, série de Fourier (SF), la transformée en cosinus discrète (DCT) et la transformation en ondelettes.

A la réception, le signal PCG subit un traitement qui passe par deux étapes importantes : la première a pour but d'éliminer les souffles cardiaques par filtrage, et la deuxième consiste à localiser les sons cardiaques fondamentaux S1 et S2 par le détecteur d'enveloppe, afin de segmenter le signal PCG.

Grâce à l'utilisation de la série de Fourier, nous avons pu éliminer les souffles cardiaques. En ce qui concerne la détection d'enveloppe du signal PCG, la méthode de transformation continue en ondelettes avec les caractéristiques statistiques d'un signal PCG, et celle de l'énergie de Shannon ont permis d'obtenir des résultats efficaces afin d'extraire les signaux pathologiques. Ceci permettra en plus de réaliser d'autres processus à l'analyse des signaux PCG.

A l'issue de cette étude, différents points et perspectives peuvent être mentionnés :

- Le signal PCG est traitable avec succès sans aucune référence au signal ECG.
- Le signal phonocardiogramme est un moyen de diagnostic très important dans la détection des pathologies cardiaque concernant le dysfonctionnement valvulaire.

- La localisation des premiers et des seconds sons cardiaques représente la phase de segmentation, qui vise à décomposer le son cardiaque en quatre parties essentielles en l'occurrence, le son cardiaque S1, la phase systolique, le son cardiaque S2 et la phase diastolique.
- Pour la phase de segmentation, il sera préférable de trouver un seuil TH dynamique qui varie selon le type de pathologie pour améliorer la performance de segmentation.
- La segmentation efficace permet de mieux comprendre les différentes parties du signal PCG.
- La plupart des méthodes d'analyse des sons cardiaques se basent sur les résultats de segmentation, comme le cas par exemple dans la discrimination de différents types de pathologies.
- Dans l'extraction des caractéristiques de signal PCG, Au lieu de prendre le cycle cardiaque complet du signal PCG comme utilisé en plusieurs travaux publiés, nous pouvons prendre le signal pathologique, qui représenté les souffles cardiaque sans l'existence les signaux S1 et S2, Cela donne des petit nombre de caractéristiques, Qui permet d'obtenir un moyen facile et très rapide destinées à la classification des signaux PCG comme dans[32].

Bibliographies

- [1] World Health Organization statistical Information System, "WHO mortality database".
<http://www.who.int/healthinfo/statistics/mortality>.
- [2] P. Salh hammoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 3 système cardio-circulatoire", 2^{ème} édition 2004.
- [3] P. Jean hamburger, "Principe de réanimation médicale", 5^{ème} édition 2004.
- [4] P. Rose marie hamladjie, "Précis de sémiologie", Belgique 1985.
- [5] A.K. Abbas, R. Bassam, "Phonocardiography Signal Processing", Morgan & Claypool 2009.
- [6] Cardionics, Inc. Webster, Texas 77598 USA, <http://cardionics.com>.
- [7] P. Brendan, "The Human Heart, A Basic Guide to Heart Disease, 2nd Edition", Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [8] IR. Hanna, ME. Silverman, "A history of cardiac auscultation and some of its contributors ", Am J Cardiol, vol 90, pp. 259–267, 2002.
- [9] S. Mangione, L. Nieman, "Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees", J Am Med Assoc, vol 278, pp. 717–722, 1997.
- [10] Michael Corinthios "Signals, Systems, Transforms, and Digital Signal Processing with MATLAB"2009 by Taylor and Francis Group, LLC.
- [11] V. Bristanak, P. Yip, K.R. Rao, "Discrete cosine and sine transforms", Elseiver, Amsterdam, 2007.
- [12] Georger Oppenheim, et al, "Wavelets and their Applications", ISTE, 2003.
- [13] M. vetterli, et al, "Signal Processing Fourier and Wavelet representations"2012.

-
- [14] M. Misiti, et al, "Wavelet Toolbox", Math Works, 1997.
- [15] Pierre Gilles Lemarié.Rieusset, "Ondelettes généralisées et fonctions d'échelle à support compact", Revista Matemática Iberoamericana, 1993.
- [16] F. truchetet, " Ondelettes pour le signal numérique ", Editions Hermes, Paris 1988.
- [17] T. H. Koornwinder, " Wavelets: an elementary treatment of theory and applications ", World scientific, 1995.
- [18] S. Lukkarinen, A. Nopanen, K. Sikio, A. Angerla, "A new phonocardiographic recording system,Comput Cardiol", vol 27,pp.117–120, 1997.
- [19] Z. Sharif, MS. Zainal, AZ. Sha'ameri, SHS. Salleh, "Analysis and classification of heart sounds and murmurs based on the instantaneous energy and frequency estimations", TENCON 2000 Proceedings, Vol. 2, Kuala Lumpur, Malaysia, 24–27 September 2000, pp. 130–134.
- [20] SM. Debbal, F. Bereksi-Reguig, "Discrimination of pathological cases of the cardiacs sounds signals by the wavelet transform", JMechMedBiol, vol 5, pp. 517–530, 2005.
- [21] S.M. Debbal, F. Bereksi Reguig, "The fast Fourier transform and the continuous wavelet transform analysis of the phonocardiogram signal", J. Mech. Med. Biol. (JMMB), 0219-5194 4 (3) (2004) 257–272, September.
- [22] SM. Debbal, F. Bereksi-Reguig, "Heartbeat sound analysis with the wavelet transform", J Mech Med Biol, vol 4, pp. 133–141, 2003.
- [23] J. L. Richard, et al, "A Three Channel Microcomputer System for Segmentation and Characterization of the Phonocardiogram", IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 34, pp, 485-489, 1987.
- [24] A. Haghghi-Mood, JN. Torry, "A sub-band energy tracking algorithm for heart sound segmentation", Comput Cardiol, vol. 22, pp. 501–504, 1995.
- [25] S.M. Debbal, F.Bereksi-Reguig "Computerized heart sounds analysis", ELSEVIER septembre 2007.

- [26] S.M. Debbal, F.B. Reguig, "Time-frequency analysis of the first and the second heartbeat sounds", Applied Mathematics and Computation, Vol. 184, pp. 1041-1052, 2007.
- [27] Ali MOUKADEM, "Segmentation et Classification des signaux non-stationnaires". Thèse de l'Université de Haute Alsace, Ecole Doctorale: ED 494 - Pôle sciences pour l'ingénieur. Juillet 2012.
- [28] H. Liang, S. Lukkarinen, I. Hartimo, "Heart sound segmentation algorithm based of heart sound envelolgram", IEEE Computers in Cardiology, vol. 24, pp. 105– 108, 1997.
- [29] University of Michigan medical school, USA.
<http://med.umich.edu/lrc/psb/heartsounds/index.html>
- [30] University of Washington, Dept of medicine, USA.
<http://depts.washington.edu/physdx/heart/demo.html>
- [31] EGeneral Medical Inc. Raleigh, USA.
<http://egeneralmedical.com/listohearmur.html>
- [32] Mohamed Lamine Mekhalfi, «Analyse des signaux PCG par l'usage de la CWT et de la DWT», Mémoire de Magister, Université de Batna, 01.juillet.2012.
- [33] H. Tang.et al, "Separation of Heart Sound Signal from Noise in Joint Cycle Frequency–Time–Frequency Domains Based on Fuzzy Detection", IEEE. Trans.Biomedical Engineering, Vol. 57, pp. 2438-2447, 2010.