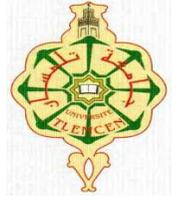


جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان



Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen
FACULTE DE TECHNOLOGIE
Département De Génie Biomédical.

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES
Pour l'obtention du diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL
Spécialité : SIGNAUX ET IMAGES EN MEDECINE

Réalisé par :

 **MOTEF AI Meryem**

SUJET

Détection des bruits B1et B2 de signale
Phonocardiogramme(PCG)

Soutenu publiquement le : 14 Décembre2016 devant le jury composé de :

Mr. I .Boukli Hacéne

MCB

Université de Tlemcen

Président

Mr. DIB Nabil

MCB

Université de Tlemcen

Examineur

Mr. TAOULI Sidi Ahmed

MCB

Université de Tlemcen

Encadreur

Année universitaire : 2015-2016.

Remerciements :

Je tiens tout d'abord à remercier, DIEU le tout puissant et miséricordieux, qui m'a donné la force et la patience d'accomplir ce modeste travail.

En second lieu, je tiens à remercier mon encadreur **Mr. TAOULI Sidi Ahmed** Maitre de conférences classe B université de Tlemcen. pour ses précieux conseils, les suggestions constructives, la confiance et la patience qu'ils m'ont accordé, merci infiniment.

J'adresse mes très sincères remerciements à **Mr. I. Boukli Hacéne** Maitre de conférences classe B université de Tlemcen. Pour avoir accepté de présider ce jury de thèse.

Mes vifs remerciements vont également aux membres du jury qu'ils ont porté à ma recherche en acceptant d'examiner mon travail et de l'enrichir par leurs propositions. **Mr. DIB Nabil** Maitre de conférences classe B université de Tlemcen.

Enfin, je tiens également à remercier Madame **Meziani Fadia et Amel Mokhdar** et toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce travail à :

A ma mère,

A mon père,

A mon mari et mon petite fille,

A mes sœurs et frères,

A toute ma famille,

A tous mes enseignants et mes collègues.

A tous ceux que j'aime

Qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance.

Table des matières

Introduction generale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I : Le système cardiovasculaire et la Phonocardiographie

Introduction	3
I. Le système cardiovasculaire.....	3
I.1. La circulation sanguine	3
I.2. Le cœur	5
1.2.1. Anatomie du cœur	5
1.2.2. Les valves cardiaques.....	6
1.2.3. Fonctionnement du cœur.....	7
1.2.4 . La propagation de l'excitation	8
 1.2.5. Le circuit électrique	8
I.3. Phono cardiogramme	11
I.3.1. Les courbes de pression	11
I.3.1.1. La courbe de pression ventriculaire	11
I.3.1.2. La courbe de pression auriculaire	13
I.3.1.3. La courbe de pression au niveau de gros vaisseaux.....	13
I.4. Les sons et les souffles cardiovasculaires	14
I.4.1. Les sons cardiaques	14
I.4.1.1. Le premier son (S1)	14
I.4.1.2. Le deuxième son (S2)	15
I.4.1.3. L'ouverture de la mitrale	15
I.4.1.4.1. Le troisième son (S3).....	15
I.4.1.5. Le quatrième son (S4)	15
I.4.2. Les souffles cardiaques.....	16
I.4.2.1. Les souffles diastoliques.....	17
I.4.2.1.1. Rétrécissement mitral	17

I.4.2.1.2. Insuffisance aortique.....	17
I.4.2.2. Les souffles systoliques	18
I.4.2.2.1. Rétrécissement aortique	18
I.4.2.2.2. Insuffisance mitrale.....	18
I.4.2.2.3. Retrecissement pulmonaire.....	19
I.4.2.2.4. Communication inter-ventriculaire.....	20
I.5. La phonocardiographie	21
Conclusion.....	21

Chapitre II: théorie des ondelettes

Introduction	22
I.Etat de l'art.....	22
II. Classification des signaux	23
II.1. Représentation temps-fréquence : de Fourier aux ondelettes	24
II.2. Transformée en ondelettes (T.O)	26
II.2.1. La transformée en ondelette continue	29
II.2.1.1. Définition	29
II.2.1.2. Reconstruction.....	31
II.2.2. La transformée en ondelette discrete.....	31
II.2.2.1. Définition	31
II.2.2.2. L'analyse multi resolution	33
II.2.3. Paquet d'ondelette.....	35
II.2.4. Filtrage en une seule étape: approximations et details.....	36
II.2.5. Fonction d'échelle	37
II.2.6. Critères de Choix des ondelettes	38
Conclusion.....	40

Chapitre III: Analyse du signal Phonocardiogramme (PCG) par la transformée en ondelettes

Introduction	41
I.Algorithme de séparation.....	41
II.Etude Energétique.....	43
III.Détection des bruits cardiaques : B1et B2.....	44
IV. Interprétation des Résultats	47
Conclusion.....	58
References du chapitre III	59
Conclusion generale	132

Listes des figures et des tableaux

Listes des figures :

Chapitre I : Le système cardiovasculaire et la Phonocardiographie

Figure I.1: Système artériel et le système veineux	4
Figure I.2 : Coupe du cœur.....	6
Figure I.3 : Valves cardiaques.....	6
Figure I.4 :Tissu nodal	9
Figure I.5 :L'excitation, la propagation et la contraction cardiaque	10
Figure I.6 : Cycle cardiaque	10
Figure I.7 :Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal.....	11
Figure I.8 :La boucle pression volume d'un cycle cardiaque.....	14
Figure I.9 :Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S3).....	16
Figure I.10 :Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S4).....	16
Figure I.11 : Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral.....	17
Figure I.12: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique.....	18
Figure I.13: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Rétrécissement aortique de forte Intensité.....	18
Figure I.14:Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale	19
Figure I.15: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Rétrécissement pulmonaire accompagné par un son ou souffle S3	19
Figure I.16. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Communication inter-ventriculaire.....	20
Figure I.17 : Phonocardiographie cardiosim IV [6]	21

Chapitre II: théorie des ondelettes

Figure II.1 Exemple d'un signal transitoire et aléatoire	24
Figure II.2 .Pavage temps-fréquence pour la transformée de Fourier à fenêtre glissante	26
Figure II.3 Ondelette mère	27
Figure II.4 Ondelette de Morlet avec différents facteurs de dilatation	28
Figure II.5 Variat Ondelette de Morlet avec différents facteurs de translation	28
Figure II.6 : Principe de l'algorithme de Mallat	37
Figure II.7 :Décomposition par ondelettes	38
Figure II.8 : Décomposition par paquets d'ondelettes	36
Figure II.9 :Filtrage en une seule étape	36
Figure II.10 : <i>Algorithme de Mallat niveau 1, phase reconstruction</i>	37
Figure II.11 : <i>Algorithme de Mallat niveau 1, phase reconstruction.</i>	37

Chapitre III: Analyse du PCG par application de la transformée en ondelettes

Figure III.1 : Organigramme de détection de bruit cardiaque B1 et B2.....	43
Figure III.2 :Algorithme pour supprimer les valeurs inférieures à 10%.....	45
Figure III.3 : Séparation des bruits cardiaque B1et B2 du signal PCGnormale(N).....	49
Figure III.4 : Séparation des bruits cardiaque B1et B2 du signal PCG (OS).....	51
Figure III.5: Séparation des bruits cardiaque B1et B2 du signal PCG (IM)	53
Figure III.6 : Séparation des bruits cardiaque B1et B2 du signal PCG (MS).	55
Figure III.7 : les approximations d'ordres élevés du signal a souffle systolique(IM).....	58

Listes des tableaux :

Chapitre II: théorie des ondelettes

Tableau II.1 : <i>Liste de famille d'ondelette</i>	39
Tableau II.2 : Principales propriétés des familles d'ondelettes.....	39

Table des abréviations

Abrégés	Signification
ECG	Electrocardiogramme
IA	Insuffisance Aortique
IM	Insuffisance Mitrale
MS	Mitrale Sténose
N	Normal
NAV	Nœud auriculo-ventriculaire
NS	Nœud Sinusal
OS	Open Snap
PS	Puissance moyenne
S ou a	Coefficient d échelle
S	<i>Seuil</i>
S.U.R.E	Stein Unbiased Risk Estimator
t	Temps
T	Période d'échantillonnage
T.F	Transformée de Fourier
T.F.D	Transformée de Fourier discret
T.F.C.T	transformée de Fourier à court terme
T.O	Transformée en ondelettes
T.O.C	Transformée en ondelettes continues
T.O.D	Transformée en ondelettes discrètes
TOP	Transformée en paquets d'ondelettes
$T_{\Delta F}$	Taux fréquentiel
V_j	Espace d'approximation à l'échelle j
Var	Variance

$X(f)$	Spectre d'un signal temporel $x(t)$
τ	Coefficient de translation
ΔT	Résolution temporelle
ΔF	Résolution fréquentielle
ω	Pulsation
ϕ	Fonction d'échelle
ψ	Ondelette analysante (mère)

Au cours de la révolution cardiaque, un ensemble des bruits qui ne sont pas tous audibles à l'être humain, sont générés. L'étude de ces vibrations acoustiques qui constitue le signal phono cardiogramme (PCG), permet d'observer la dynamique des constituants de l'appareil cardiaque qui assure la circulation sanguine, donc la survie du patient.

Le tracé phono cardiographique est composé essentiellement des bruits B1 et B2, qui apparaissent respectivement au début des phases systolique et diastolique de chaque cycle cardiaque. Avec une analyse judicieuse par des techniques de traitement du signal, ce signal (PCG) peut alors constituer un outil efficace pour un bon diagnostic de différentes pathologies cardiaques.

Le terme ondelette peut être utilisé pour décrire plusieurs sujets. Il a été introduit en premier lieu par Morlet et son équipe en décrivant la Transformée en Ondelettes Continue (T.O.C) en utilisant une ondelette spécifique qui porte son nom. La transformée d'ondelette a démontré sa tendance d'analyser les signaux PCGs et particulièrement l'analyse des bruits cardiaques. Elle agit comme un microscope mathématique avec lequel il est possible d'observer les différentes parties du signal PCG. Elle utilise des fonctions de base « atomes » qui peuvent être construites par dilatation ou contraction et translation d'une fonction unique appelée « ondelette mère ».

La transformée en ondelettes continue (T.O.C ou C.W.T en anglais) est similaire à la transformée de Fourier à fenêtre glissante (T.F.C.T) puis qu'elle produit une représentation bidimensionnelle redondante pour décrire les caractéristiques oscillatoires locales du signal.

La T.O.C donne aussi une représentation dans l'espace d'état caractérisé par deux paramètres, le facteur d'échelle (dilatation) et le paramètre de translation. Avec un choix approprié de l'ondelette mère, elle peut être utilisée pour mesurer localement la puissance spectrale du signal. L'utilisation de la T.O.C dans l'analyse des signaux PCGs a été utilisée par différents chercheurs à fin d'obtenir une représentation graphique des bruits cardiaques normaux et pathologiques (B1, B2).

L'objectif visé à travers ce mémoire est d'analyser les signaux Phono Cardiogramme par l'application des transformée en ondelette afin de d'analyser le signal PCG pour extraire les bruits cardiaques.

Le document est organisé en trois chapitres :

Introduction générale

Le *premier chapitre* présentera un aperçu sur le fonctionnement général du système cardiovasculaire et le phono cardiogramme (PCG). Nous mettrons en exergue les définitions de différents bruits cardiaques et leurs caractéristiques, ainsi que l'origine de leur production.

Le *deuxième chapitre* sera consacré à l'Étude théorique des ondelettes.

Le *troisième chapitre* se focalisera sur l'analyse du signal PCG a été effectuée suivant les transformées en ondelette qui consiste à extraire les sons cardiaques. Nous avons utilisé, entre autres, le logiciel commercial Matlab 8. Enfin, nous terminons ce manuscrit par une *conclusion générale et perspective*.

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. Le système cardiovasculaire

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

I.1. La circulation sanguine

Le cœur est considéré comme une double pompe qui assure la circulation sanguine, le rôle de cette dernière est d'assurer les apports de nutriments et de l'oxygène aux organes, elle assure également le transport des déchets vers les reins et du dioxyde de carbone vers les poumons. Pour atteindre ce but, le sang suit deux trajets dans l'organisme, connus par la circulation pulmonaire et la circulation générale [Figure. I.1].

Les veines caves supérieures et inférieures, ainsi que les veines intrinsèques du cœur, déversent leur sang veineux dans l'oreillette droite. Lorsque l'oreillette droite se contracte, elle propulse le sang par une ouverture vers le ventricule droit. La contraction du ventricule droit envoie le sang par artères pulmonaires vers les capillaires des poumons. La valvule tricuspide, qui se referme complètement pendant la contraction du ventricule, empêche le sang de refluer dans l'oreillette. Lors de son passage dans les poumons, le sang est chargé et se débarrasse de son gaz carbonique. Il est ensuite renvoyé au cœur par les quatre veines pulmonaires qui débouchent dans l'oreillette gauche. C'est la petite circulation ou la circulation pulmonaire.

Lorsque l'oreillette gauche se contracte, le sang est éjecté vers le ventricule gauche, puis, après contraction ventriculaire, dans l'aorte.

La valvule mitrale empêche le retour du sang dans l'oreillette, et la valve sigmoïde située au début de l'aorte l'empêche de retourner dans le ventricule.

L'aorte se divise en plusieurs branches principales qui, elle-même, se ramifient plusieurs fois en artérioles jusqu'à ce que le corps entier soit approvisionné par un fin réseau de vaisseaux : les capillaires. C'est au niveau des capillaires que se produisent les échanges entre le sang et la lymphe liquide dans lequel baignent les cellules.

Le sang libère son oxygène, fournit les substances nutritives et recueille les déchets de la lymphe.

Les capillaires se rejoignent ensuite pour de petites veines qui, à leur tour, forment des veines plus importantes jusqu'à ce que le sang soit finalement recueilli dans les veines caves supérieures et inférieures d'où il est acheminé vers l'oreillette droite. C'est la grande circulation.

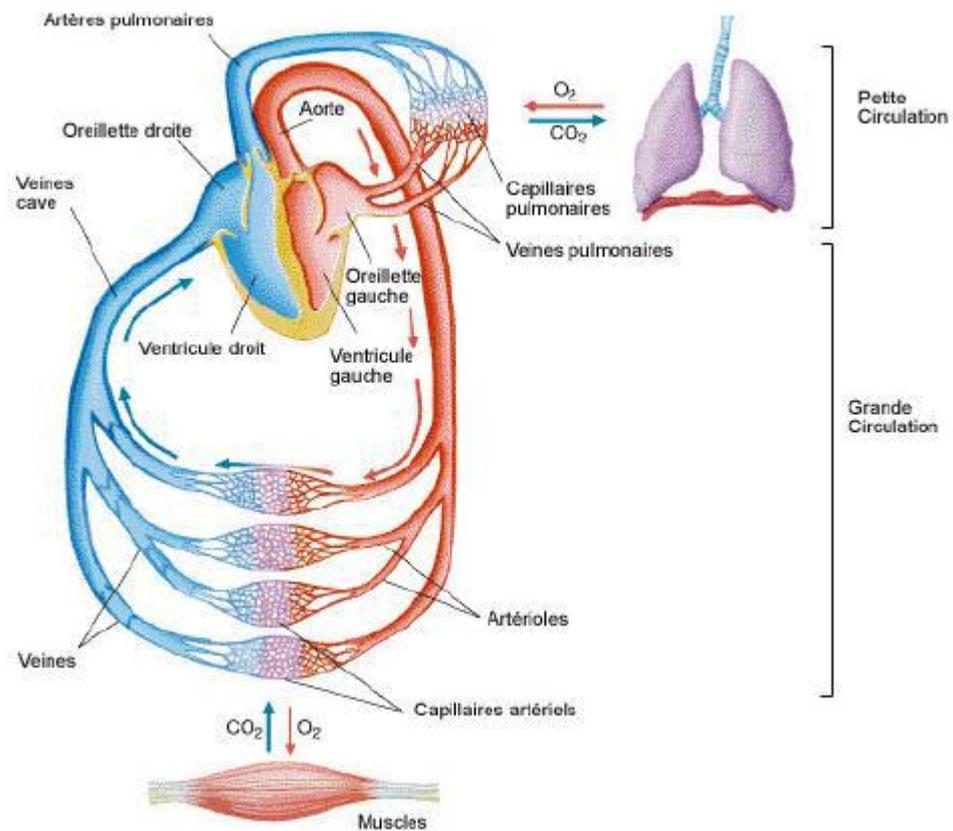


Figure I.1 : Système artériel et le système veineux.

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 aux organes.

I.2.1 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire. Il peut être vu comme étant constitué de deux pompes placées en série. En effet, il se divise en deux parties (gauche et droite) composées chacune d'une oreillette en haut et d'un ventricule en bas qui communiquent à travers une valve. Un mur musculaire, le septum divise l'oreillette et le ventricule gauche de l'oreillette et du ventricule droit, évitant le passage du sang entre les deux moitiés du cœur.

Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des oreillettes. La contraction des ventricules est fondamentale pour la distribution du sang. Les oreillettes en se contractant jouent un rôle d'appoint pour le remplissage des ventricules.

Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit, parce qu'il doit exercer une force considérable pour pousser le sang dans tout le corps contre les résistances à l'écoulement,

Alors que le ventricule droit n'assure que la circulation pulmonaire dont les résistances sont bien moindres.

L'examen médical du cœur comporte l'auscultation, l'examen radiologique, l'examen échographique est l'électrocardiogramme (ECG).

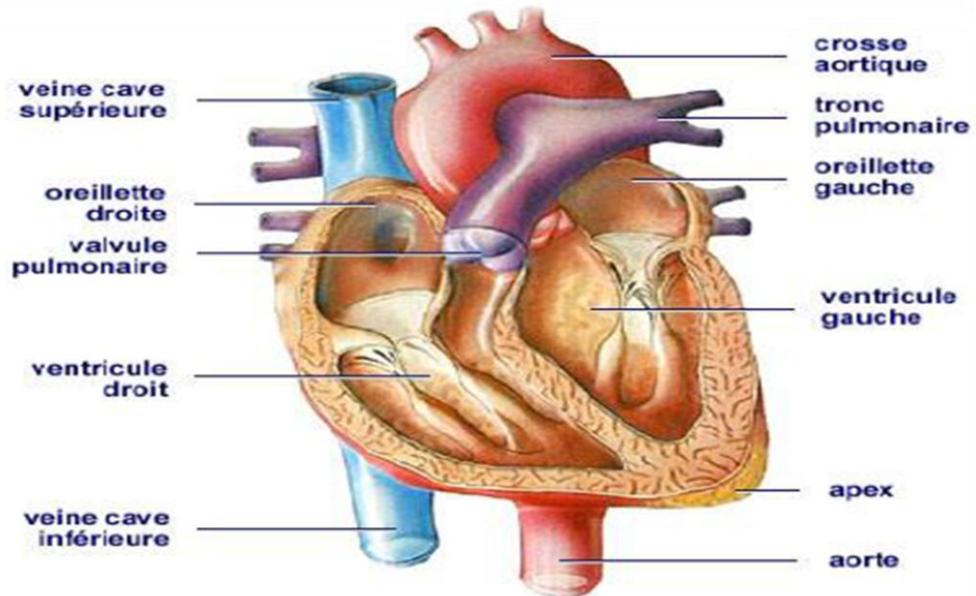


Figure I.2 : Coupe du cœur.

I.2.2 Les valves cardiaques

Les valves cardiaques jouent un rôle très important dans la circulation sanguine. En effet pour qu'une pompe ait son maximum d'efficacité, il faut une valve d'admission et une valve d'échappement. Ces valves qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de refluer et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur. Seuls les ventricules possèdent les deux types des valves.

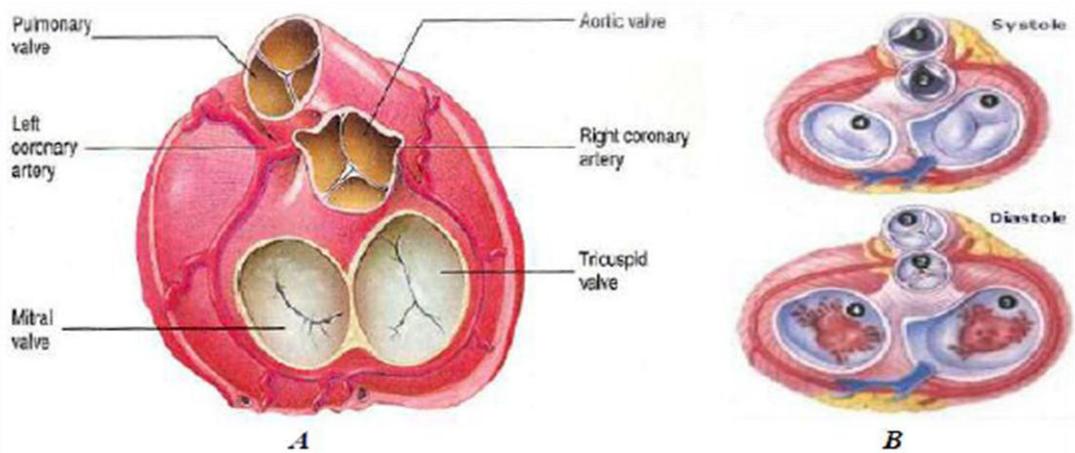


Figure I.3 : Valves cardiaques.

- **Les valves d'admission**(Les valves auriculo-ventriculaires) : Celle du ventricule gauche est formée de deux lames et dénommée valve mitrale et du ventricule droit est formée de trois lames et dénommée valve tricuspide. Sont appelés auriculo-ventriculaires puisque ils gardent l'entrée des oreillettes aux ventricules.
- **Les valves d'échappement** (Les valves semi-lunaires) : se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire. Il s'agit de la valve aortique et la valve pulmonaire sont appelés semi-lunaire en raison de leur forme demi-lune une structure qui empêche le reflux du sang de l'aorte et l'artère pulmonaire dans les ventricules ayant leur ouverture dirigée vers l'extérieur du cœur.

I.2.3 Fonctionnement du cœur

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

Le côté gauche du cœur reçoit le sang fraîchement oxygéné provenant des poumons et le redistribue dans tout le corps. Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche par les quatre veines pulmonaires. Ce sont les seules veines de l'organisme à transporter du sang oxygéné. Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule gauche et doit traverser la valve mitrale, qui contrôle le débit. 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, 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.

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

- **Le tissu de conduction ou tissu nodal** : ce tissu est constitué de cellules présentant des propriétés spécialisées d'excitabilité, de conductibilité et d'automatisme. Ces propriétés permettent la génération régulière et spontanée des impulsions électriques et

la conduction de ces impulsions d'une manière organisée au travers du myocarde, afin d'assurer une contraction adéquate et un pompage efficace.

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

I.2.4. La propagation de l'excitation

La transmission de l'excitation dans les fibres cardiaques s'effectue de proche en proche. Elle résulte d'un flux de courant entre les cellules qui viennent d'être activées et les cellules adjacentes au repos. L'excitation qui est à l'origine du battement cardiaque prend naissance dans le nœud sinusal. Elle se propage de cellule à cellule dans toute la masse du muscle auriculaire pour produire la contraction des oreillettes. L'excitation atteint alors le nœud auriculo-ventriculaire. Ce nœud a un rôle de régulateur. Il impose à l'onde de propagation un certain retard avant de la transmettre au faisceau de His. Celui-ci transmet l'excitation aux ventricules, plus précisément au Faisceau de His et aux fibres de Purkinje qui cheminent sur toute la surface interne des ventricules. Le nœud auriculo-ventriculaire et le faisceau de His constituent le seul lien fonctionnel normal entre les étages auriculaire et ventriculaire. Grâce au retard imposé par le nœud auriculo-ventriculaire, les ventricules ne sont dépolarisés qu'après la fin de la contraction des oreillettes, donc au moment où les ventricules sont remplis, la conduction dans le réseau de Purkinje est très rapide ce qui permet

D'obtenir une contraction à peu près simultanée de l'ensemble des myocards ventriculaires droit et gauche, d'où une expulsion optimale du volume sanguin ventriculaire vers les artères. La repolarisation se produit ensuite de façon plus lente.

I.2.5 Le circuit électrique

Dans le cas normal, l'activité électrique du cœur suit la séquence d'activation suivante :

- **Le nœud sinusal (NS)** : l'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal. Il est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite.
- **Les oreillettes** : l'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes.

- **Le nœud auriculo-ventriculaire (NAV) :** il est situé en bas de l'oreillette droite et constitué de cellules qui présentent une conduction électrique lente. L'activation électrique qui arrive au NAV est ralentie (approximativement 100 ms) avant d'arriver au faisceau de His. Cette propriété physiologique du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, optimisant ainsi la contraction ventriculaire.
- **Le faisceau de His :** il est situé dans la partie haute du septum inter ventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif (non excitable) qui sépare électriquement les oreillettes des ventricules. Dans les cas normaux, le NAV et le faisceau de His constituent la seule voie de propagation de l'activité électrique cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. L'ensemble de ces deux structures est souvent appelé la jonction auriculo-ventriculaire. Une fois dans l'étage ventriculaire, le faisceau de His se divise en deux branches, la gauche et la droite.
- **La branche droite :** elle est située le long de la partie droite du septum inter ventriculaire et facilite la conduction de l'activité électrique dans le ventricule droit.
- **La branche gauche :** cette branche se subdivise en deux hémibranches, l'une antérieure gauche et l'autre postérieure gauche.
- **Les fibres de Purkinje :** les branches du faisceau de His dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation.

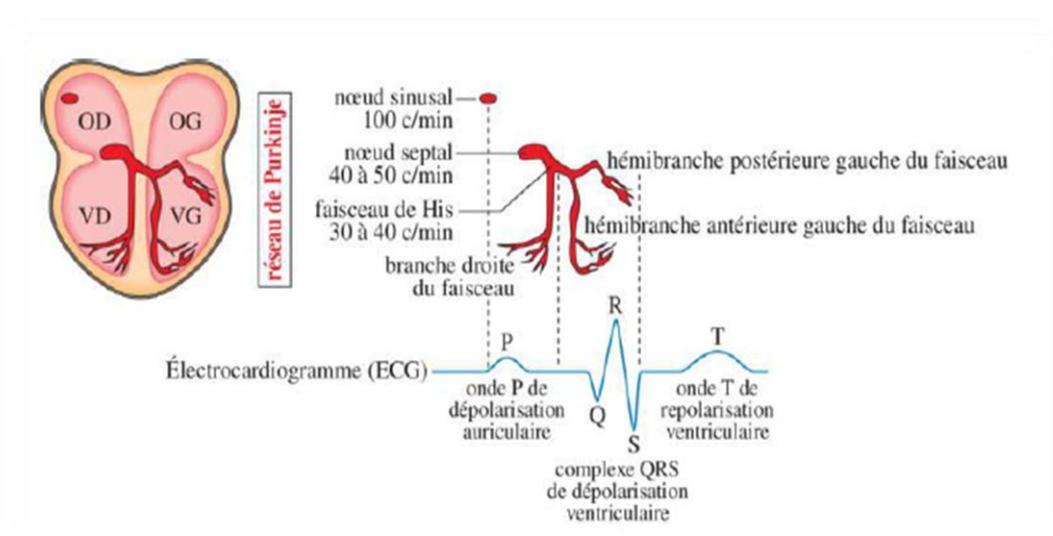


Figure. I.4. Le tissu nodal

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

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.

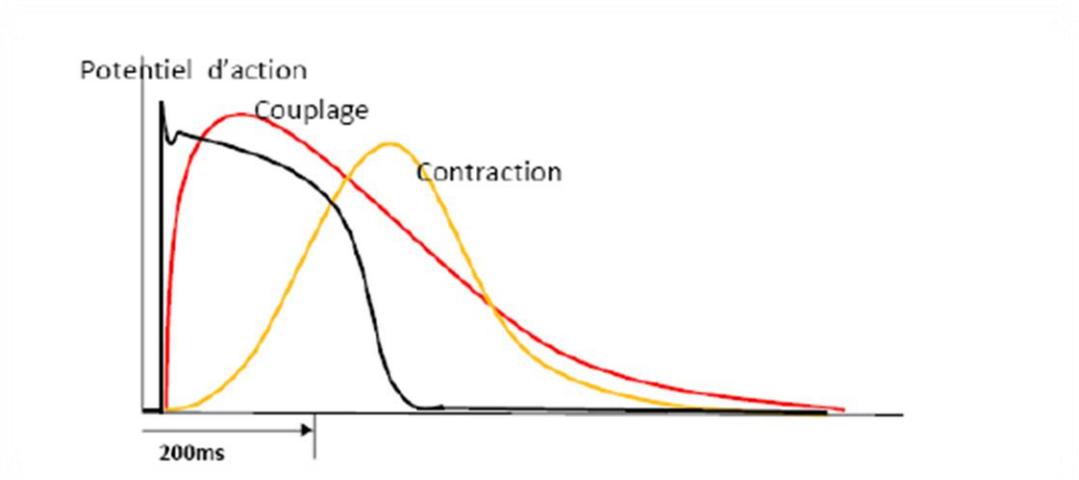


Figure I.5 L'excitation, la propagation et la contraction cardiaque.

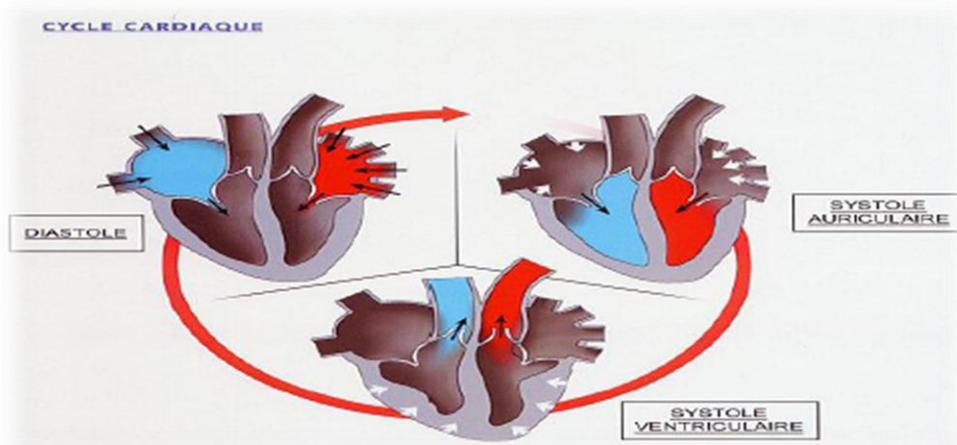


Figure. I.6. Cycle cardiaque

I.3. Phono cardiogramme

Phono cardiogramme 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 (Figure. I.7).

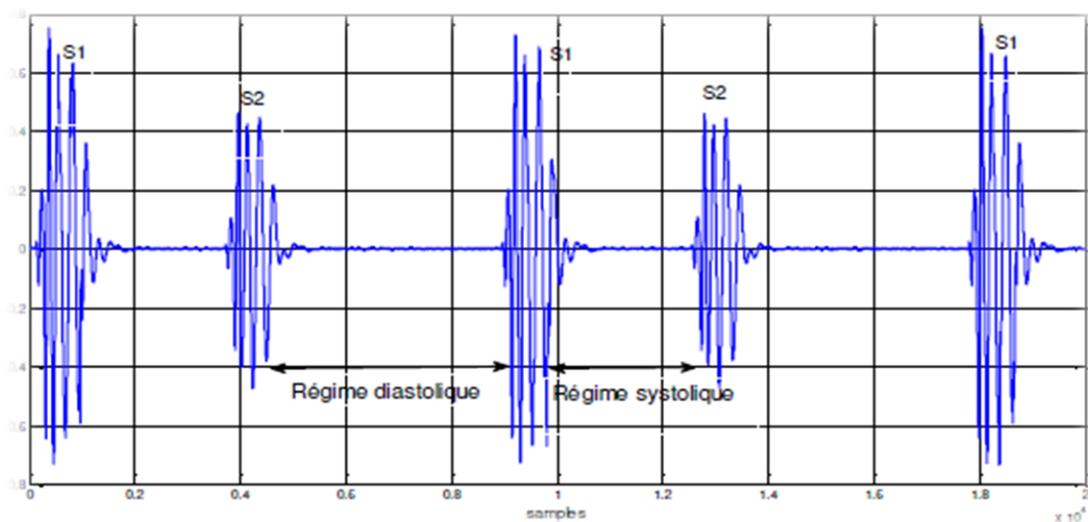


Figure. I.7.Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal

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.

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 1ier bruit du cœur.

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

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

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

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

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

2. La diastole ventriculaire

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

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

Lorsque la pression dans le ventricule devient inférieure à la pression dans l'atrium, il y a ouverture des valves auriculo ventriculaires.

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

- phase de remplissage rapide : elle correspond à la dernière partie descendante de la courbe. La pression dans l'oreillette est supérieure à la pression dans le ventricule ; d'où remplissage Rapide du ventricule. Les 03 bruits cardiaques correspondent à la fin de cette phase.
- Phase de remplissage lent : la pression dans le ventricule commence à s'élever lentement Alors que la pression dans l'atrium continue à diminuer, le ventricule poursuit son remplissage.

- Phase de diastasis : qui est la phase pendant laquelle il y a égalité des pressions dans le ventricule et l'oreillette, c'est une période de repos complet pour le cœur. Lorsqu'il y a accélération de la fréquence cardiaque, cette phase diastasis disparaît.
- Phase de remplissage actif : pendant laquelle il existe une élévation transitoire de la pression ventriculaire qui est due à la systole auriculaire qui chasse le sang restant dans l'atrium vers le ventricule et termine ainsi le remplissage du ventricule ; cette phase correspond au quatre Bruit cardiaque.

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).
- ✓ 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 Sigmoides 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).

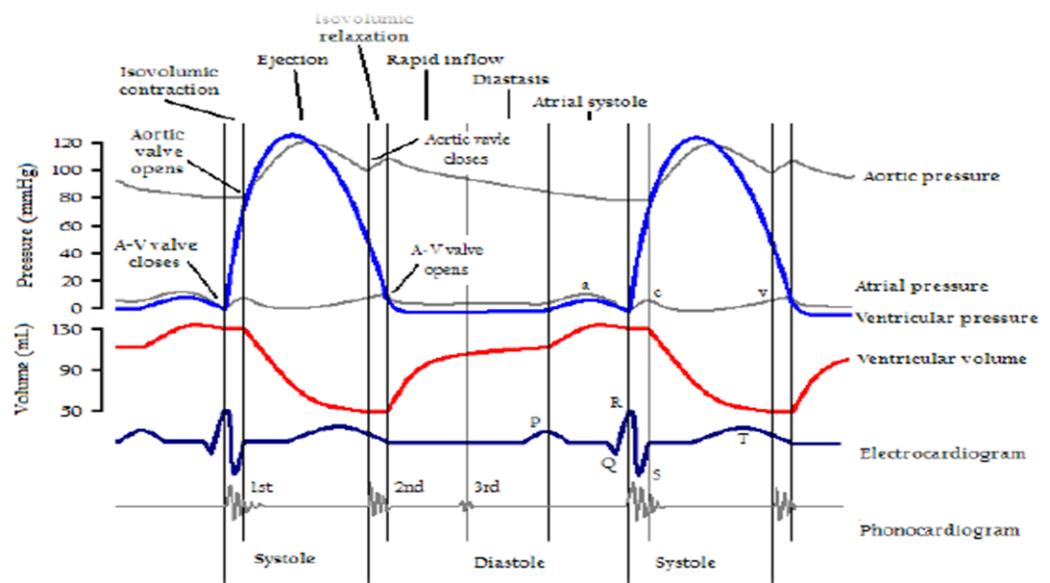


Figure I.8 : La boucle pression volume d'un cycle cardiaque.

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 produites 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 S2 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.

I.4.1.3. L'ouverture de la mitrale

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

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.

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.

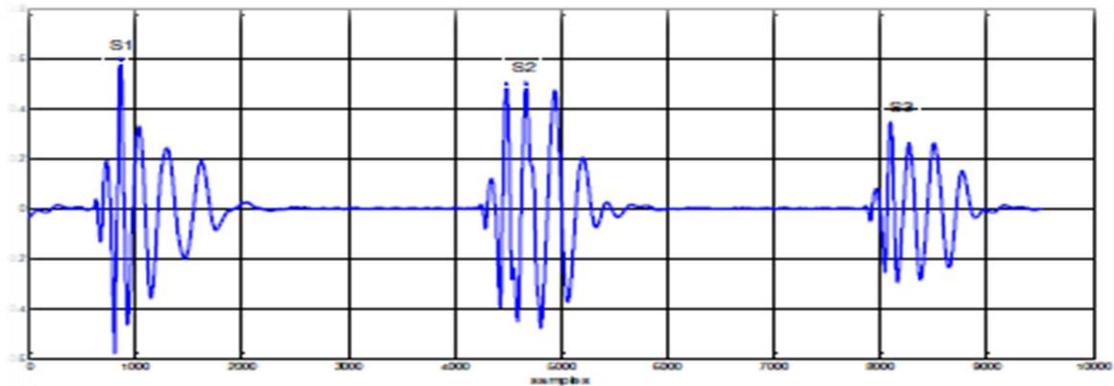


Figure. I.9. Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S3)

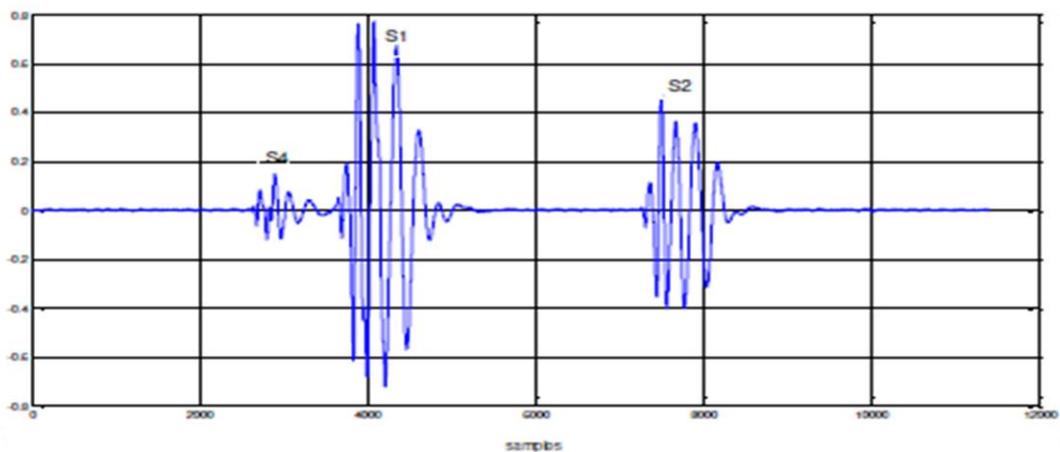


Figure. I.10. Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (S4)

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:

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 en 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 en peut citer : Le souffle d'insuffisance Valvulaire aortique, rétrécissement mitral, rétrécissement tricuspidiennne.

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.

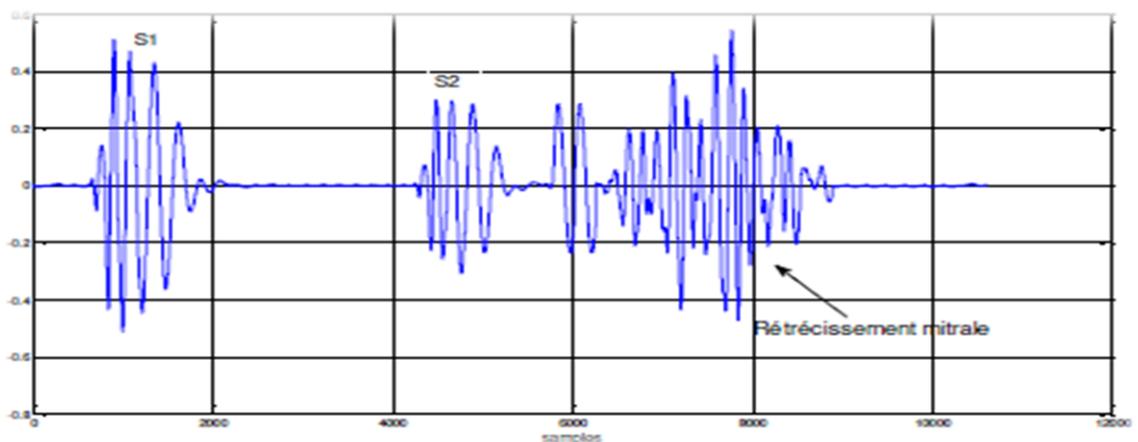


Figure. I.11. Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral

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.

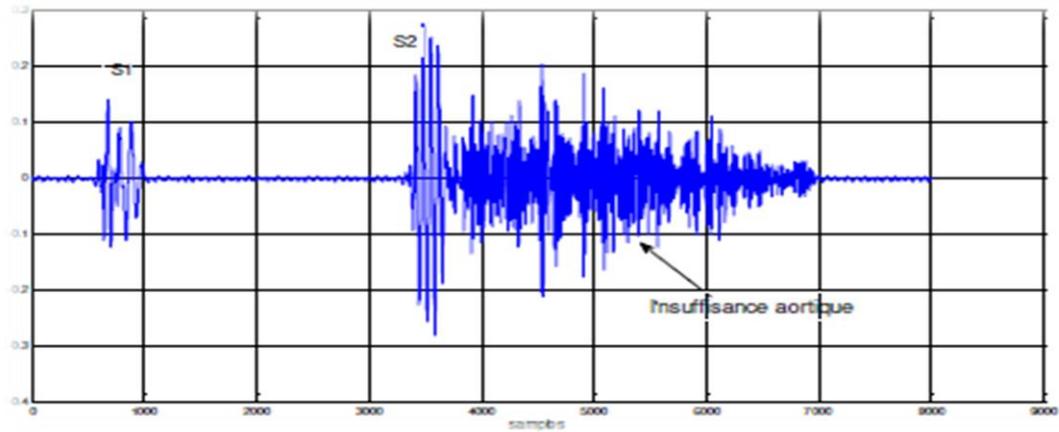


Figure. I.12. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique

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 qui fait obstacle à l'éjection de sang du ventricule gauche aux différents organes pendant la systole.

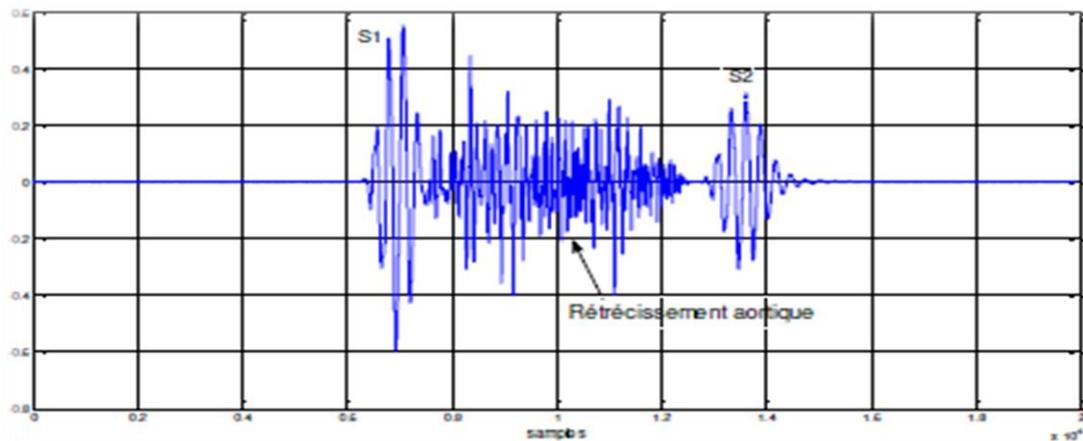


Figure. I.13. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Rétrécissement aortique de forte Intensité

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.

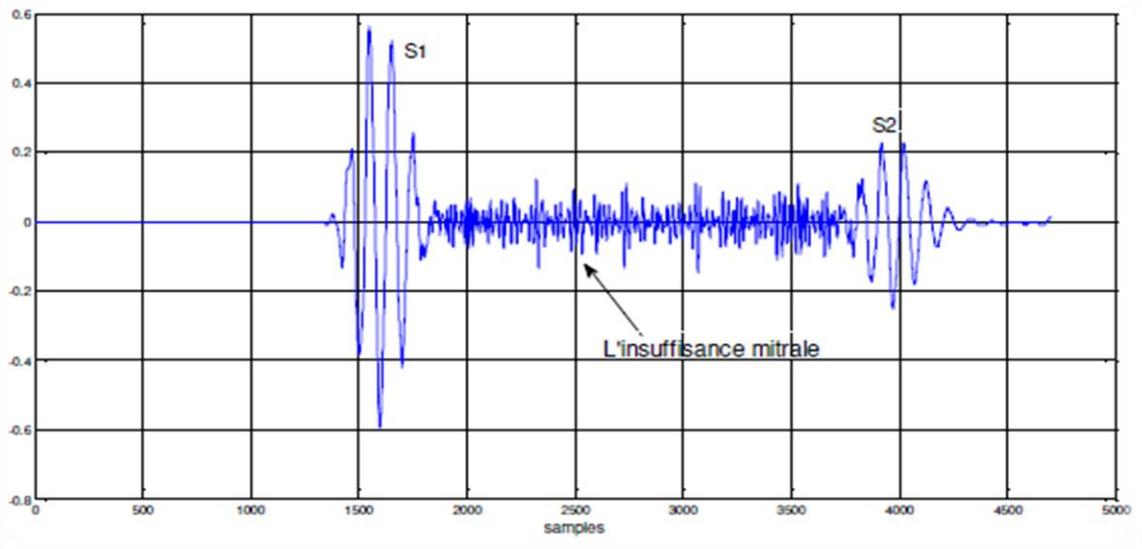


Fig. I.14. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale

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.

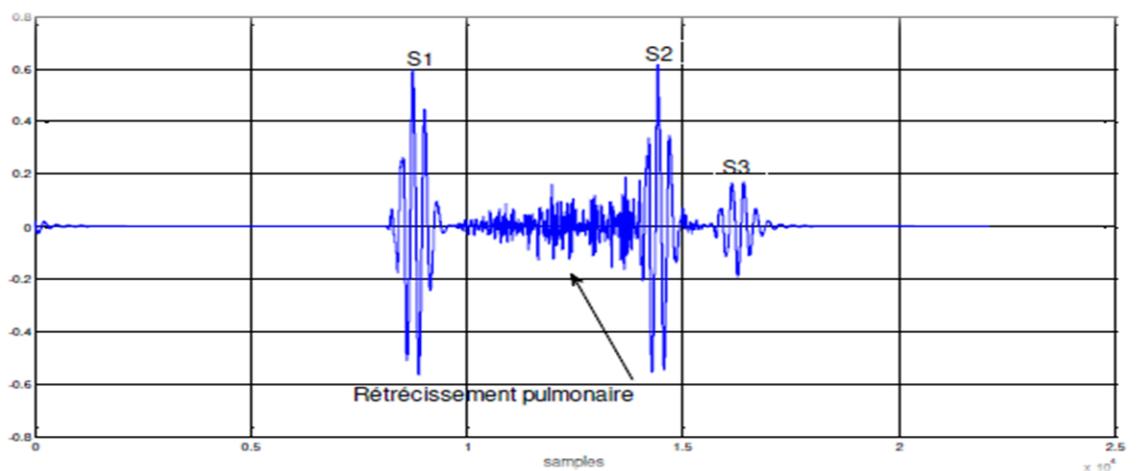


Figure. I.15. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Rétrécissement pulmonaire accompagné par un son ou souffle S3

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...).

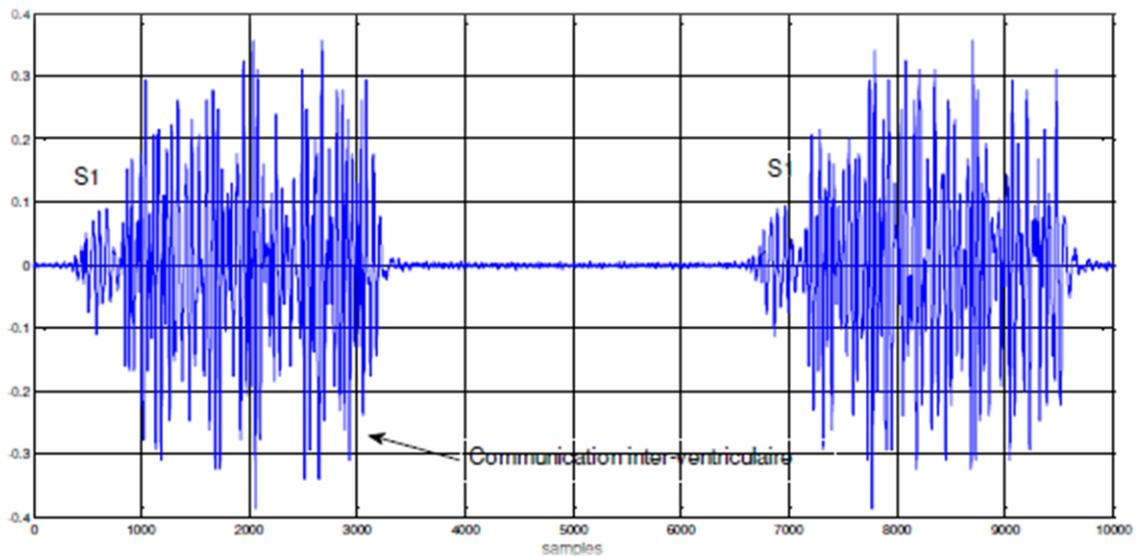


Figure. I.16. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une Communication inter-ventriculaire

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).



Figure. I.17. Phonocardiographie cardiosim IV.

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.

Introduction

Ce chapitre traite dans un premier temps les différentes techniques rencontrées dans la littérature qui peuvent être utilisées dans l'extraction des caractéristiques d'un signal, et de façon plus détaillée celles que nous avons choisies dans notre recherche.

I. Etat de l'art

Dans le but d'apprécier et contrôler un environnement après avoir obtenu une mesure numérique du phénomène physiologique étudié, on doit souvent traiter ce signal numérique pour en extraire l'information recherchée.

La phonocardiographie comme étant une méthode non invasive fondée sur l'enregistrement des vibrations ou oscillations de fréquences diverses, correspondant aux bruits cardiaques normaux ou pathologiques, est capable de fournir aux cliniciens un outil complémentaire par un enregistrement graphique des bruits cardiaques et souffles entendus pendant l'auscultation cardiaque. Malgré cela la propriété non stationnaire de ces signaux rend la phonocardiographie clinique incapable de fournir des informations fréquentielles.

Dans ce cadre, de nombreux chercheurs ont tenté d'analyser les bruits cardiaques par l'application de différentes techniques du traitement du signal, telles que : la transformée de fourrier (**F.F.T**), la transformée de Fourier à court terme (**T.F.C.T**), la distribution de Wigner-ville, la transformée en ondelettes (**W.T**) , la segmentation des bruits cardiaques ainsi que la classification des bruits cardiaques par réseau de neurone.

L'application de la **F.F.T** dans l'analyse des signaux **PCG** a été largement appliquée. En effet, BF. Beritelli et S. Serrano, ont constaté qu'à partir d'une représentation fréquentielle par application de la **F.F.T** on peut identifier facilement les différents bruits cardiaques , toutefois les travaux d'A. K. Abbas et R. Bassam, ont montré qu'il n'existe aucune définition universelle pour déterminer le début et la fin de ces bruits. [2]

Les travaux de S.M.Debbal et F.Bereksi-Reguig, sur l'application de la **F.F.T** dans l'analyse des signaux **PCG** (bruits cardiaques, click ou souffle), montrent que cette technique ne peut donner que des informations fréquentielles sur leur évolutions, celle-ci rend

impossible d'offrir le délai temporelle entre les composantes internes des bruits cardiaques tel que : le split (A2-P2). [13]

II. Classification des signaux

Les techniques utilisées pour traiter des signaux ou analyser la réponse d'un système à un signal dépendent énormément des attributs et des caractéristiques de ces signaux. Ainsi, tout traitement du signal doit nécessairement commencer par une classification de ces signaux.

Signaux déterministes : ils sont appelés aussi des signaux certains, car ils sont parfaitement déterminés par la connaissance ou la mesure d'un nombre fini de paramètres. Ces signaux peuvent être :

Non périodiques ou impulsionnels : ce sont des signaux de type transitoire non répétitifs représentant un phénomène dont l'énergie d'activation a été fournie à un instant donné et se dégrade dans les éléments dissipatifs du système.

Soit $S(t)$ un signal quelconque avec des valeurs scalaire non négatives, E_s (énergie), P_s (puissance moyenne). Les relations mathématique d'énergie et de la puissance s'expriment sous les formes suivantes:

$$E_s = \int_{-\infty}^{+\infty} |S(t)|^2 dt \quad \text{II.1}$$

$$P_s = \lim_{T \rightarrow +\infty} 1/T \int_{-T/2}^{T/2} |S(t)|^2 dt \quad \text{II.2}$$

C'est signaux ont une puissance moyenne infinie mais ont une énergie finie : $E_s < +\infty$ donc donc $S(t) \in L^2(\mathbb{R})$.

Périodiques : ce sont des signaux à puissance finie, ou E_s n'est pas bornée. En effet ces signaux décrivent des régimes permanents.

Signaux aléatoire : la plupart des signaux naturels sont aléatoires, car ils ont un caractère non-reproductible et imprévisible, exemple de tels signaux : signaux reçus par un radar, de la parole, de l'électrocardiogramme,....

On peut également classer le signal soit suivant sa représentation continue, où il prendre toutes les valeurs possibles sur un intervalle fini ou infini, soit suivant sa représentation discret (digital), ou bien suivant sa valeur réelle ou complexe.

Par exemple, le signal $S_1(t) = A \sin 5\pi t$ est un signal à valeur réelle ; cependant, le signal $S_2(t) = A e^{j2\pi t} = A \cos 3\pi t + jA \sin 3\pi t$ est un signal à valeurs complexes.

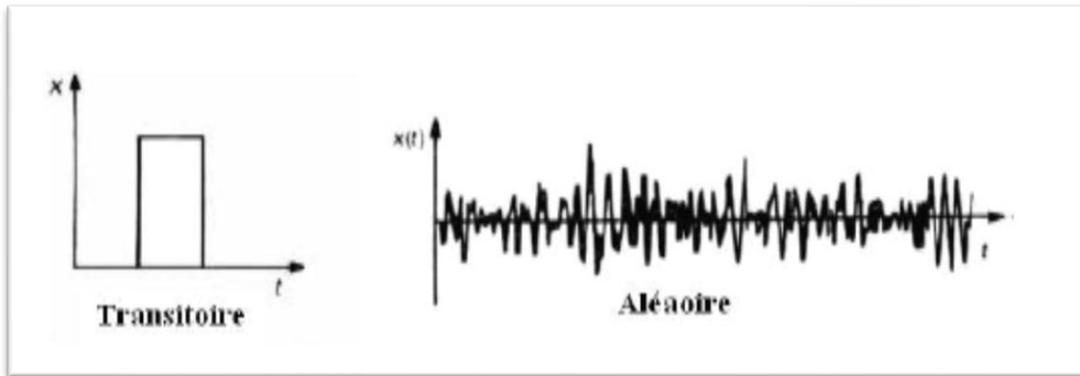


Figure II.1: Exemple d'un signal transitoire et aléatoire

II.1. Représentation temps-fréquence : de Fourier aux ondelettes

Afin de pouvoir extraire certains paramètres d'intérêt cliniques, on fait appel souvent aux différentes techniques du traitement numériques du signal tel que la transformée de Fourier (équation II.1). Cette dernière est toujours considérée comme un outil mathématique très puissant pour analyser le comportement fréquentiel des signaux électro physiologiques. Elle permet d'explorer la composition fréquentielle du signal et par ses propriétés de lui appliquer des opérateurs de filtrage.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad \text{II.3}$$

Mathématiquement, la transformée de Fourier consiste à décomposer le signal sur un ensemble des fonctions de base que sont les cosinus, les sinus ou l'exponentielle imaginaire. Elle permet de représenter comment l'énergie d'un signal est distribuée en fonction de la fréquence.

Malheureusement, il est apparu que cette décomposition de Fourier n'était pas toujours satisfaisante puisqu'elle permet de fournir seulement les composants fréquentiels présentes dans le signal analysé sans indication sur les instants de leurs apparitions. Ceci la

rend moins performante pour le traitement des signaux non stationnaires tel que les signaux électro-physiologiques comme le signal électrocardiogramme.

Cet inconvénient majeur de la transformée de Fourier donne naissance à d'autres techniques qui se fondent soit sur une analyse temps-fréquence, et la première idée qui vient naturellement à l'esprit est de limiter le domaine d'intégration temporel à l'aide d'une fonction "fenêtre" que l'on pourra glisser pour localiser l'information dans le signal, on obtient ainsi la transformée de Fourier à fenêtres glissantes ou la transformée de Fourier à court terme TFCT (équation II.4).

$$X(r, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) g(t - \tau) e^{-j2\pi ft} dt \quad \text{II.4}$$

Où x est le signal à analyser et g une fonction "fenêtre" appropriée centrée sur.

Cependant, la TFCT présente un inconvénient important. Le fait de restreindre la durée de la fenêtre d'observation à une durée Δt finie, crée dans le spectre de Fourier, des composantes qui ne sont pas représentatives du contenu fréquentiel du signal que l'on cherche à analyser. D'après le principe de Heisenberg (équation II.5) aucun signal ne peut être simultanément localisé en temps et en fréquence.

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{1}{4\pi} \quad \text{II.5}$$

Le choix d'une fenêtre étroite permet d'avoir une bonne résolution temporelle tandis qu'une fenêtre temporelle large conduit à une bonne résolution fréquentielle. Malheureusement, une fois la fenêtre est choisie, sa taille est fixe et par conséquent la résolution temporelle et fréquentielle sont à leur tour définitivement fixées.

La figure II.2 montre que l'espace de représentation, appelé plan temps-fréquence, est donc pavé de cellules élémentaires fixes dont la taille ne varie ni avec le temps ni avec la fréquence.

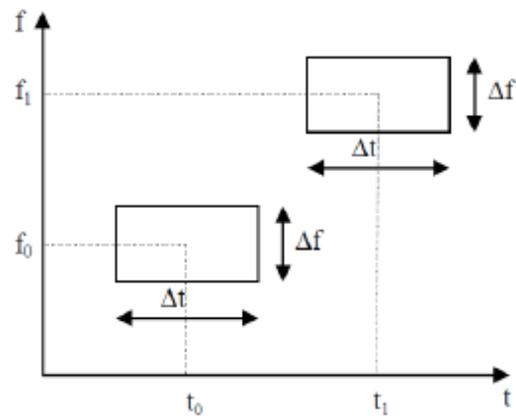


Figure II.2. Pavage temps-fréquence pour la transformée de Fourier à fenêtre glissante.

Par contre, pour une bonne représentation temps-fréquence du signal étudié, nous souhaitons une résolution temporelle élevée (Δt petit) pour les hautes fréquences, ainsi qu'une résolution temporelle faible (Δt grand) pour les fréquences plus basses.

Or, Cette approche n'est pas pleinement satisfaisante à cause du choix de la fenêtre utilisée (Hanning, Hamming, Gauss, ...) et plus précisément du choix de sa largeur qui va compromettre la notion de résolution (temporelle et fréquentielle) et de stationnarité du signal.

Si nous employons une fenêtre de longueur infinie, nous obtenons la TF qui donne la résolution parfaite de fréquence, mais aucune information du temps. En outre, afin d'obtenir une stationnarité, nous devons avoir une fenêtre assez étroite, dans laquelle le signal est stationnaire.

Cette exigence n'est pas facile à satisfaire lors de l'utilisation de la transformée de Fourier par fenêtres glissantes TFFG. Par conséquent, la transformée en ondelettes c'est rapidement imposée comme un outil de base pour les représentations temps-fréquence pour surmonter ces inconvénients.

II.2. Transformée en ondelettes (T.O)

Au cours des exigences croissantes de la recherche d'hydrocarbures, et dans le contexte d'analyser les signaux d'exploitation pétrolière, J, Morlet et P.Grossman (1984) proposent une méthode de reconstruction des signaux sismiques multidimensionnels

permettant une représentation des hautes fréquences à l'aide d'une représentation temps-fréquence.

La Transformée en ondelettes (**T.O**), est une approche analytique très intéressante, elle facilite le problème de la résolution par l'application d'une analyse multi-résolution sur le signal étudié. Comme son nom indique, cette analyse permet d'avoir des résolutions temporelles et fréquentielles différentes « la résolution était la même du début, jusqu'à la fin du signal pour la **T.F.F.G** ».

La **T.O** fournit une **bonne résolution temporelle** (une mauvaise résolution fréquentielle) **aux hautes fréquences** c.-à-d. on va utiliser **des rectangles plus larges en fréquences et plus localisés en temps**, et une **bonne résolution fréquentielle** (une mauvaise résolution temporelle) **aux basses fréquences** c.-à-d. une grande largeur en fréquences n'est pas nécessaire, on peut donc utiliser **des rectangles plus larges en temps**.

L'analyse par transformée en ondelettes consiste à décomposer le signal sur un base d'ondelettes en commençant par la fonction $\Psi(t)$ qui est l'ondelette mère (le terme mère implique que les fonctions d'intervalles de support différents utilisées dans le processus de transformation dérivent toutes d'une fonction principale).

La fonction $\Psi(t)$ a une forme d'une petite onde, donc cette transformation a pris le nom de transformation d'ondelettes (en anglais little wave ↔ wavelet). (**Figure. II.3**)

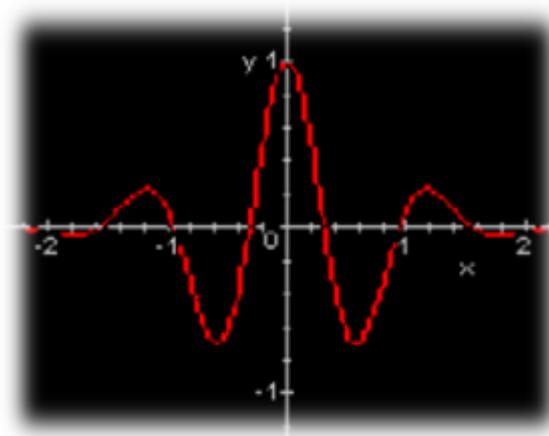


Figure. II.3: Ondelette mère

Elle possède deux coefficients :

s ou **a** = **coefficient d'échelle** (coefficient de dilatation de l'ondelette) = $1/f$.

τ = coefficient de translation (déplacement de la fenêtre le long du signal).

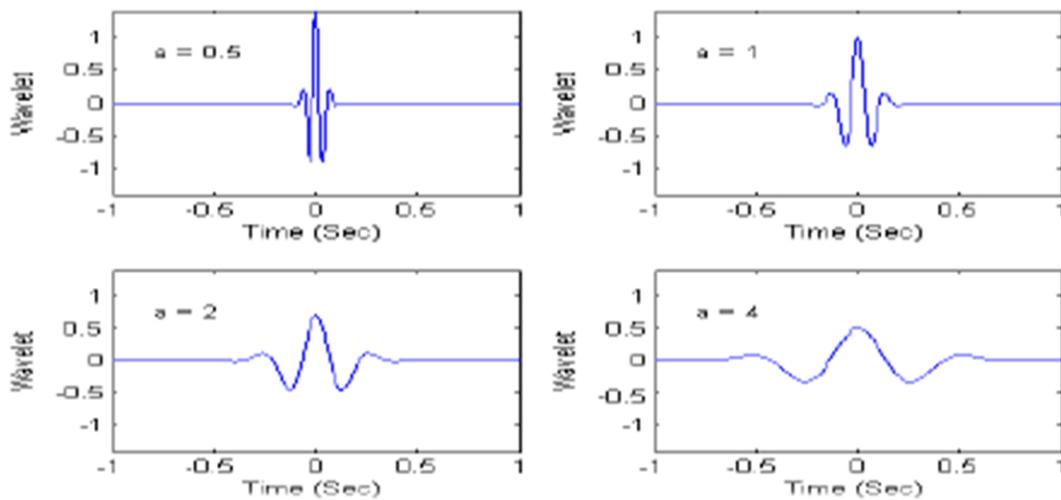


Figure II.4: Ondelette de Morlet avec différents facteurs de dilatation ($a=0.5$, $a=1$, $a=2$ et $a=4$).

La position de l'ondelette à une échelle donnée peut facilement être modifiée en décalant simplement l'ondelette. (**Figure. II.5**)

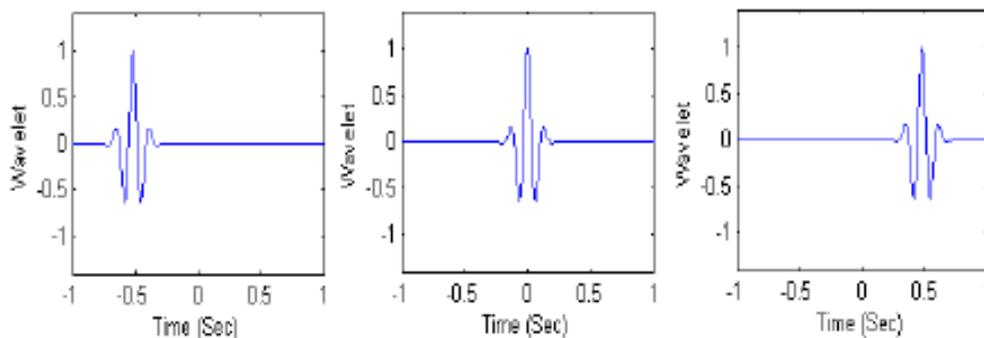


Figure II.5: Ondelette de Morlet avec différents facteurs de translation ($\tau=-0.5$, $\tau=0$ et $\tau=0.5$).

Les éléments théoriques

Pour analyser des signaux (structures) avec différentes dimensions, il est nécessaire d'utiliser des atomes temps-fréquences avec des supports temporels différents. Les transformées d'ondelettes décomposent les signaux à travers des ondelettes dilatées et translattées.

Une ondelette est une fonction $\Psi(t) \in L^2(\mathbf{R})$.

avec une valeur moyenne nulle. Elle est normalisée $\|\Psi\|=1$ et centrée au voisinage de $t=0$. Une famille d'atomes $\Psi_{s,\tau}(t)$ temps- fréquence est obtenue par une dilatation (ou contraction) de $\Psi(t)$ par s (facteur d'échelle) et translation par τ

$$\Psi_{s,r}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \frac{\Psi(t - \tau)}{s} \quad \text{II.6}$$

A partir de cette équation on constate que les ondelettes $\Psi_{s,\tau}(t)$ ont la même forme que l'ondelette mère, $\Psi(t) = \Psi_{1,0}(t)$ sauf le changement d'échelle ($s < 1$: contraction ; $s > 1$: délimitation).

Le facteur de normalisation $s^{-1/2}$ assure que l'énergie soit la même pour toutes les valeurs de $\Psi(t)$. Donc dans l'équation ci-dessous, on a:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\Psi_{s,r}(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{+\infty} |\Psi(t)|^2 dt = 1 \quad \text{II.7}$$

Pour que la fonction $\Psi(t)$ soit une ondelette, elle doit satisfaire les conditions d'admissibilité suivantes :

- Etre **continu**, absolument intégrable et de carré intégrable (énergie finie) :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\Psi_{s,r}(t)|^2 dt < \infty \quad \text{II.8}$$

- Etre **admissible**, l'ondelette doit être une fonction de moyenne nulle :

$$\Psi(0) = 0 \text{ ou } \int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(t) dt = 0 \quad \text{II.9}$$

Etre **analytique** : sa transformée de Fourier doit être nulle pour $f < 0$.

II.2.1. La transformée en ondelette continue

II.2.1.1. Définition

La transformée en ondelettes remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par une famille de translations et dilatations d'une même fonction, l'ondelette notée Ψ .

Pour un signal $x(t)$ d'énergie finie, on définit sa transformée en ondelettes continue par la fonction $TOC(s, \tau)$ par l'équation II.10 :

$$TOC(s, \tau) = \langle x, \Psi_{s, \tau} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi_{s, \tau}^*(t) dt \quad \text{II.10}$$

Le signal $x(t)$ est alors représenté par ses coefficients d'ondelettes $TOC(s, \tau)$ qui permettent de mesurer les fluctuations, à l'échelle "s", du signal $x(t)$.

L'ondelette est translatée et en même temps centrée sur le paramètre b , qui est le point autour duquel l'analyse se fait, a est le paramètre d'échelle qui caractérise de la finesse de l'analyse. Plus a est grand, plus $\Psi_s(t)$ est dilatée et donc plus l'analyse se fait sur une large partie de $x(t)$.

Ainsi, de par ses caractéristiques de dilatation et de translation, la transformée en ondelette est représentée dans le plan temps-échelle par une fenêtre variable dont la largeur diminue lorsqu'on se concentre sur les événements de petite échelle (fréquences hautes) ou s'élargit lorsqu'on s'intéresse au comportement à grande échelle (fréquences basses).

Cette capacité d'adaptation en fonction de l'échelle d'analyse permet de considérer la transformée en ondelette comme un microscope mathématique.

Pour une échelle "s" fixée, on peut voir la transformée en ondelettes continue comme un produit de convolution (équation II.11):

$$TOC(s, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi_{s, \tau}^*(t) dt = x * \Psi_s^* \quad \text{II.11}$$

Ou l'on a :

$$\Psi_s^*(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi^*\left(-\frac{t}{s}\right) \quad \text{II.12}$$

Comme $\psi(0) = 0$ (car ψ est de moyenne nulle), On peut interpréter $\Psi(\omega)$ comme la fonction de transfert d'un filtre passe-bande.

En utilisant les propriétés de translation et de changement d'échelle de la transformation de Fourier, la transformée de Fourier de $\psi(t)$ peut s'écrire :

$$\Psi_s(\omega) = \sqrt{s} \Psi(s\omega) \quad \text{II.13}$$

Par conséquent, la convolution dans l'équation (II.13) permet de calculer la transformée en ondelettes d'un signal $x(t)$ avec des filtres passe-bande dilatés.

II.2.1.2. Reconstruction

Pour la reconstruction du signal, la conservation d'énergie entre la fonction et sa transformée permet d'assurer une reconstruction parfaite. Elle est analogue à l'égalité de Parseval pour la transformée de Fourier (TF)

En effet, on dispose d'une formule inverse pour le calcul de la transformée en ondelettes continue.

La formule de reconstruction est donnée par :

$$x(t) = \frac{1}{C_\Psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} TOC(s, \tau) \Psi_{s,\tau}(t) \frac{dsd\tau}{s^2} \quad \text{II.14}$$

Cette possibilité reste théorique car le calcul n'est possible que numériquement et sa convergence peut-être très lente.

II.2.2. La transformée en ondelette discrète

La transformée en ondelette discrète (TOD) est essentiellement introduite pour réduire la redondance des coefficients obtenus lors de l'application d'une transformée en ondelette continue (TOC).

II.2.2.1. Définition

La transformée continue en ondelettes, définie par l'équation (II.10), est fondée sur une décomposition du signal par des ondelettes dont les paramètres de dilatation et de translation sont des variables continues.

Outre, lors du traitement des signaux numériques, une discrétisation des paramètres a et b est nécessaire. En conséquence l'intégrale de l'équation (II.14) exprimant la conservation de l'énergie est elle aussi discrétisée, ce qui pose la question des conditions dans lesquelles l'approximation de cette intégrale sera applicable.

Il est nécessaire de donner une règle sur la discrétisation des pas de dilatation et translation des ondelettes.

À condition de respecter cette règle, la conservation de toutes les informations du signal peut être assurée, ce qui permet d'avoir une expression applicable numériquement de la transformée inverse en tant que série d'ondelettes discrète.

Nous pouvons choisir d'échantillonner le signal en utilisant l'ondelette «comme un microscope » : puisque la taille de l'ondelette varie selon la dilatation, la conservation d'un même pas d'échantillonnage temporel est redondante et inutile.

En basses fréquences, on utiliserait beaucoup d'ondelettes pour représenter peu d'informations, la transformée théorique est donc redondante. De même, puisque la bande de fréquence couverte par l'ondelette est plus large en hautes fréquences, on aura besoin de moins d'ondelettes pour représenter cette bande.

Morlet a proposé de créer des bases de fonctions construites sur le modèle suivant :

$$\Psi_{j,k}(t) = a_0^{-j/2} \Psi(a_0^{-j} t - kb_0) \quad \text{II.15}$$

Avec :

$$a_0 > 1 \text{ et } b_0 > 0 \text{ fixés et } j, k \in \mathbb{Z} \quad \text{II.16}$$

Cette discrétisation attribue des valeurs à l'échelle a ou s sur une échelle logarithmique avec des paramètres de translation qui lui sont proportionnels :

$$a = a_0^j \text{ et } b = kb_0 a_0^j \quad \text{II.17}$$

Une gamme d'échelles couramment utilisées est la gamme dyadique, soit $a_0 = 2$ et $b_0 = 1$.

On obtient, ainsi, des familles constituées des fonctions de la forme :

$$\Psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \Psi(2^{-j} t - k) \quad \text{II.18}$$

Cependant, on trouve, très souvent dans la littérature, une transformée en ondelettes dyadique où seul le paramètre d'échelle est échantillonné $\{ 2^j \} j \in Z$ selon une suite dyadique et le paramètre b reste une variable continue. Une telle transformée, pour un signal $x(t)$, peut s'écrire en utilisant l'équation (II.11) :

$$TOD(2^j, b) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{2^j} \right) dt \quad \text{II.19}$$

II.2.2.2. L'analyse multi résolution

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

La théorie de la multi-résolution conçoit la transformée en ondelettes discrètes TOD comme une séquence d'application de filtres.

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

Selon Mallat, nous pouvons séparer les détails et les approximations en faisant appel à une paire de filtre H et G, appelées aussi filtres à miroirs quadratique, qui sont un filtre passe bas et un filtre passe haut complémentaires (ils ont la même fréquence de coupure) et dont les réponses impulsionnelles doivent satisfaire certaines conditions.

Le processus de cet algorithme de Mallat à son premier niveau est illustré dans la (figure II.6).

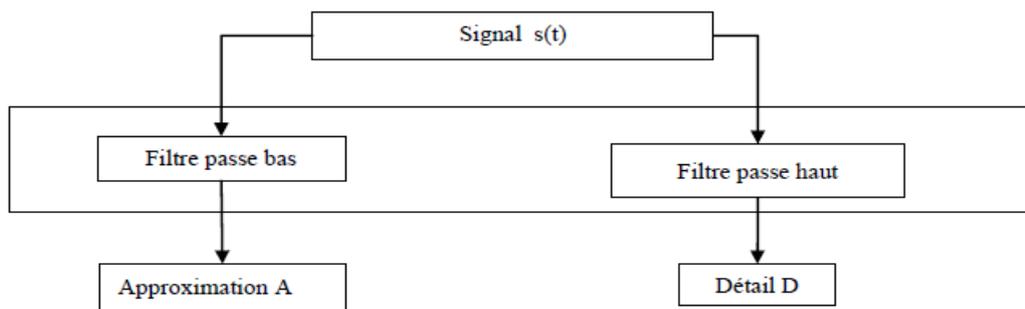


Figure II.6. Principe de l'algorithme de Mallat

Pour passer au niveau suivant de la décomposition, on applique la même opération à l'approximation A. le processus est par la suite itéré a chaque fois qu'on obtient une approximation (figure II.7).

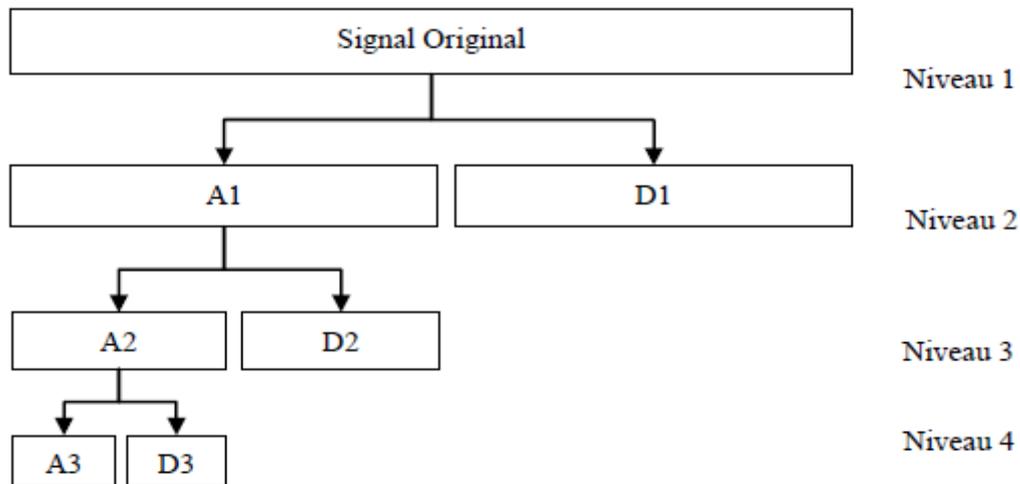


Figure II.7. Décomposition par ondelettes

Le calcul des coefficients se fait donc de manière itérative et hiérarchique. La différence entre une approximation A_n et l'approximation qui la suit A_{n+1} représente le détail D_{n+1} .

Il est évident donc que l'approximation au nième niveau est plus riche en terme de contenu informationnel que des approximations des niveaux supérieurs ($> n$).

En effet, si nous supposons que le signal original $x(t)$ contient N échantillons alors nous obtiendrons $2N$ échantillon à la sortie de la cellule constituée par la paire du filtre en miroir quadratique Ce problème peut être réglé en introduisant une opération de sous-échantillonnage de facteur 2 après chaque décomposition.

Au dernier niveau de décomposition, nous auront alors 1 coefficient de détail et 1 coefficient d'approximation, ce qui nous donne un total de $N-1$ coefficients de détails et 1 coefficient d'approximation.

II.2.3 Paquet d'ondelette

La transformée en paquet d'ondelette proposée par Coifman et Wickerhauser est une généralisation de la transformée d'ondelette discrète TOD.

En effet, la TOD ne Permet pas une bonne séparation des fréquences très hautes tout en conservant la non-redondance de la représentation temps-fréquence.

Il est à noter que le principe de la TOD consiste à décomposer au premier niveau, le signal analysé en deux sous espaces de résolution inférieure : A_{n+1} et D_{n+1} .

Au niveau suivant de la décomposition, seul l'espace de l'approximation A_{n+1} qui va subir une décomposition. Par conséquent, Le fait que l'espace D_{n+1} ne subit pas une décomposition, les très hautes fréquences contenues dans ce détail D_{n+1} ne seront pas séparées.

La décomposition en paquets d'ondelettes représente une extension de la TOD. Elle consiste à générer, à partir d'une ondelette mère, une librairie de bases d'ondelettes. Chacune de ces bases offre une représentation propre du signal original.

Cette librairie peut être alors construite en décomposant, non seulement les espaces des approximations, mais aussi les espaces des détails. Cette nouvelle approche peut être représentée sous forme d'un arbre binaire ou chaque nœud correspond à un paquet d'ondelette comme illustré dans la (figure II.8).

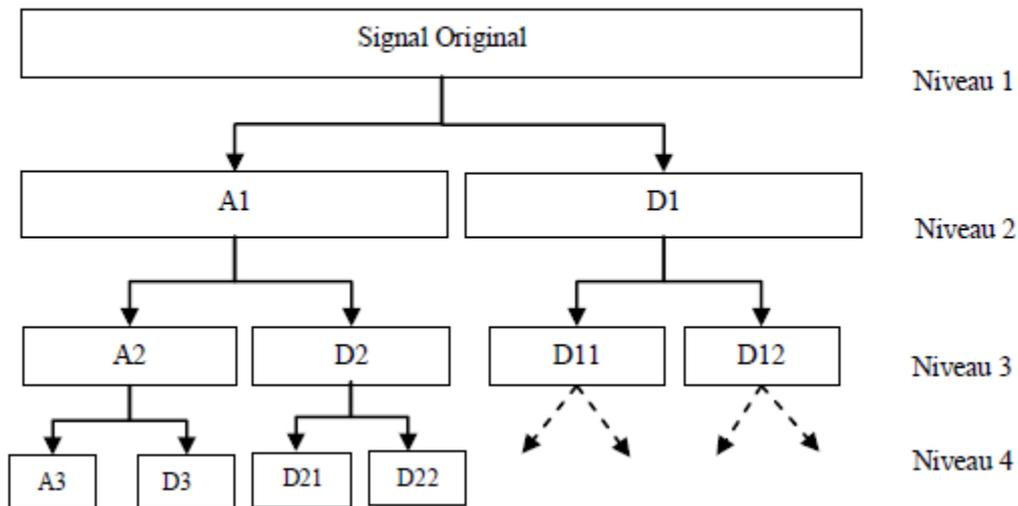


Figure II.8 : Décomposition par paquets d'ondelettes

La décomposition complète d'un signal en paquets d'ondelettes permet d'avoir une représentation redondante et seules certaines combinaisons de paquets constituent une représentation significative et non redondante.

II.2.4. 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). (Figure. II.9).

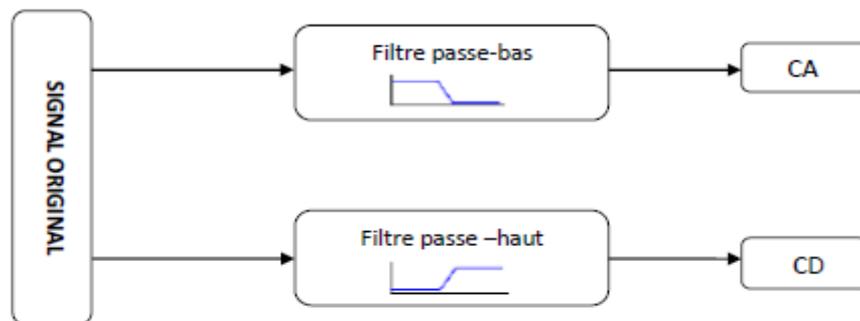


Figure II.9 : Filtrage en une seule étape.

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 synthétisation du signal d'origine sera possible par le biais de l'opération inverse.

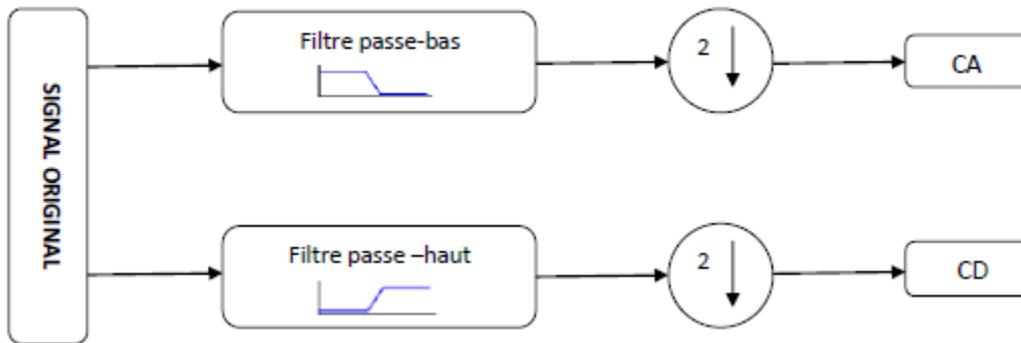


Figure II.10 : Algorithme de Mallat niveau 1, phase de décomposition.

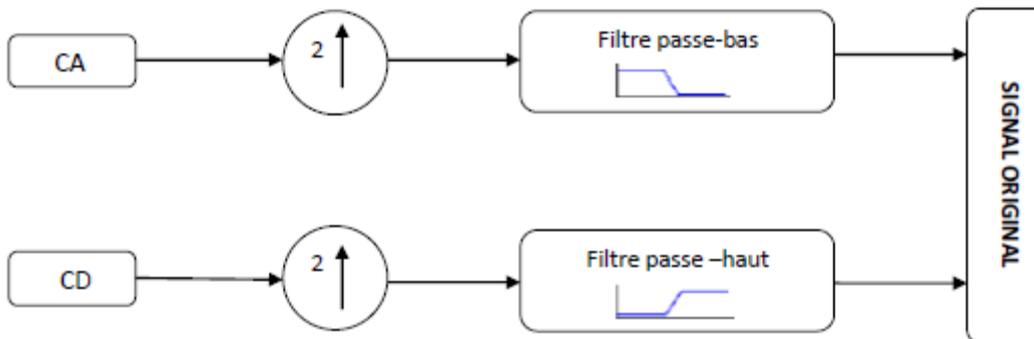


Figure .II.11 : Algorithme de Mallat niveau 1, phase reconstruction.

II.2.5.Fonction d'échelle

S .Mllat est Y.Meryer ont montré qu'il ya d'autre ondelette avant la fonction ondelette mère(Ψ) c'est la fonction père (ϕ), connu 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 déférences 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.

II.2.6. Critères de Choix des ondelettes

Contrairement à la transformée de Fourier, l'analyse en ondelettes permet une liberté supplémentaire puisque le choix des cellules de la transformée, déduits de l'ondelette analysante, est laissé à l'utilisateur.

En outre, on peut préférer la transformée continue (TOC) à la transformée discrète (TOD) si la redondance peut être mise à profit pour l'analyse du signal étudié. On fait le choix contraire si une compression du signal est souhaitée. Dans ce second cas, on doit utiliser des ondelettes à filtres alors que, dans le premier cas, n'importe quelle fonction d'intégrale nulle (égale à zéro) peut convenir.

Il y a plusieurs types et familles d'ondelettes dont les propriétés diffèrent selon les principaux critères suivants :

- L'existence de la fonction d'échelle j donc de filtres associés à l'ondelette ;
- L'orthogonalité ou la biorthogonalité de l'analyse qui en résulte ;
- Le support des fonctions $\psi(t)$ et $\Psi(w)$ et la vitesse de convergence vers 0 quand le temps t ou la fréquence w tend vers l'infini, qui quantifient respectivement la localisation en temps et en fréquence de l'ondelette ;
- La symétrie, qui est utile pour éviter le déphasage ;
- Le nombre de moments nuls de ψ , qui permet de concentrer l'information du signal dans quelques coefficients, ce qui est très utile pour la compression ;
- La régularité, qui est utile pour obtenir des signaux et des images reconstruits lisses et réguliers.

Le tableau II.1 présente une liste de famille d'ondelettes usuelles avec leurs noms courts associés afin de faciliter la lecture.

<i>Nom des familles d'ondelette</i>	<i>Nom court</i>
Ondelette de Haar	<i>Haar</i>
Ondelette de Daubechies	<i>Db</i>
Symlet	<i>Sym</i>
Coiflet	<i>Coif</i>
Ondelette biorthogonales	<i>Bior</i>
Ondelette de Meyer	<i>Meyr</i>
Ondelette de Battle et Lemarié	<i>Btlm</i>
Ondelette gaussiennes	<i>Gaus</i>
Chapeau mexicain	<i>Mexh</i>
Ondelette de Morlet	<i>Morl</i>
Ondelettes gaussiennes complexes	<i>Cgau</i>
Ondelettes de Shannon complexes	<i>Shan</i>
Ondelettes B-splines fréquentielles complexes	<i>Fbsp</i>
Ondelettes de Morlet complexes	<i>Cmor</i>

Tableau. II.1 : Liste de famille d'ondelette

Le tableau II.2 regroupe ces familles d'ondelettes suivant diverses propriétés essentielles : existence de filtres associés, orthogonalité ou biorthogonalité, support compact ou non, ondelettes réelles ou complexes.

Analyse discrète			Analyse continue	
Ondelettes à filtre			Ondelettes sans filtres	
Support compact		Support non compact	Réelles	Complexes
<i>Orthogonale</i>	<i>Biorthogonale</i>	<i>Orthogonales</i>	<i>Gaus , mexh, morl</i>	<i>Cgau, shan, fbsp, cmor</i>
<i>Db, haar, sym, coif</i>	<i>Bior</i>	<i>Meyr, btlm</i>		

Tableau II.2. Principales propriétés des familles d'ondelettes

Parmi toute cette panoplie offerte de fonctions d'ondelettes, Le choix de celle adaptée n'est pas aisé pour l'utilisateur. Il convient de bien cerner le problème à étudier et d'identifier le type de transformée à utiliser (continue ou discrète).

En analyse d'image, souvent il est très nécessaire d'avoir une certaine redondance pour avoir plus d'informations. L'utilisation de la transformée en ondelettes continue TOC est alors recommandée.

Par contre, pour une analyse multi-résolution, il est préférable d'utiliser une base d'ondelettes orthonormale et pour un calcul exact, il faut faire appel aux ondelettes à support compact.

Dans certaines situations, on peut avoir besoin d'une ondelette indéfiniment dérivable, il faudra alors utiliser une des ondelettes de Meyer. Et pour détecter les frontières, on préférera des ondelettes symétriques.

Par conséquent, Il est clair qu'on ne peut parler d'une ondelette idéale adaptée à tous les cas. A chaque cas particulier correspond une ondelette particulière adaptée. Cependant, le choix est souvent guidé par diverses considérations qui incluent, en particulier, la ressemblance entre le signal analysé et la famille d'ondelettes choisie ou l'utilisation d'un choix empirique.

Conclusion

Les ondelettes sont considérées comme une découverte importante en mathématiques appliqués. Dans plusieurs domaines d'applications où l'analyse de Fourier était habituellement utilisée, elles ont proposé une voie alternative souvent mieux adaptée à la nature des phénomènes étudiés.

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

Dans le chapitre suivant, l'application de transformé en ondelettes pour le traitement et la caractérisation du signal PCG est effectuée, elle constitue une première contribution dans cette mémoire.

Introduction

Les pathologies valvulaires induisent des modifications considérables sur la morphologie du signal phonocardiogramme (**PCG**) en termes d'intensité, durée, localisation spatiale, ainsi que du fréquence et instant d'apparition. Le signal **PCG** constitue alors un support d'information à valoriser par un traitement numérique afin de mieux apprécier les pathologies et de pouvoir les traiter plus aisément.

L'énergie du signal **PCG** peut donc s'avérer très importante dans l'étude du cycle cardiaque. Dans le domaine temporel, une telle représentation permet d'apprécier la durée de chaque bruit cardiaque, des phases systoliques et diastoliques ainsi que du cycle cardiaque.

L'analyse temps fréquence du signal **PCG** ont été étudiés par différents auteurs. Toutefois, la précision requise n'exige pas à proprement parler de construire une représentation temps-fréquence. Il s'agit plutôt de d'ébruiter le signal recueilli afin d'extraire fidèlement l'ensemble de ses caractéristiques, tout en sachant que le diagnostic est basé sur les caractéristiques d'un ensemble de bruits, et non sur un son considéré isolément. .

L'objectif de notre travail est de faire la détection des pics **b1** et **b2** par la transformé en ondelette discrète (**TOD**) en utilisant seulement le signal **PCG** sans faire appel à d'autres signaux.

I. Algorithme de séparation

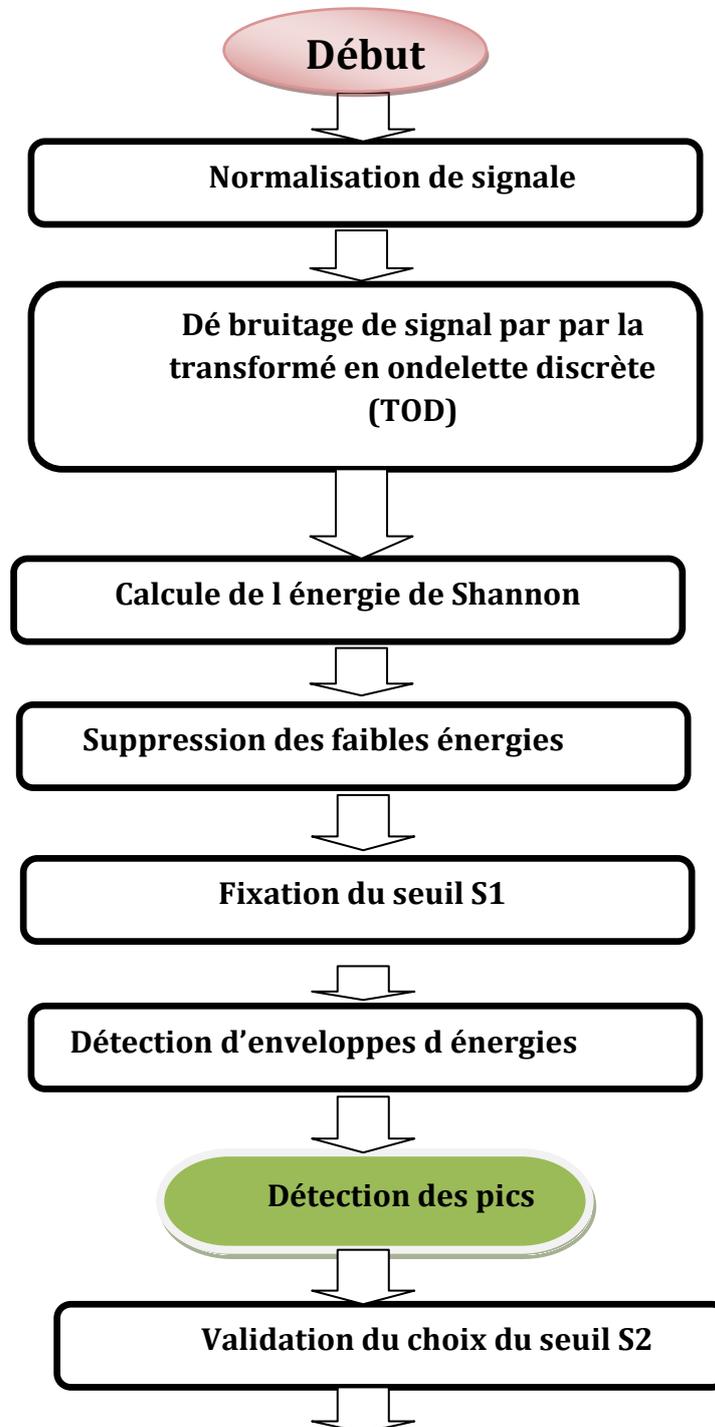
L'organigramme suivant décrit les différentes étapes de notre algorithme. Cet algorithme présente trois étapes importantes :

1. Prétraitement : détection de l'enveloppe d'énergie de Shannon.
2. Identification des bruits cardiaques.
3. Extraction des bruits.

Dû à la complexité du signal phonocardiogramme, cet algorithme [**Figure. III.1**] est constitué d'une manière supervisée, c.-à-d. l'utilisateur doit ajuster certains paramètres (seuil, niveau de la décomposition,...).

Après chargement et la normalisation du signal **PCG** l'utilisateur a le choix d'effectuer une transformée en ondelettes discrètes (**T.O.D**). Ce passage est nécessaire, il peut être considéré comme un moyen de filtrage simple et très efficace pour annuler les composantes de haute fréquence.

❖ **Organigramme**



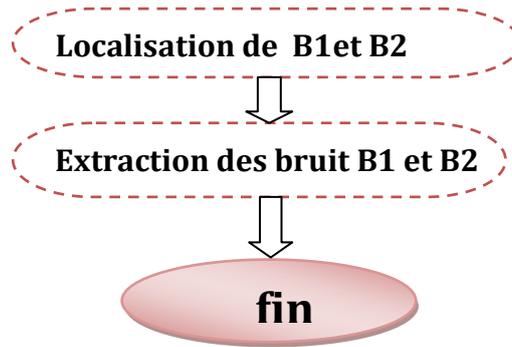


Figure III.1 : Organigramme de détection de bruit cardiaque B1 et B2

II. Etude Energétique

Dans la littérature diverses approches peuvent être trouvées pour extraire l'enveloppe $\mathbf{E}(t)$. Une de ces approches est une méthode analytique basée sur la transformée d'Hilbert.

Un signal analytique est composé par le signal original et sa transformée d'Hilbert. Il est donné par (Eq. III.1), où $\mathbf{H}(t)$ est la transformée d'Hilbert (Equation. III.2)

$$\mathbf{S}_A(t) = \mathbf{s}(t) + i * \mathbf{H}_s(t) \quad \text{III.1}$$

$$\mathbf{H}_s(t) = (\mathbf{h} * \mathbf{S})(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\tau) \mathbf{h}(t - \tau) d\tau = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\mathbf{S}(\tau)}{t - \tau} \quad \text{III.2}$$

La transformée d'Hilbert peut être interprétée comme la convolution entre le signal et

$1/\pi t$. L'enveloppe du signal analytique $\mathbf{S}_A(t)$ peut être produite fidèlement par le module de l'équation (Equation.III.3).

$$|\mathbf{S}_A(t)| = \sqrt{|\mathbf{s}(t)|^2 + |\mathbf{S}_H(t)|^2} \quad \text{III.3}$$

Cependant, il existe d'autres méthodes pour extraire l'enveloppe, comme le calcul du carré du signal ou de la valeur absolue, voir l'équation. La valeur absolue donne le même poids à tous les échantillons sans tenir compte de leur valeur ou intensité. Par contre, l'énergie (carré) change la mesure par l'accentuation des hautes intensités par rapport aux faibles intensités.

Deux autres approches peuvent être utilisées, sont l'entropie et l'énergie de Shannon (Equation.III.6),(Equation.III.7). Ces approches donnent le plus grand poids aux intensités

moyennes du signal , par conséquent, le bruit de faible intensité et les perturbations de hautes intensités seront atténués.

- Energie au carrée : $E=S(t)^2$ III.4
- Valeur absolue : $E=|S(t)|$ III.5
- Entropie de Shannon : $-|S(t)| * \log |S(t)|$ III.6
- Energie de Shannon : $S(t)^2 * \log S(t)$ III.7

Nous pouvons constater que seule l'entropie de Shannon et l'énergie de Shannon permettent d'amortir l'ampleur des oscillations de haute intensité. Le carré et la valeur absolue des échantillons favorisent d'autant plus les oscillations de grandes amplitudes. La forme de la courbe d'énergie de Shannon favorise les faibles oscillations, ce qui donnera des représentations énergétiques prenant en considération l'ensemble des bruits.

Aussi on peut constater que l'enveloppe obtenue à travers l'énergie de Shannon est la plus adéquate pour le traitement du signal phonocardiogramme, cette approche permet de mieux représenter les oscillations de faibles amplitudes en évitant leurs exténuations au profit de celles de valeurs plus élevées. Ils font appel au débruitage par ondelettes et le seuillage dans leurs algorithmes

III. Détection des bruits cardiaques : B1 et B2

Dans notre analyse L'ondelette choisie est la db7, Debbal et Bereksi [3] ont montré que l'ondelette Daubechies du 7ème niveau (db7) est la plus appropriée pour l'analyse du signal phono cardiogramme. Et la fréquence d'échantillonnage des signaux **PCG** choisie, est de **8KHz**[3]. Les signaux PCG utilisés dans notre étude, sont des signaux réels acquis depuis les quatre foyers d'auscultation (aortique, tricuspide, mitral et pulmonaire). Ils ont été prélevés sur les trois adresses internet : American collège of cardiologie.

[<http://www.egeneralmedical.com> (American college of cardiology)], [<http://www.cardiosource.com/heart-sounds>; Heart Sounds and Murmurs] et [<http://www.dundee.ac.uk/medther/Cardiology/hsmur.html>].

À travers cette dernière, le débruitage optimal devenu visible dans le cinquième niveau de la décomposition. Le signal reconstitué dans ce niveau est utilisé dans la détection et l'identification des différents bruits. L'enveloppe d'énergie de Shannon est usée dans cette détection. L'extraction de cette dernière peut être effectuée par une simple opération de filtrage passe-bas (le filtre utilisé est de type FIR, $FC = [20-200]$). Ce filtrage est affermi par un algorithme pour négliger les faibles énergies « inférieures à 10% du maximum » (un premier seuil (S1) est fixé). [Figure.III.2]

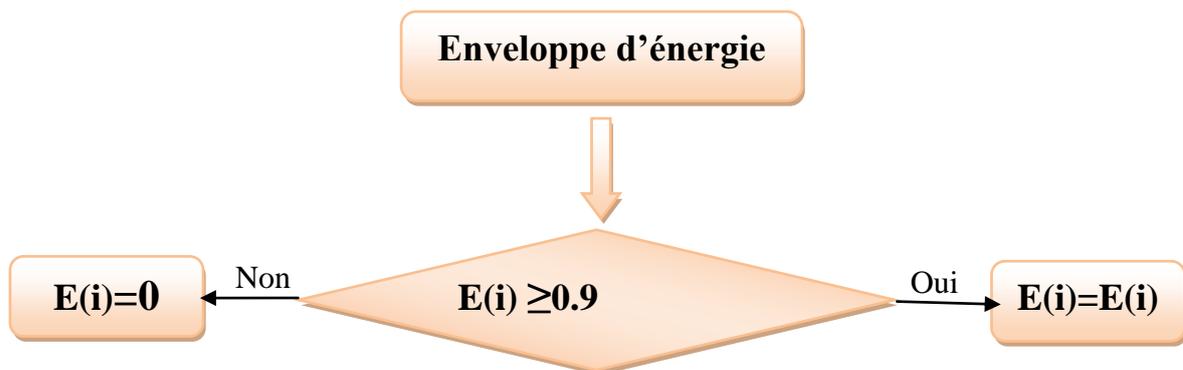


Figure.III.2: Algorithme pour supprimer les valeurs inférieures à 10%.

La séparation des bruits cardiaques se base particulièrement sur la détection des minima latéraux de chaque pic de l'enveloppe énergétique. Cette opération est effectuée par l'application d'un seuil fixé manuellement (un deuxième seuil (S2) est fixé), puis détecter les instants de ces positions et par conséquent le positionnement des bruits.

L'identification des bruits B1 et B2 est réalisée, en s'appuyant sur le fait que la durée de la systole est plus courte que celle de la diastole. Les conditions de détection des bruits B1 et B2 sont :

$$\text{Si } t(i+1)-t(i) < t(i+2)-t(i+1) \text{ alors } B1= P(i) \text{ et } B2=P(i+1)$$

L'enveloppe d'énergie de Shannon peut être un paramètre très efficace pour l'identification des bruits B1 et B2.

L'application de notre algorithme sur quelques signaux est donnée par les exemples suivants :

- Un signal PCG normal
- un signal PCG (IM : Insuffisance Mitrale),
- un signal PCG (MS Mitrale Sténose)
- Un signal PCG (OS : Opening Snap)

Un signal PCG normal (les sons cardiaques normaux) : Deux sons cardiaques symbolisent la contraction cardiaque : le 1er bruit (B1) correspondant à la fermeture de la valve mitrale et à l'ouverture des sigmoïdes aortiques, alors que le deuxième bruit (B2) est initiée par la fermeture des sigmoïdes aortiques.

Le premier bruit ressemble au son « TOUM » ; le second bruit du cœur, marque la fin de la contraction cardiaque avec la fermeture des valves d'éjection aortiques et pulmonaires qui déterminent S2 et correspondant au son « TA ». Les sons du cœur limitent la systole (contraction), alors que normalement la période de repos cardiaque (diastole) n'est pas audible.

Un signal PCG (IM : insuffisance mitrale) : C'est un souffle qui se produit dans la phase systolique où les valves mitrale et tricuspide doivent être fermées pour empêcher le retour du sang en arrière vers les atriums.

L'insuffisance mitrale est causée par le mal fonctionnement de la valve mitrale qui n'est pas capable de se fermer complètement ce qui laisse le sang passer dans le sens inverse vers l'atrium gauche en produisant par son passage à travers cette valve un souffle cardiaque de type holosystolique (i.e. présent presque dans toute la phase systolique) d'une amplitude basse et de fréquence haute par rapport à la sténose aortique.

Un signal PCG (MS : Sténose Mitrale) : c'est une maladie de l'appareil circulatoire caractérisée par un rétrécissement ou un épaississement du tissu constituant la valve mitrale, située dans le cœur gauche. Il peut être associé à une insuffisance mitrale. On parle alors de « maladie mitrale » Il s'agit essentiellement d'une complication tardive d'un rhumatisme articulaire aigu : une angine à streptocoque β -hémolytique du groupe A, non traitée correctement, se complique d'une cardite donnant, à long terme, une fibrose de la valve mitrale avec épaississement de cette dernière et fusion des commissures.

Cette maladie est devenue rare dans les pays occidentaux, du fait d'une prise en charge correcte des angines bactériennes. Elle est plus fréquente dans les pays en voie de développement.

Un signal PCG (OS : Opening Snap ou l'ouverture instantanée) : C'est un son à haute fréquence qui résulte d'une valve mitrale sténotique qui ne peut s'ouvrir que partiellement pendant la phase de remplissage rapide de la diastole moyenne. Ce dernier se produit après 80-90 msec du bruit B2 au début de mi-diastole.

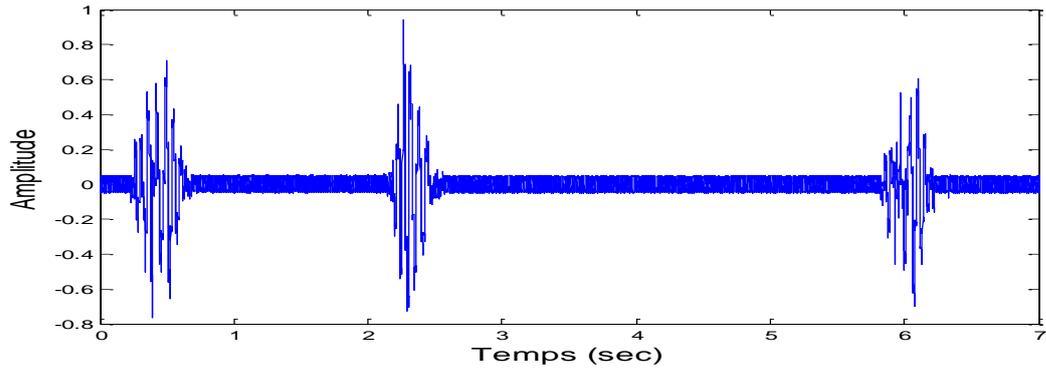
L'ouverture instantanée (OS) survient lorsque les valvules sont fusionnées, généralement à partir de tissu cicatriciel, et ne peuvent pas s'ouvrir complètement. Le sang qui tente de se vider de l'atrium touche une valve partiellement ouverte, créant un son aigu reflété en arrière vers la base cardiaque, au début de la diastole moyenne.

IV. Interprétation des Résultats

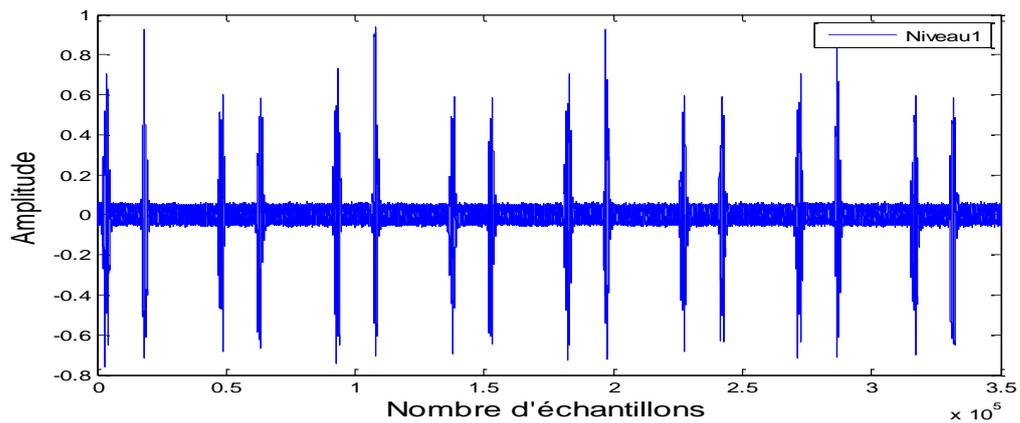
Les résultats qu'on va présenter ont pour objectif principal de détecter les bruits cardiaque B1 et B2 de PCG, ils sont reportés par deux étapes :

- La procédure de débruitage pour le signal
- La détection de l'enveloppe et l'identification des bruits B1 et B2

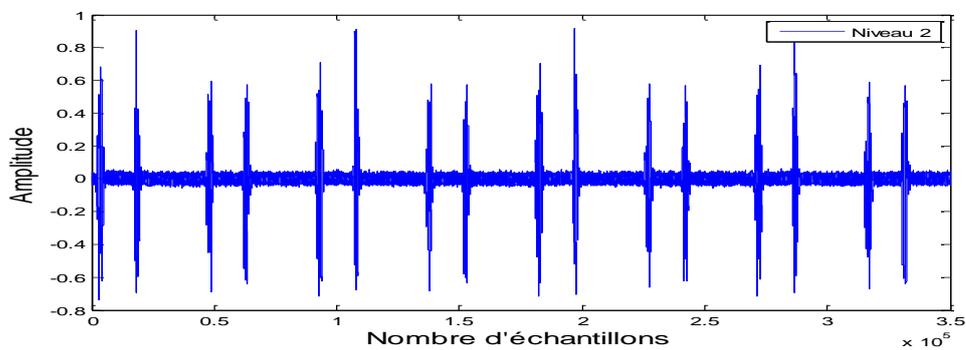
Les résultats de notre algorithme pour différents exemples cités précédemment sont visualisés par les figures III.3 jusqu'à III.7.



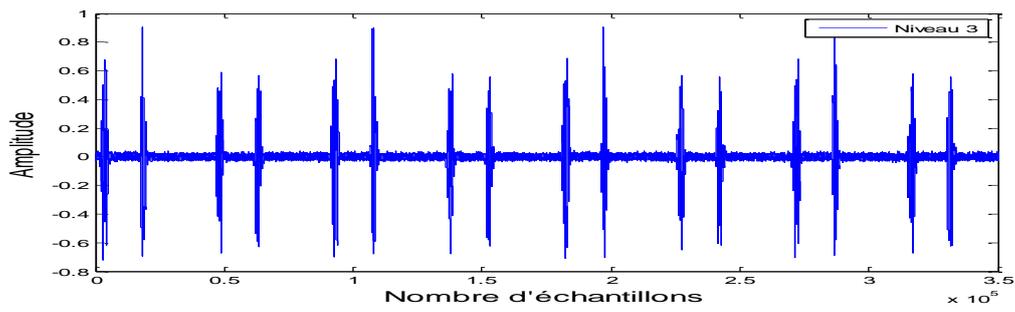
(a) Chargement du signal original(N)



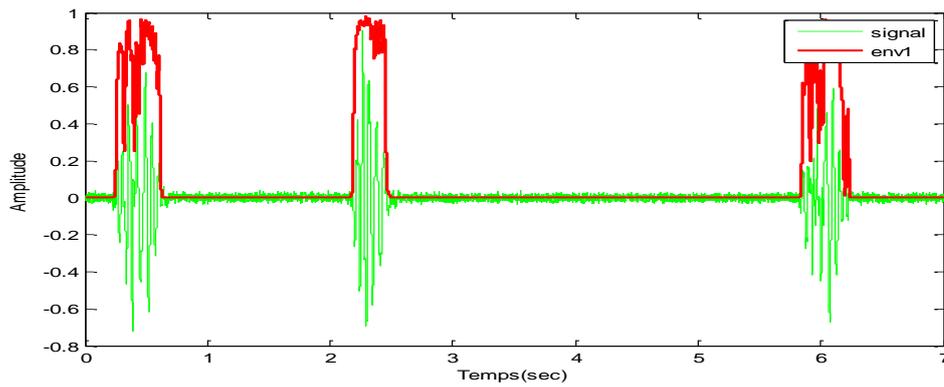
(b) Débruitage par ondelette approximation $a1$



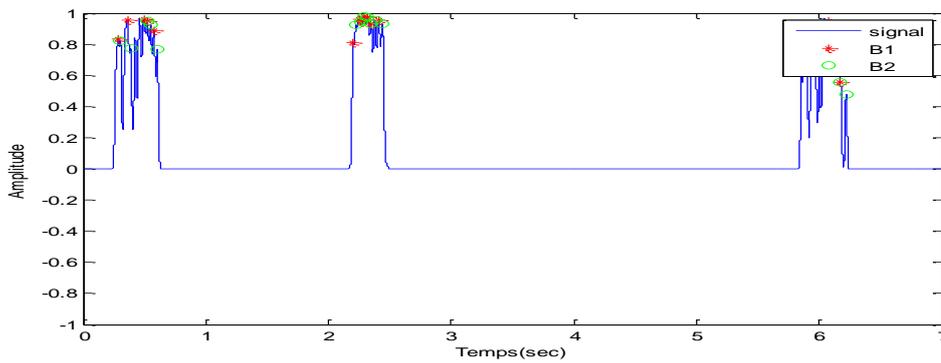
(c) Débruitage par ondelette approximation $a2$



(d) Débruitage par ondelette approximation a3

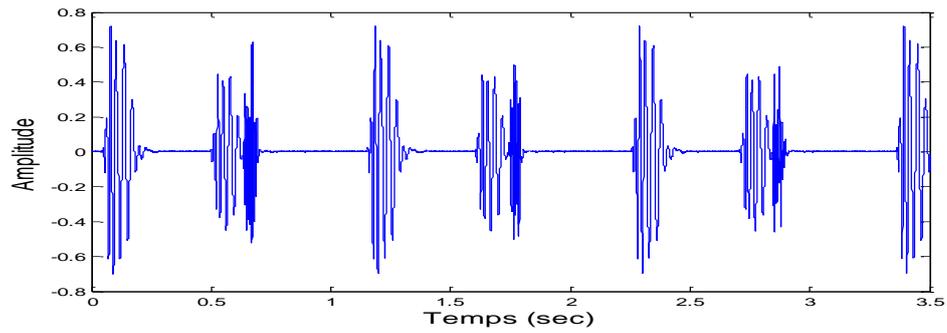


(e) Enveloppe d'énergie de Shannon superposée sur le signal PCG

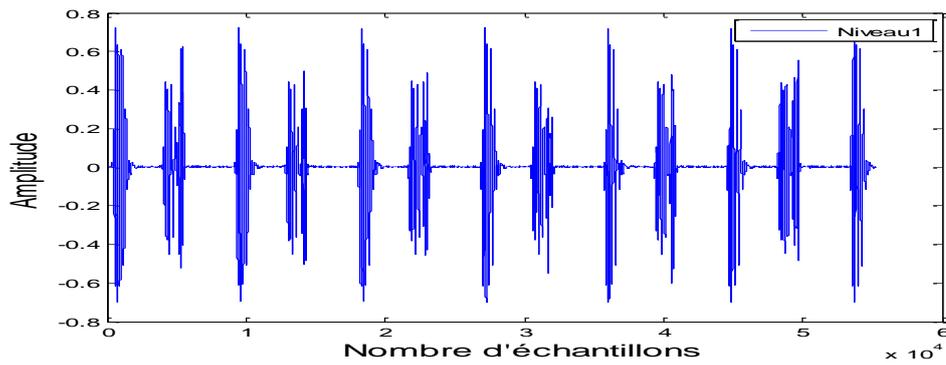


(f) Identification des bruits B1 et B2.

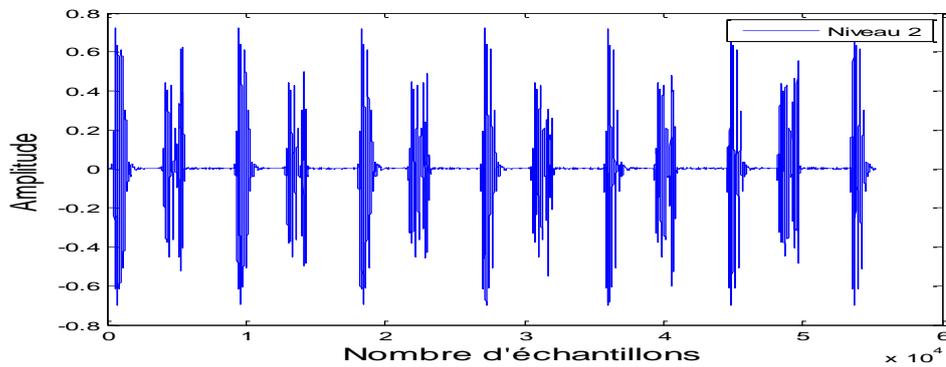
Figure III.3 : Séparation des bruits cardiaque B1 et B2 du signal PCG normale(N)



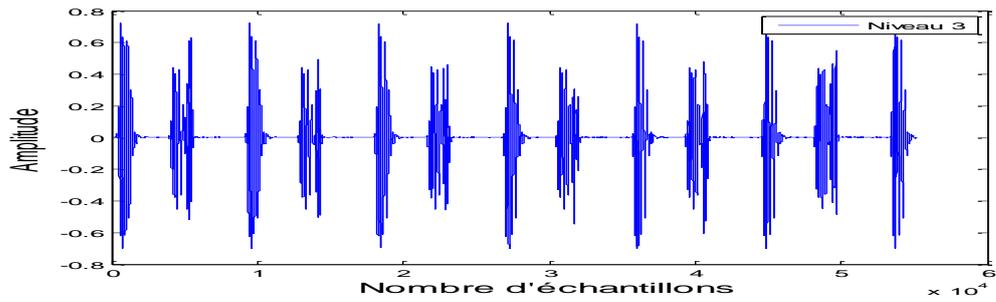
(a)Chargement du signal original OS



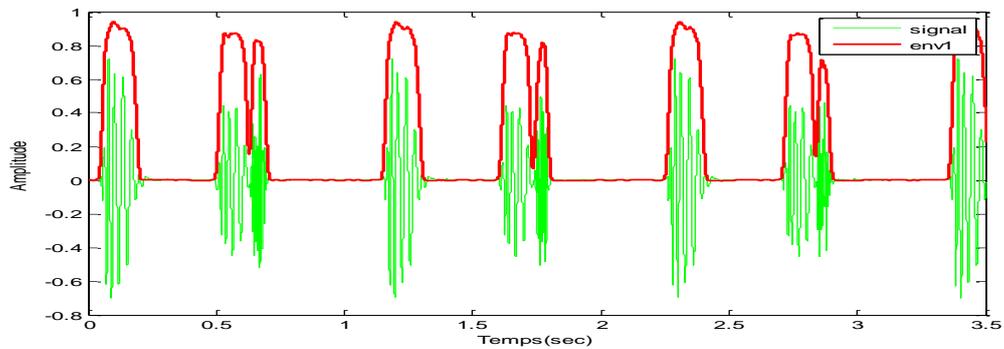
(b)debruitage par ondelette approximation a1



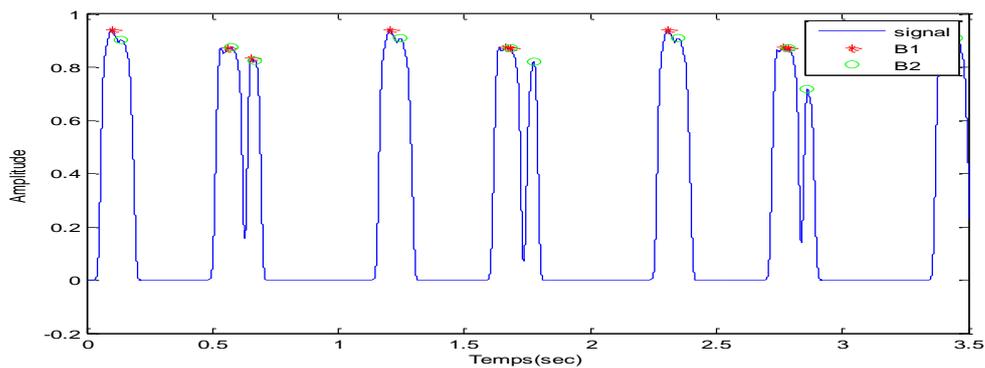
(c)debruitage par ondelette approximation a2



(d) Débruitage par ondelette approximation a_3

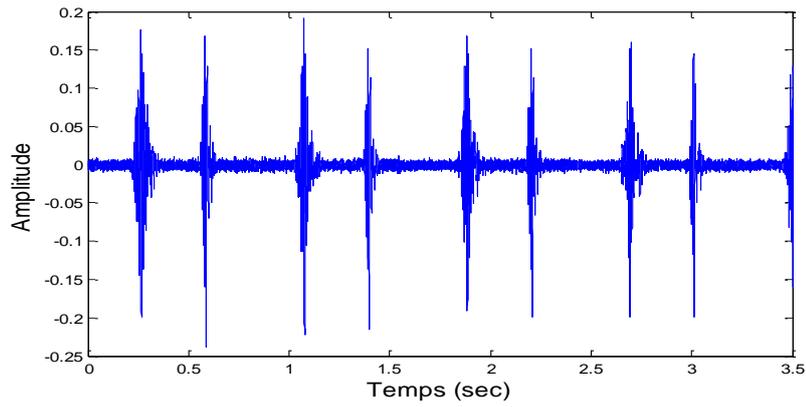


(e) Enveloppe d'énergie de Shannon superposée sur le signal PCG,

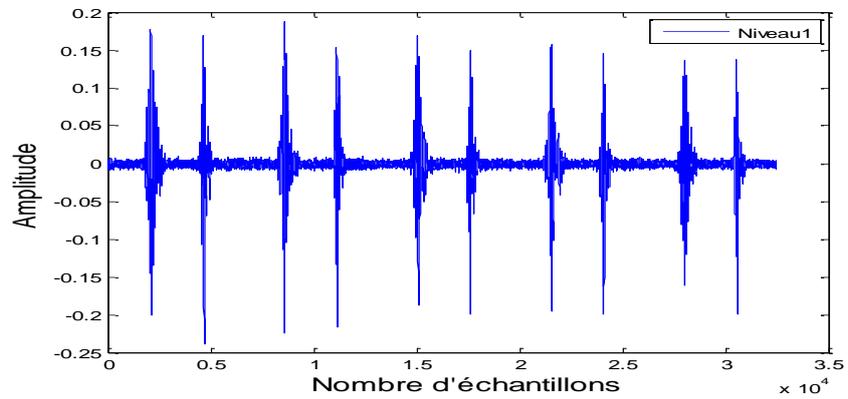


(f) Identification des bruits B1 et B2.

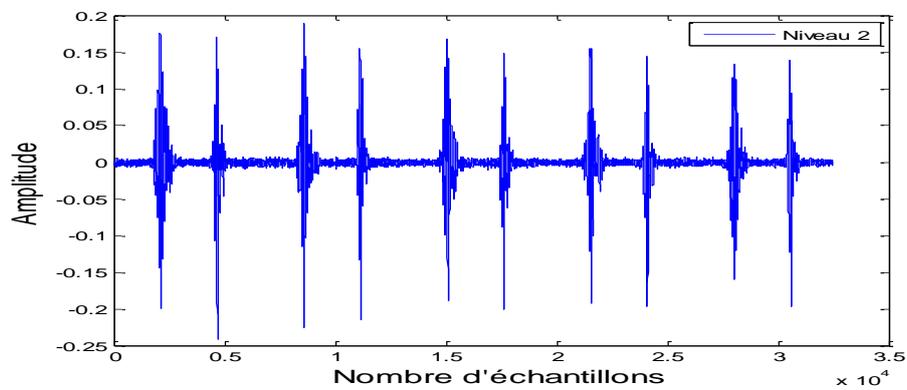
Figure III.4: Séparation des bruits cardiaque B1 et B2 du signal PCG à souffle systolique (OS)



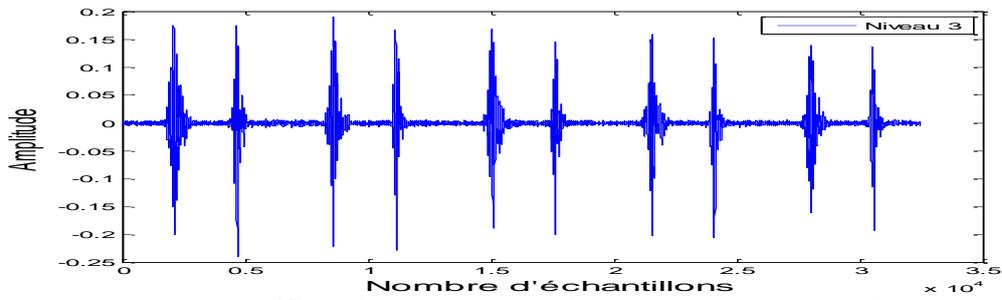
(a) Chargement du signal original(IM)



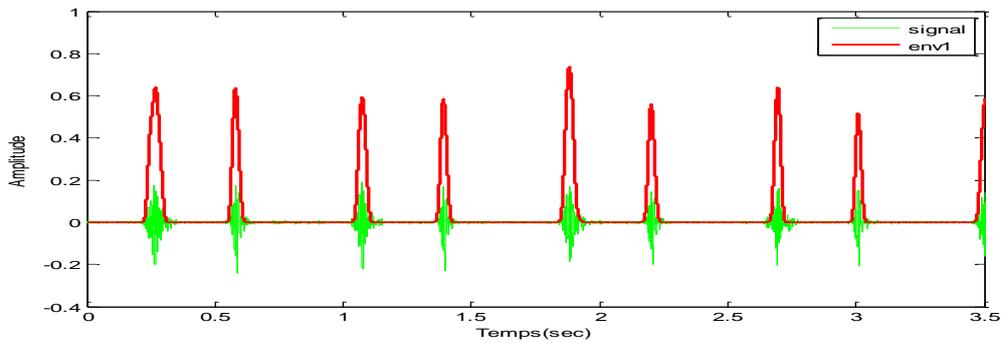
(b) Débruitage par ondelette approximation a_1



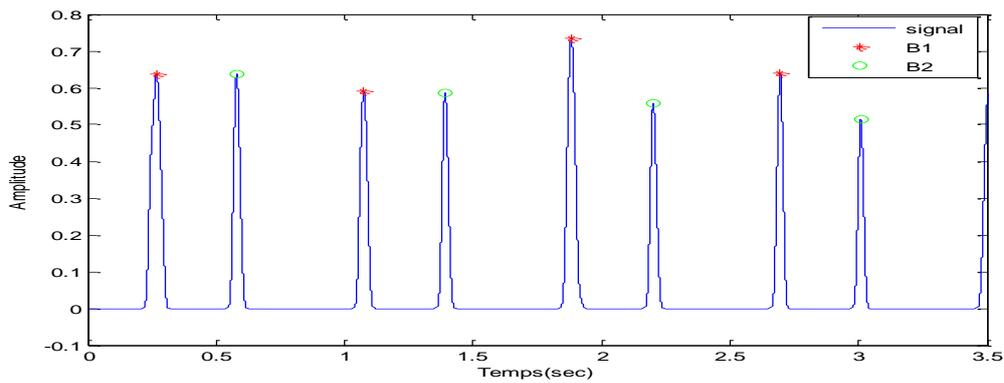
(c) Débruitage par ondelette approximation a_2



(d) Débruitage par ondelette approximation a^3

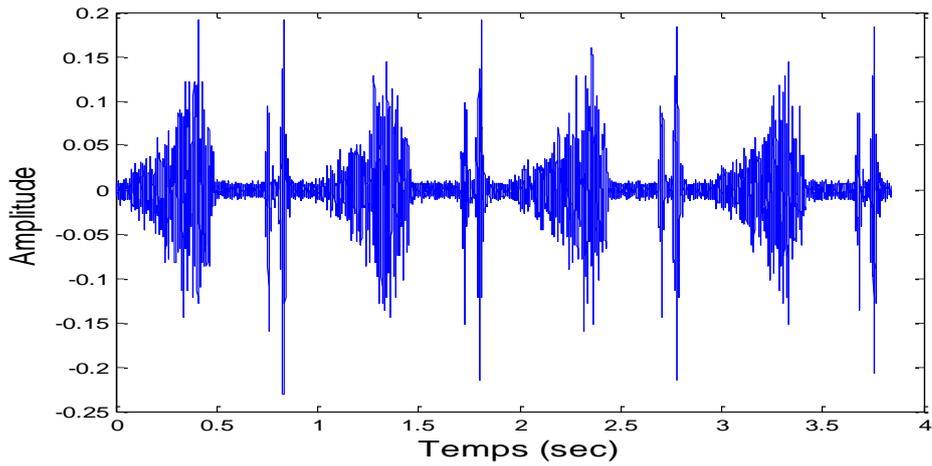


(e) Enveloppe d'énergie de Shannon superposée sur le signal PCG(IM)

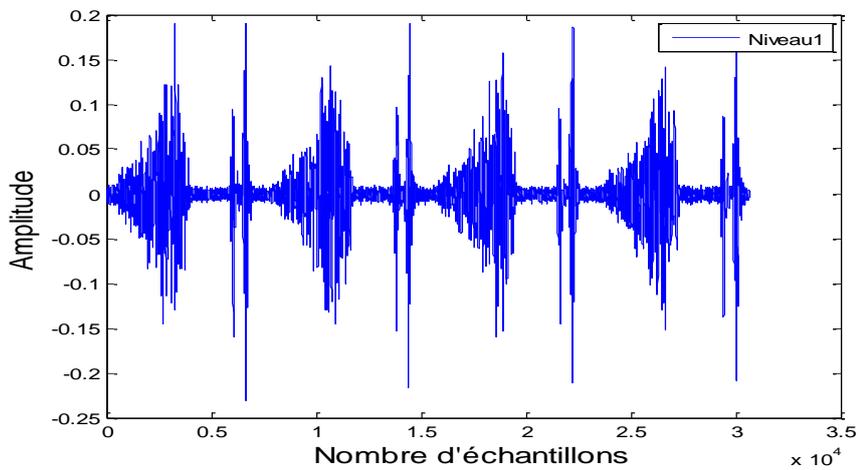


(f) Identification des bruits B1 et B2.

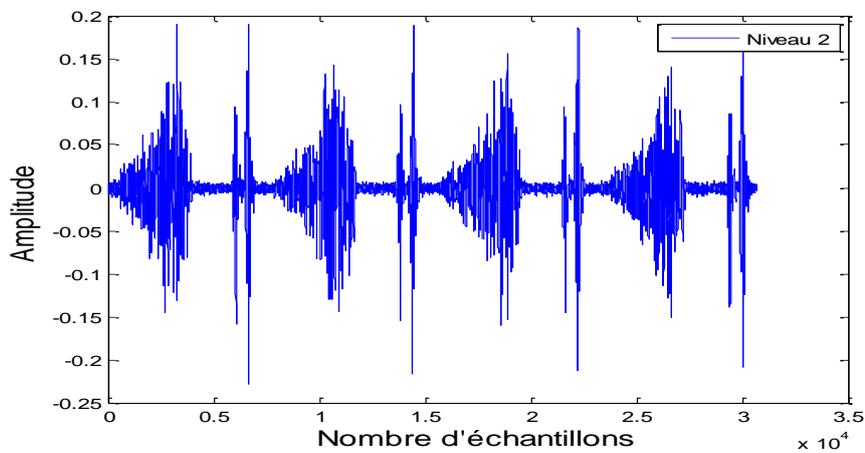
Figure III.5: Séparation des bruits cardiaque B1 et B2 du signal à souffle systolique (IM)



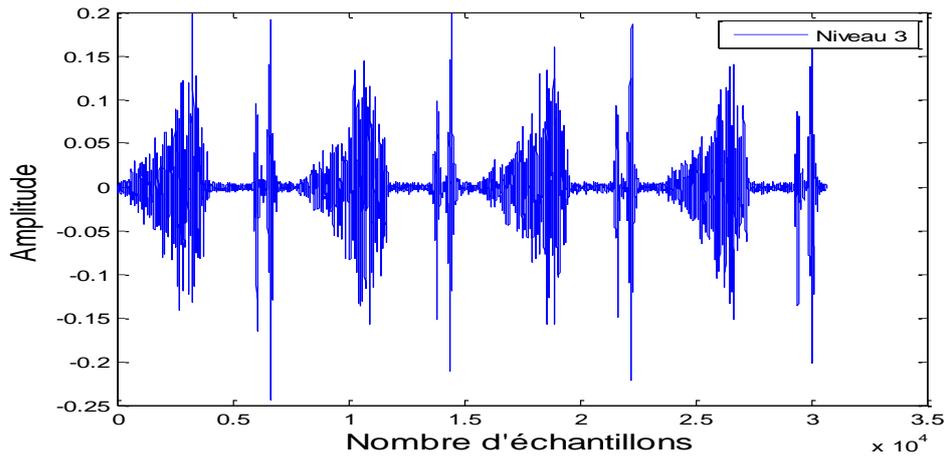
(a)Chargement du signal original



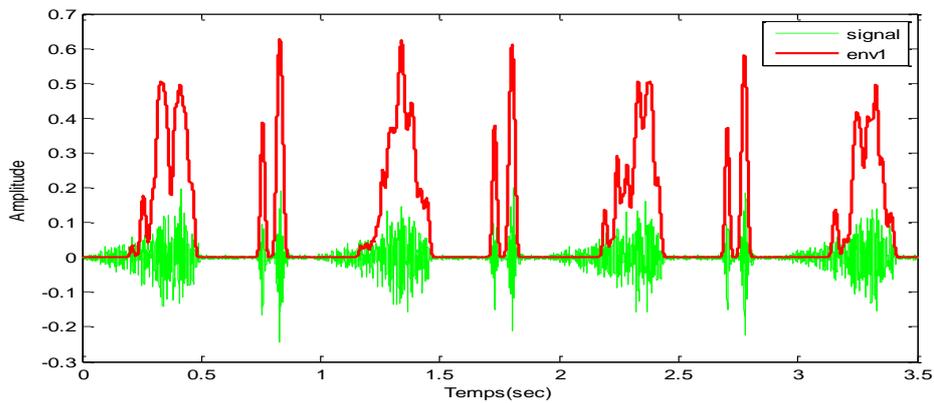
(b)Débruitage par ondelette approximation a1



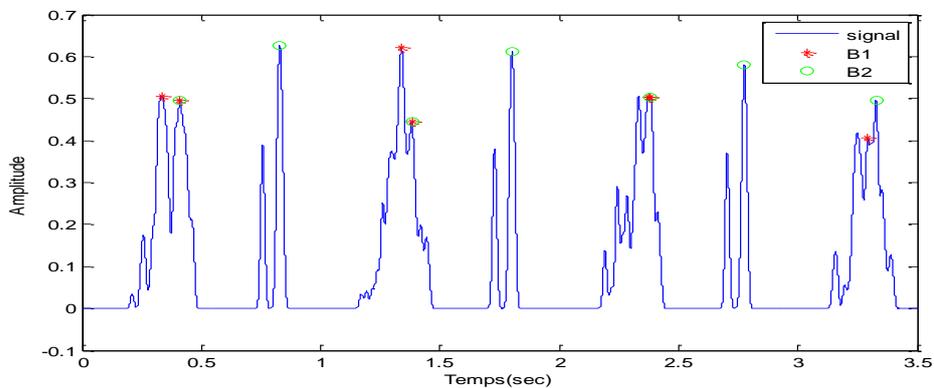
(c)Débruitage par ondelette approximation a2



(d) Débruitage par ondelette approximation a_3



(e) Enveloppe d'énergie de Shannon superposée sur le signal PCG,



(f) Identification des bruits B1 et B2.

Figure III.6: Analyse du pour signal PCG MS pour détecter les bruits B1 et B2

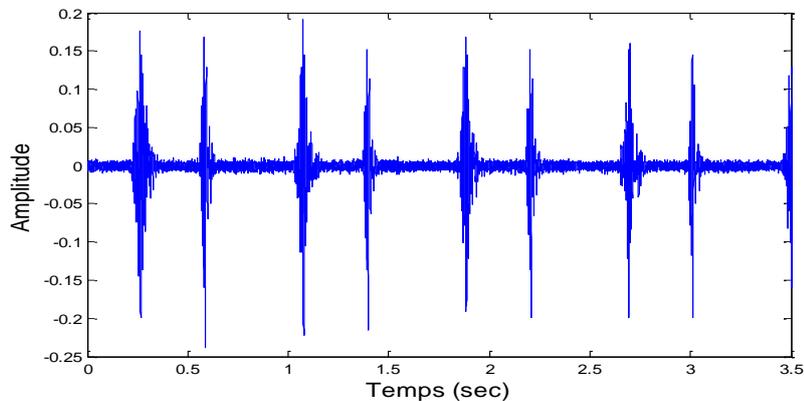
Les figures III.3 jusqu'a III.7 représentent respectivement les résultats obtenus de l'application de notre algorithme sure les signaux N ; OS ; IM ; MS.

Les approximations a1, a2, a3 se sont des séquences d'application du filtre, elles représentent la variation d'amplitude en fonction du nombre d'échantillons, et permettent d'éliminer les hautes fréquences par conséquence l'information située au base fréquence.

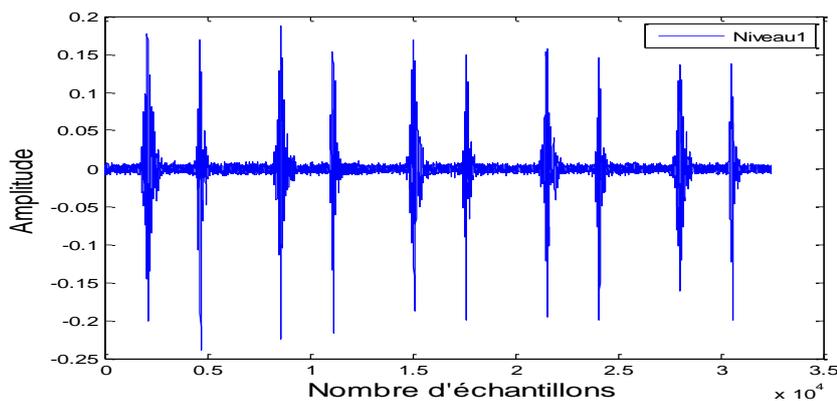
Les approximations a1, a2, a3 sont illustrés clairement par les figures III.3.-III.7 (b, c, d) pour chaque signal.

On remarque aussi que le niveau 3 pour chaque exemple c'est le plus convenable car le bruit diminue et la perte d'information est négligeable, après ce niveau on remarque qu'il ya une perte d'information.

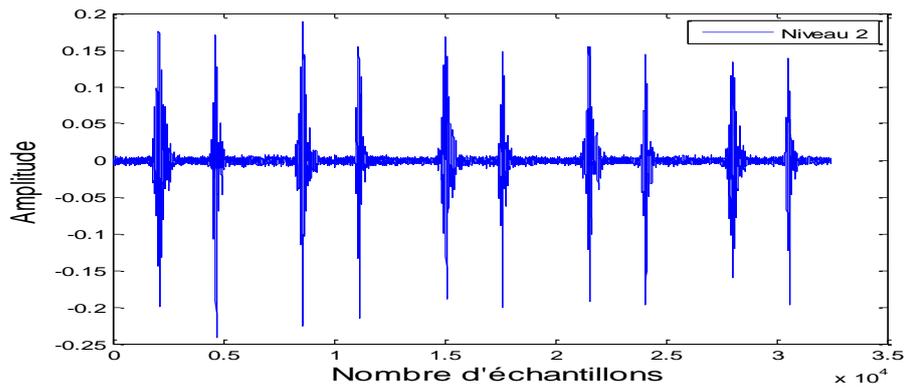
On peut observer la déformation du signal d'information après le niveau 3 dans les figures suivantes :



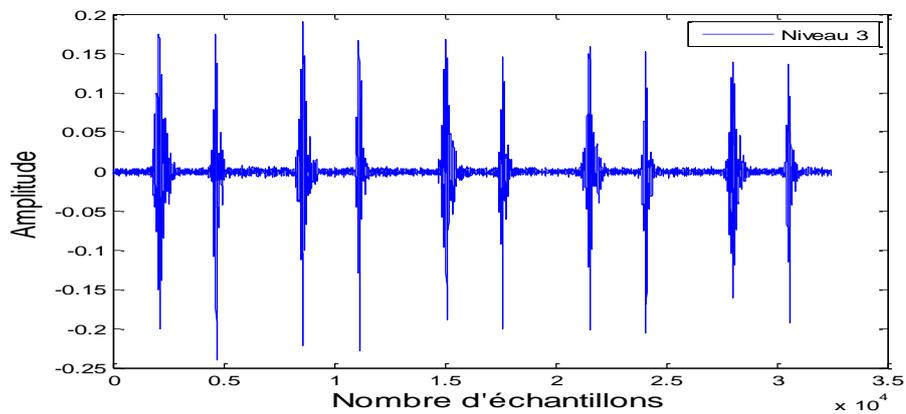
(a)Chargement du signal original(IM)



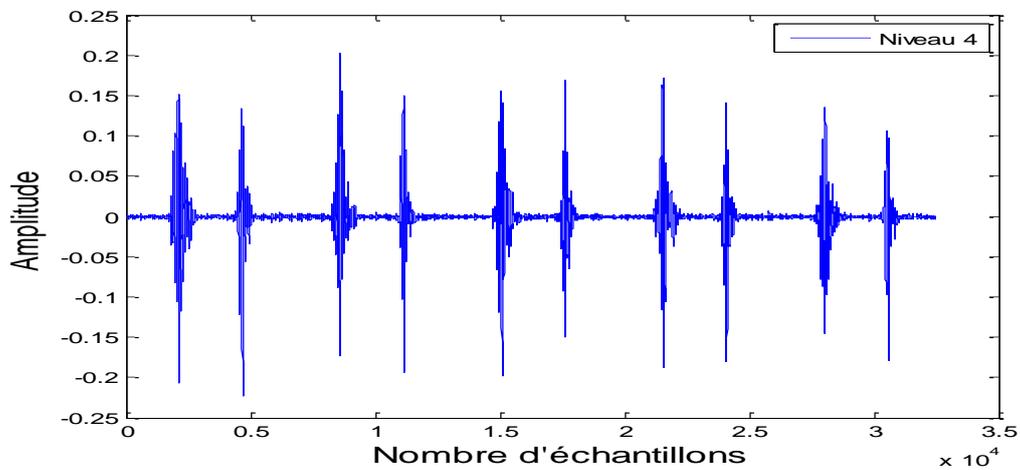
(b)Débruitage par ondelette approximation a1



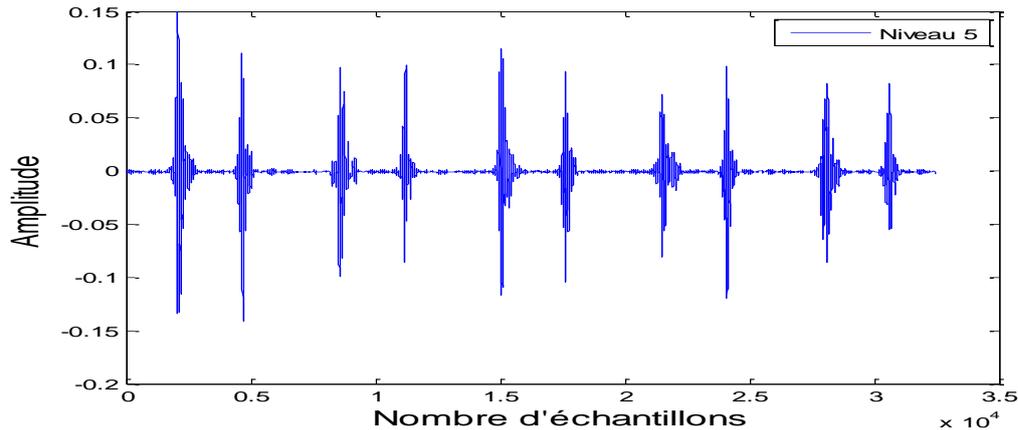
(c) Débruitage par ondelette approximation a2



(d) Débruitage par ondelette approximation a3



(e) Débruitage par ondelette approximation a4



(f) Débruitage par ondelette approximation a5

Figure III.7: les approximations d'ordres élevés du signal a souffle systolique(IM)

D'après (e) qui signifie l'enveloppe de l'énergie pour chaque signal on remarque bien que ce dernier est amplifié après le calcul de l'énergie du Shannon, cette dernière permet de délimiter le signal.

On remarque dans (f) pour chaque figure qui reprisent l'identification des bruits B1 et B2 on remarque bien que ces dernier (les sons cardiaques) sont bien détecter sur le signal d'information.

D'après mes résultats, on remarque bien que Malgré les souffres le programme détecte les bruits B1 et B2.

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre l'algorithme développé pour analyser le signal Phonocardiogramme(PCG). Ce dernier nous a permis de bien localiser les bruits B1 et B2. Les résultats obtenus paraissent très satisfaisants et pouvant aider ultérieurement dans l'analyse de l'évolution du degré de sévérité pathologique, cela revient à la puissance des outils utilisés dans cet algorithme, tels que, l'enveloppe d'énergie de Shannon qui permet de mieux représenter les oscillation de faibles amplitudes en évitant leur exténuation au profit de celles de valeurs plus élevées et le débruitage par seuillage.

References bibliographiques

- [1] A. K. Abbas and R. Bassam. *Phonocardiography Signal Processing*, Morgan and Claypool, 2009.
- [2] F. Meziani ” *Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phonocardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes* ”, juin 2013.
- [3] S.M. Debbal and F. Bereksi-Reguig. Frequency analysis of the heartbeat sounds, *Biomedical Soft Computing and Human Sciences*, 13(1), pp 85-90, 2008.
- [4] A. Bartels and D. Harder. Non-invasive determination of systolic blood pressure by heart sound pattern analysis. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 13, pp 249–256, 1992.
- [5] C. Longhini, E. Baracca, C. Brunazzi, M. Vaccari, L. Longhini, and F. Barbaresi. A new noninvasive method for estimation of pulmonary arterial pressure in mitral stenosis. *Amer. J. Cardiol.*, 68, pp 398–401, 1991.
- [6] J. Xu, L. Durand and P. Pibarot. Extraction of the aortic and pulmonary components of the second heart sound using a nonlinear transient chirp signal model”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 48, Issue 3, pp 277 – 283, March 2001.
- [7] I. Yildirim, Student Member, IEEE, and R. Ansari, Fellow, IEEE. A Robust Method to Estimate Time Split in Second Heart Sound Using Instantaneous Frequency Analysis. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite International*, Lyon, France
- [8] B.B. Hubbard. *Ondes et ondelettes*, Pour la science, Belin, Paris, 1995.
- [9] Y. Meyer. *Wavelets : Algorithms et Applications*, Colin, Paris, 1992.
- [10] Y. Bentaleb. *Analyse par ondelettes des signaux sismiques : applications aux ondes de surface*”, thèse de doctorat, Université de Mohamed V-Rabat, Maroc, pp 23-51, 2007.
- [11] R. Benali thèse de doctorat Titre : *Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques* Avril 2013,
- [12] F. Gabrieli. *Apport des techniques temps fréquence à la caractérisation mécanique du corps humain en choc*, thèse de doctorat de l'université de la méditerranée 18 février 2010.

- [13] S.M.Debbal and F.Bereksi-Reguig. Features for Heartbeat Sound Signal Normal and Pathological, Recent Patents on Computer Science, 1, pp 1-8, 2008.
- [14] F. Boudrealt, M. Boyer, M.Claude, C. Désorey. Principe d'anatomie et de physiologie. De Boeck University. TORTORA, pp 271-277, 2002.
- [15] W. Cannon. Auscultation of the rhythmic sounds produced by the stomach and intestines. Am. J. Physiol. 14, pp 339-353, 1905.
- [16] D. Du Plessis. Clinical observation on intestinal motility. S. Afr. Med. J., 28, pp 27-33, 1954.
- [17] J. Farrar et F. Ingelfinger. Gastrointestinal motility as revealed by study of abdominal sounds (with discussion). Gastroenterology, 29(5), pp 789-802, 1955.
- [18]:M. Gaussen. L'auscultation de l'abdomen. Journal de médecine de Bordeaux, 1, pp. 25-31, 1952.
- [6] G. Milton. Normal bowel sounds. Med. J. Aust., 2, pp 490-493, 1958.
- [19]T. Tomomasa, A. Morikawa, R. Sandler, H. Mansy, H. Koneko, T. Masahiko, P. Hyman et Z. Itoh. Gastrointestinal sounds and migrating motor complex in fasted humans. Am. J. Roentgenol., 94(2), pp 374-381, 1999.
- [20] R. Ranta, V.Louis-Dorr, C. Heinrich, D. Wolf, et F. Guillemin. Wavelet denoising and segmentation for non-stationary signals: a reinterpretation of an iterative algorithm and application to phonoenterography.
- [21] M .Pourazad, Z .Moussavi, F.Farahmand, R.Ward.Heart sounds separation from lung sounds using independent component analysis, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 3:pp 2736–2739, 2005.
- [22] J.Richard, et al. A three channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram, IEEE Trans. Biomedical Engineering, 34, pp 485-489,1987.
- [23]: MB.Malarvila et al. Heart sound segmentation algorithm based on instantaneous energy of electrocardiogram. IEEE 30th annual conference computers in cardiology, pp 327-330, 2003.

- [24]:P.Carvalho et al. Low complexity algorithm for heart sound segmentation using the variance fractal dimension". IEEE International Workshop. Intelligent signal processing pp 149-199, sep.2005
- [25]:V.Nigam, R.Priemer. Simplicity based gating of heart sound", IEEE 48th Midwest symposium on circuit and systems, 2, 1298-1301, 2005.
- [26]: C.N.Gupta, R.Palaniappan, S.Swaminathan. Classification of homomorphic segmented phonocardiogram signal using grows and Leann network, proceeding of the 27th annual coferece.engineering in medical and biology society, pp 4251-4254, 2005.
- [27]: C.N.Gupta, R.Palaniappan, S.Swaminathan, S.M, Krishnan. Segmentation and classification of heart sounds",IEEE annual Canadian conference on electronic and computer engineering, pp 1674-1677, 2005
- [28]:H.Liang, S.Lukkarinen, I.Hartimo. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelolgram", IEEE computer in cardiology, 24, pp 105-108, 1997.
- [29]: D.Kumar and al. Wavelet transform and simplicity based heart murmur segmentation", IEEE computer in cardiology, 33, pp 173-176, 2006.
- [30]:J.Vepa, P, Tolay, A, Jain. Segmentation of heart sound using simplicity features and timing information",IEEE International on acoustics, Speecha signal processing, pp 469-472, 2008.
- [31] :L.Hamza.Cherif. Analyse des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée en ondelettes discrète et paquets d'ondelettes, Thèse de magister de l'université de Tlemcen, 2007.
- [32]: C. N. Gupta.Hear sound segmentation algorithm based on heart sound envlogram.1997
- [33] P.Kumar, M.Carvalho, M.Antunes, P .Gil, J .Henriques, L. Eugenio. A new algorithm for detection of S1 and S2 heart sounds. In: IEEE international conference on acoustic, speech, and signal processing ICASSP, pp 1180–1183, 2006.
- [34] M. L. Mekhalfi. Analyse Des Signaux PCG Par L'usage De la C.W.T et De la D.W.T, thèse de magister, Université de Batna, pp 39-60, 2012.

[35] T .Omari. Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques, thèse de magister, Université de Tlemcen, pp 51, 2009.

[36] F. Meziani, S. M. Debbal, and A. Atbi, Analysis of phonocardiogram signals using wavelet transform, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 36,(5-6): pp 283–302, 2012.

[37] M. GUERMOUI"Analyse spectrale du signal Phonocardiogramme(PCG) "Année Universitaire 20011/20012

Une analyse avec plus de précision telle que l'emplacement de **B1** et **B2**, le nombre de composants internes, leur contenu fréquentiel, leur intervalle de temps ainsi que d'autres caractéristiques du signal **PCG**, est ainsi impossible à l'aide de la classique technique **F.F.T**.

Afin de résoudre cet épineux problème on a utilisé la transformée en ondelettes (**T.O**) qui présente une technique d'analyse temps-fréquence et qui a démontrée ses grandes aptitudes dans l'analyse des signaux non stationnaire.

Les travaux entrepris au cours de ce mémoire concernent la détection des bruits **B1** et **B2** du signal phonocardiogramme.

En premier lieu nous nous sommes focalisés sur le fonctionnement du cœur et le phono cardiogramme. Ensuite on s'est intéressé aux Outils théorique de l'analyse Temps-fréquence par application de la transformée en ondelettes.

L'algorithme de séparation et de la localisation de différents événements constituant le signal **PCG** utilisé a montré son ample efficace de répondre a notre objectif tracés. Cet algorithme utilise l'enveloppe d'énergie de Shannon et le seuillage par ondelettes.

Les résultats du chapitre III montrent l'algorithme développé pour analysé le signal Phonocardiogramme(**PCG**). Ce dernier nous a permis de bien localiser les bruits **B1** et **B2**., cela revient à la puissance des outils utilisés dans cet algorithme, tels que, l'enveloppe d'énergie de Shannon qui permet de mieux représenter les oscillation de faibles amplitudes en évitant leur exténuation au profit de celles de valeurs plus élevées et le débruitage par seuillage grâce aux outils de programmation Matlab 8.

Les perspectives que nous envisagerons sont :

- ✓ Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (**PCG**) par application des transformées d'ondelettes.
- ✓ Caractérisation du signal phonocardiogramme.
- ✓ Analyse du signal **PCG** par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies.

Résumé

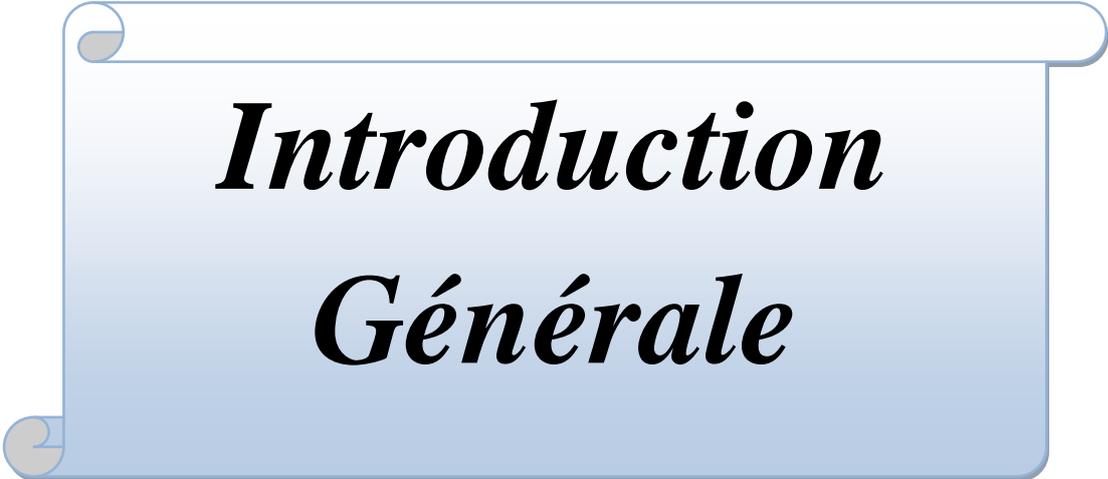
Dans ce travail, nous nous sommes focalisés plus particulièrement sur l'étude des phonocardiogramme qui est la représentation graphique de l'activité mécanique du cœur est une représentation complémentaire très importante et nécessaire à l'électrocardiogramme dans la détection des pathologies cardiaques. Les techniques avancées de traitement du signal (la Transformée en ondelette) ont été utilisés pour l'extraction et la détection des bruits cardiaque B1 et B2 de phonocardiogramme.

Mots Clés : Signal phono cardiogramme (PCG), Fréquence, Durée, Transformée d'ondelette, Continue, Discrèt.

Abstract:

In this work we have focused in particular on the study of the phonocardiogram which is the graphical representation of the mechanical activity of the heart is a very important complementary representation necessary for the electrocardiogram in the detection of cardiac pathologies. Advanced signal processing techniques (time-frequency representation of Fourier wavelets,) have been used for the extraction and detection of cardiac sounds B1 and B2 of phonocardiogram.

Keywords: signal Phonocardiogram (PCG), Frequency, Duration, Wavelet transform, Continuous, Discrete.

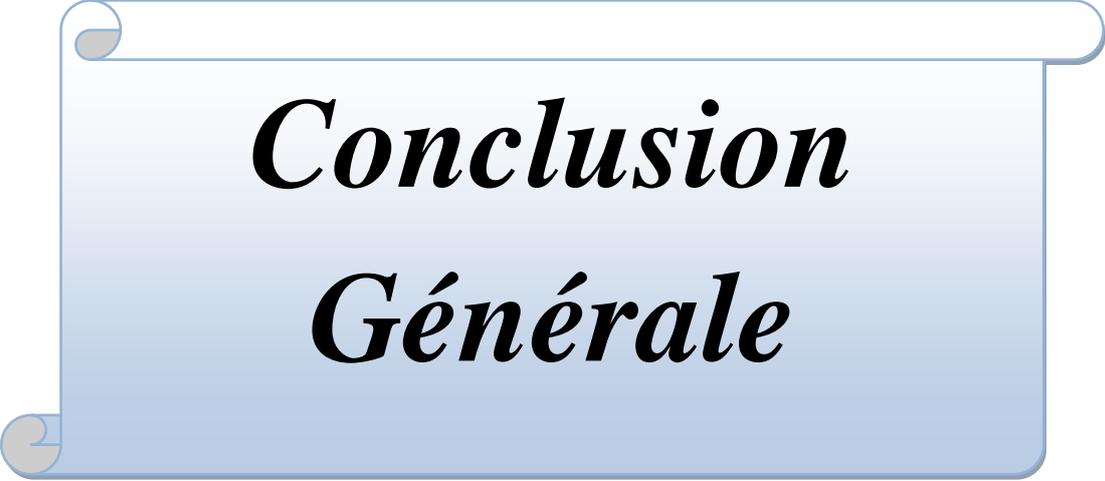


Introduction
Générale

Chapitre I :

Le système cardiovasculaire et la Phonocardiographie

Chapitre II :
Théorie des ondelettes



***Conclusion
Générale***

Chapitre III :
Analyse du signal Phono
cardiogramme (PCG)