

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Université Abou Bekr Belkaid  
Tlemcen Algérie



جامعة أبي بكر بلقايد

تلمسان الجزائر



UNIVERSITE ABOU BAKR BELKAÏD-TLEMEN  
DEPARTEMENT DE GENIE ÉLECTRIQUE ET ÉLECTRONIQUE  
FACULTÉ DE TECHNOLOGIE



## MÉMOIRE

Pour obtenir le grade de

MAGISTER EN ÉLECTRONIQUE BIOMEDICALE

Présenté et soutenu publiquement  
Par

**Boudghene Stambouli Zineb**

Titre :

# Classification des Signaux Phonocardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR

Devant le jury composé de

Président	Mr. Bereksi Reguig Fethi Professeur	UABB de Tlemcen
Examineur	Mr. Chikh Mohamed Amine Professeur	UABB de Tlemcen
Examineur	Mr. Hadj Slimane Zine Eddine Maître de conférences	UABB de Tlemcen
Encadreur	Mr. Debbal Sidi Mohamed Professeur	UABB de Tlemcen

Année Universitaire : 2011 -2012

*Je dédie ce modeste travail,*

*A mon mari, Pour sa patience et son amour,*

*Quant à mes parents, ma famille, je leur adresse mes plus chaleureux remerciements. Leur soutien moral tout au long de mes études m'a permis de tenir bon dans les moments Difficiles. Qu'ils soient certains de toute ma reconnaissance et de tout mon amour.*

*Je ne pourrais pas oublier mon amie ma sœur ISMAHEN qui m'a accompagnée et ma soutenue durant cette période. Je lui adresse toute ma reconnaissance pour notre amitié.*

*Ainsi mes amies, Pour le soutien qu'ils m'ont toujours apporté.*

*A mes collègues de promotion,*

*Qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance:*

## Remerciements

*Je tiens à remercier Allah tout puissant qui m'a donné la santé, le courage, et la volonté pour réaliser ce modeste travail.*

*A monsieur le Président du jury Mr BEREKSI REGUIGU.F, Professeur à l'Université de Tlemcen, Directeur du laboratoire de Recherche de Génie Biomédical, qui m'a fait l'honneur d'accepter de présider ce jury, Hommage respectueux.*

*A Mr. DEBBAL. S, Professeur à l'Université de Tlemcen, qui m'a proposé ce sujet de thèse, pour son aide et ses conseils, qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude, mes remerciements les plus respectueux et les plus sincères.*

*J'exprime ma profonde gratitude à Mr CHIKH. M.A, Professeur à l'Université de Tlemcen, et à MrHADJ SLIMANE. Z.E, Maître de conférences à l'Université de Tlemcen, qui a accepté de participer au jury d'examen de ce mémoire.*

*Enfin, je tiens à remercier vivement toutes les membres de laboratoire Génie Biomédical, Pour leur aide, leur patience et leur gentillesse, mes sincères remerciements.*

## Table des matières

Résumé	i
Abstract	i
Liste des figures	iv
Liste des tableaux	vi
Liste d'abréviations	vii
Introduction	viii
<b>1 Généralités sur le système cardiovasculaire</b>	
1.1 Introduction	1
1.2 Cœur, centre du Système cardiovasculaire	1
1.3. La révolution cardiaque	3
1.4 L'auscultation et la phonocardiographie	4
1.4.1. Bruit et Foyers d'auscultation	4
1.4.2 Description des Bruit cardiaques	5
1.4.2.1 Bruits audibles	5
1.4.2.2 Bruits inaudibles	6
1.4.3 Bruits d'auscultation pathologique	7
1.4.3.1 Altération des bruits du cœur initialement normaux	7
1.4.3.2 Dédoublément	7
1.4.3.3 Bruit diastolique	7
1.4.3.4 Bruits systolique	8
1.4.3.5 Souffles	8
1.4.3.6 Le frottement péricardique	14
1.4.4 La PhonocardiographiePCG	14
1.5 Caractéristiques d'un signal PCG	15
1.6 Conclusion	16
<b>2 Introduction à la théorie des ondelettes</b>	
2.1 Introduction	18
2.2 Analyse de Fourier (TF)	18
2.2.1 Série de Fourier	19
2.2.2 Transformée de Fourier	19
2.3 Limitation de la transformée de Fourier	20
2.4 L'Analyse temps fréquence	22
2.4.1 Fonction fenêtre	22
2.4.2 Transformée de Fourier à court-terme (TFCT)	23
2.5 Conclusion sur l'analyse de Fourier: Nécessité d'une nouvelle transformée	25
2.6 La Transformée d'Ondelette	26
2.6.1 Définition	26
2.6.2 Transformée d'Ondelette continue(TOC)	26
2.6.3 Transformée en ondelettes discrète (TOD)	27
2.6.4 Analyse Multi résolution (AMR)	27
2.7 Conclusion	29

### **3 Le choix de l'ondelette analysante**

3.1 Introduction .....	31
3.2 Choix de l'ondelette analysante.....	31
3.2.1 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =0.01.....	32
3.2.2 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =0.1.....	34
3.2.3 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =1.....	36
3.2.4 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =3.....	38
3.2.5 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =5.....	40
3.3 Conclusion.....	43

### **4 La classification des signaux phonocardiogrammes pathologiques**

4.1 Introduction .....	45
4.2 Analyse des signaux phono cardiogrammes PCG.....	45
4.2.1 Analyse des signaux PCG du 1 <sup>er</sup> groupe ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal .....	45
4.2.2 Analyse des signaux PCG du 2 <sup>ème</sup> groupe caractérisés par clicks.....	47
4.2.3 Analyse des signaux PCG du 3 <sup>ème</sup> groupe caractérisés par souffles.....	48
4.3 Conclusion.....	50

### **5 Analyse du degré de sévérité des signaux phonocardiogrammes pathologiques**

5.1 Introduction .....	52
5.2 Le rapport énergétique RE.....	52
5.2.1 Analyse du degré de sévérité du signal PCG pathologique d'une sténose aortique.....	55
5.2.2 Analyse du degré de sévérité du signal PCG pathologique d'une sténose mitrale.....	56
5.2.3 Analyse du degré de sévérité du signal PCG pathologique de Sommutation de galop.....	57
5.3 Conclusion.....	59

### **CONCLUSION GENERALE**

Bibliographie.....	68
--------------------	----

## Liste des figures

Fig 1.1- Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques .....	2
Fig 1.2- Circulation sanguine dans le cœur lors d'une révolution cardiaque .....	3
Fig 1.3- Coupe transverse laissant apparaître les quatre appareils valvulaires.....	4
Fig 1.4- Les Foyers d'auscultation cardiaques et la forme du signal (PCG) généré.....	5
Fig 1.5- Exploration du système cardiovasculaire : Pressions, Volume ventriculaire, ECG, .....	6
Fig 1.6- (a) cas normal (b) L'effet de l'hypertension artérielle (HTA) et (c) l'anémie sur l'intensité du signal (PCG).....	7
Fig 1.7- Illustration de Dédoublément cardiaque .....	7
Fig 1.8- Illustration des bruits diastoliques .....	8
Fig 1.9- Bruits surajoutés diastoliques et systoliques.....	8
Fig 1.10- Sièges et irradiations thoraciques des principaux souffles .....	9
Fig 1.11- Les principaux souffles organiques .....	10
Fig 1.12- Souffle systolique d'éjection .....	11
Fig 1.13 - Souffle holosystolique de régurgitation.....	12
Fig 1.14- Chronologie et morphologie des souffles .....	14
Fig 1.15- (a) signal (PCG) pour un sujet normal, (b) signal pathologique (severe systolic dysfunction).....	15
Fig 2.1- Représentation temporelle et fréquentielle du signal : $x(t)=\sin(2*\pi*f1*t)+\sin(2*\pi*f2*t)$ et $y(t) = x(t)+$ bruit blanc.....	20
Fig2.2 - Fonction fenetre rectangulaire .....	22
Fig 2.3- Transformée de Fourier à fenêtré : (a) porte étroite, (b) porte large.....	24
Fig2.4- Pavage du plan temps-fréquence avec une TF à fenêtré.....	24
Fig 2.5- Résolutions en temps et en fréquence obtenues par la transformée en ondelettes.....	25
Fig 2.6- Illustration de la variation du facteur d'échelle, (a) l'Onde mère, (b) l'Onde pour $0 < a < p1$ , (c) l'Onde pour $a > 1$ .....	26
Fig 2.7- L'arbre de décomposition.....	28
Fig 3.1- Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.01.....	33
Fig 3.2- La variation du RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 0.01) .	34
Fig 3.3- Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.1.....	35
Fig 3.4 - La variation du RSB pour différentes ondelettes optimales (l'ajout de bruit d'un degré 0.1)	36
Fig 3.5 - Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré de 1 .....	37
Fig 3.6 - La variation du RSB pour différentes ondelettes optimales (degré de bruit=1) .....	38
Fig 3.7- Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré de bruit =3 .....	39
Fig 3.8- La variation du RSB pour différentes ondelettes optimales (l'ajout d'un bruit de degré 3)...	40
Fig 3.9- La variation du RSB t pour différentes ondelettes optimales (degré de bruit=3) .....	41
Fig 3.10- La variation du RSB pour différentes ondelettes optimales (degré de bruit=5) .....	42
Fig 3.11- Analyse d'un cycle PCG (sujet sain) avec l'ondelette analysante « db7 ».....	42
Fig 4.1- Histogrammes de la variation du RSB des signaux PCG du 1er groupe avec rajout de différents degrés de bruit.....	46
Fig 4.2- Histogrammes de la variation du RSB des signaux PCG du 2ème groupe avec rajout de différents degrés de bruit.....	48
Fig 4.3- Histogrammes de la variation du RSB des signaux PCG du 3ème groupe avec rajout de différents degrés de bruit.....	49

Fig 5.1-Histogrammes de la Variation du rapport énergétique et du rapport signal sur bruit pour différents cas d'évolution d'une sténose aortique .....	55
Fig 5.2-Variation du rapport signal sur bruit pour différents cas pour différents cas d'évolution d'une sténose aortique .....	55
Fig 5.3-Histogrammes de la Variation du rapport énergétique et du rapport signal sur bruit pour différents cas d'évolution d'une sténose mitrale .....	56
Fig 5.4-Variation du rapport signal sur bruit pour différents cas pour différents cas d'évolution d'une sténose mitrale .....	56
Fig 5.5-Histogrammes de la Variation du rapport énergétique et du rapport signal sur bruit pour différents cas d'évolution d'une sommation de galop.....	57
Fig 5.6-Variation du rapport signal sur bruit pour différents cas pour différents cas d'évolution d'une sommation de galop.....	57

## Liste des tableaux

TABLEAU1.1-Les caractéristiques fréquentielles et temporelles des bruits cardiaques.....	15
TABLEAU3.1-Types d'Ondelettes utilisées dans l'analyse.....	32
TABLEAU4.1-La variation du RSB des signaux PCG du 1 <sup>er</sup> groupe avec rajout de différents degré de bruit.....	46
TABLEAU4.2-La variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 2 <sup>ème</sup> groupe avec rajout de différents degrés de bruit.....	47
TABLEAU4.3-Variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 3 <sup>ème</sup> groupe avec rajout de différents degrés de bruit.....	49
TABLEAU5.1-Résultats des variations des rapports énergétiques et rapport signal sur bruit.....	54



## Liste d'abréviations

<b>AMR</b>	:	Analyse Multi résolution
<b>AG</b>	:	Atrial galop
<b>CO</b>	:	Contraction de l'aorte
<b>ES</b>	:	Early systolic
<b>ECCG</b>	:	Electrocardiogramme
<b>ES</b>	:	Energie du souffle
<b>ET</b>	:	Energie totale
<b>IM</b>	:	Innocent murmure
<b>LS</b>	:	Late systolique
<b>N</b>	:	PCG Normal
<b>OS</b>	:	Open snap
<b>PAS</b>	:	pansystolique
<b>PCG</b>	:	Phonocardiogramme
<b>RE</b>	:	Rapport énergétique
<b>RSB(SNR)</b>	:	Rapport signal sur bruit
<b>RD</b>	:	Redressement diastolique
<b>MR</b>	:	Retrecissement mitral
<b>TF</b>	:	Transformée de Fourier
<b>TFFG</b>	:	Transformée de Fourier à fenêtre glissante
<b>TFD</b>	:	Transformée de Fourier discret
<b>TO</b>	:	Transformée en ondelette
<b>TOC</b>	:	Transformée en ondelettes continues
<b>TOD</b>	:	Transformée en ondelettes discrètes

## Introduction

Au cours de sa révolution cardiaque, le cœur peut produire d'innombrables bruits. Les bruits générés peuvent être caractéristiques de différentes pathologies cardiaques. Aujourd'hui, il existe des appareils sophistiqués permettant de poser le diagnostic. Cependant, la première analyse et détection d'un éventuel problème se fait généralement à l'aide d'un outil simple: le stéthoscope. En effet, ce dernier permet d'écouter le cœur et de détecter les éventuels bruits suspects. La pratique a démontré qu'il était très complexe de reconnaître les différents bruits cardiaques qui peuvent être détectés lors de l'auscultation. Cette complexité est essentiellement due à la multiplicité des bruits qui peuvent apparaître durant un cycle de battement cardiaque.

Dans le domaine de l'électronique biomédicale, les recherches scientifiques ont abouti à d'énormes progrès ces dernières années. C'est ainsi qu'à l'aide des nouvelles technologies appliquées et de l'utilisation de l'outil informatique, il a été obtenu une approche des plus parfaite possible dans l'étude complexe du fonctionnement des organes du corps humain tels que le cerveau, le rein, le foie, l'estomac, et surtout le cœur : moteur essentiel et source de vie de chacun.

C'est dans ce cadre que notre travail de Magister s'inscrit, il consistera à l'étude et à l'analyse du signal phono cardiogramme(PCG), afin d'aider à établir un meilleur diagnostic de l'état cardiaque du patient. En effet, le signal (PCG) reflète les signaux acoustiques non stationnaires engendrés par l'activité cardiaque (normaux et pathologiques). Ces derniers sont émis par le cœur et converti en un signal électrique puis enregistré. Il est affecté parfois par des souffles surajoutés qui nuisent au bon diagnostic et de son interprétation. A ce titre, il existe une panoplie de moyens d'analyse qui permettront de mieux faire ressortir les caractéristiques propres du signal (PCG). La transformée d'ondelette constitue l'un des outils les plus fiables a cette analyse.

✚ La démarche adoptée dans notre recherche s'articule autour de quatre grandes parties :

### ***Chapitre1 : Généralités sur le système cardiovasculaire :***

Pour justifier la démarche algorithmique de notre travail, il est donc essentiel de décrire en premier lieu le contexte médical de ce projet. Nous décrivons tout d'abord l'architecture et le fonctionnement du cœur humain.

## ***Chapitre2 : Généralités sur la transformée d'ondelette :***

Ce chapitre introductif à la théorie des Ondelettes présente des notions importantes pour toute la suite de notre mémoire. La première partie sera consacrée à des définitions sur l'analyse de Fourier. On verra dans une deuxième section de ce chapitre que les inconvénients de cet outil d'analyse va faire appel à des outils plus avancées et plus complexes (entre autre la transformée d'ondelettes).

## ***Chapitre3 : choix de l'ondelette analysante :***

**Dans** ce chapitre, on s'appliquera à démontrer l'ordre et le type d'ondelette la plus adéquate pour une analyse ultérieure des signaux PCG (normaux et pathologiques)

## ***Chapitre4 : La Classification des signaux phono cardiogrammes pathologiques :***

Dans ce chapitre nous proposons dans le quatrième chapitre une classification des différents groupes des signaux (PCG) après le choix de l'ondelette analysante choisie.

## ***Chapitre5 : Le degré de sévérité des signaux phono cardiogrammes pathologiques :***

Enfin dans ce chapitre nous allons procéder à l'application de la transformée d'ondelettes discrète (TOD) pour analyser le degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes. De mesurer les paramètres rapport énergétique et le rapport signal sur bruit qui peuvent être un indicateur efficace sur leur degré de sévérité pathologique.

Enfin, nous concluons notre travail en résumant les principaux tests que nous avons présentés dans le domaine d'analyse des signaux phono cardiogrammes. Nous suggérerons quelques axes de recherche possibles pour la continuité de ce travail.

# Chapitre I

---

## Généralités sur le système cardiovasculaire

**C**e chapitre tente dans la mesure du possible d'exposer les notions fondamentales sur le système cardiovasculaire, les pathologies cardiaques. Nous mettons en relief le principe du phonocardiogramme (PCG), les bruits cardiaques, l'origine de leur production. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles de ces bruits sont décrites avec beaucoup de clarté et de précision pour faciliter la compréhension de la problématique de ce mémoire.

## 1.1 Introduction

Pendant longtemps, les médecins ont compté sur l'auscultation aidée par un outil simple (le stéthoscope) pour la détection et la caractérisation des pathologies cardiaques. La prise d'une décision fiable basée sur l'auscultation et la capacité de l'ouïe humaine, reste une tâche délicate et insuffisante. Cette technique a perdu beaucoup de son intérêt depuis l'avènement de l'échocardiographie [1], d'ECG, et le développement de l'imagerie cardiaque (IRM). Ces techniques ont changé cette situation. Elles sont devenues dominantes dans l'évaluation cardiaque que l'utilisation principale de l'auscultation.

Cependant, il existe quelques anomalies cardiaques qui sont mieux détectées par des bruits cardiaques. Les techniques numériques du traitement de signal avancé tel que les *Ondelettes*, d'un côté et les nouveaux stéthoscopes électroniques d'un autre côté ont remis l'auscultation cardiaque à jour. Donc avec le signal phonocardiogramme PCG et son traitement par les plus puissants outils du traitement de signal, l'auscultation cardiaque est de nouveau considérée par les cliniciens dans leur diagnostic médical.

Ces informations, comme la localisation temporelle des bruits du cœur, le nombre de leurs composantes internes, leur contenu fréquentiel, peuvent être étudiées directement par le développement des outils de traitement des signaux capables d'extraire de telles informations contenues dans le signal PCG.

Ce chapitre préliminaire fournira des notions fondamentales sur le système cardiovasculaire, les principaux éléments anatomiques du cœur, un ensemble divers des pathologies cardiaques qui l'affecte, une bonne partie est accordée à la définition des différents bruits cardiaques, l'origine de leur production. L'accent sera mis sur le principe de la phonocardiographie PCG. Nous terminons ce chapitre par présenter les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.

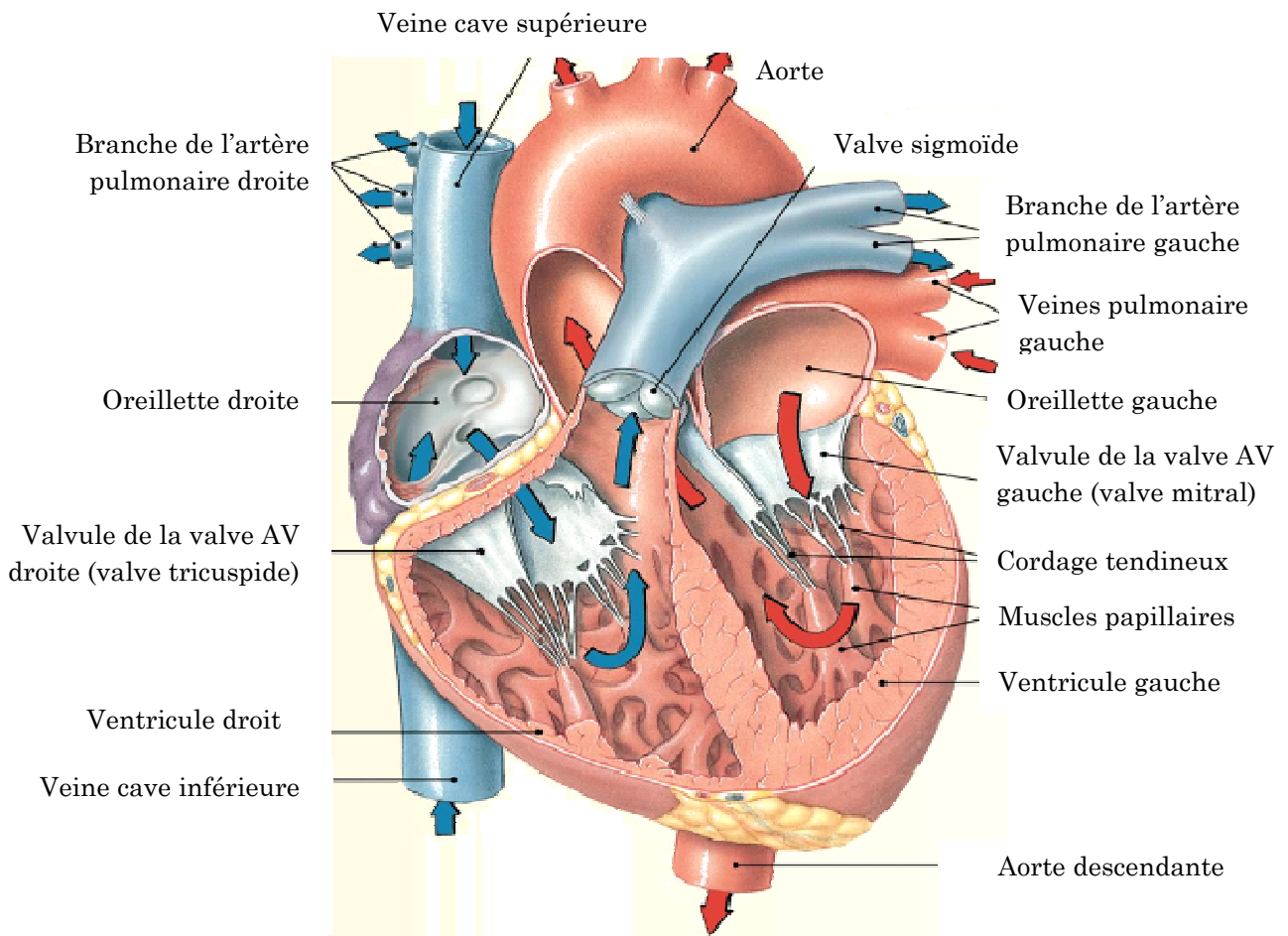
## 1.2 Cœur, centre du Système cardiovasculaire

Le cœur, organe musculaire d'environ 250 grammes, situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimité par les 2 poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il mesure entre 14 et 16 cm pour un diamètre de 12 à 14 cm chez l'adulte et d'un volume de 50 à 60 cm<sup>3</sup>, un peu plus gros chez l'homme que chez la femme. Le cœur est un organe creux

formé de trois couches (parois) distinctes qui sont de l'intérieur vers l'extérieur: le péricarde, le myocarde ou muscle cardiaque et l'endocarde [2].

Il est composé de deux entités distinctes séparées: le cœur droit et le cœur gauche. Chaque cœur est composé d'un ventricule sur la partie inférieure et d'une oreillette sur la partie supérieure, séparés par la valve tricuspide pour le cœur droit et la valve mitrale pour le cœur gauche. Le septum inter auriculaire est la cloison séparant les oreillettes, le septum ventriculaire la cloison séparant les ventricules. Il n'y a pas de connexion du tissu myocardique (musculaire) entre oreillettes et ventricules. Ainsi, aucun échange de sang entre la partie supérieure et la partie inférieure n'est possible. Le passage est unidirectionnel entre oreillette vers ventricule et cela via les valves cardiaques.

La figure (1.1), montre la structure anatomique du cœur ainsi que la direction du flux du sang dans les cavités cardiaques.



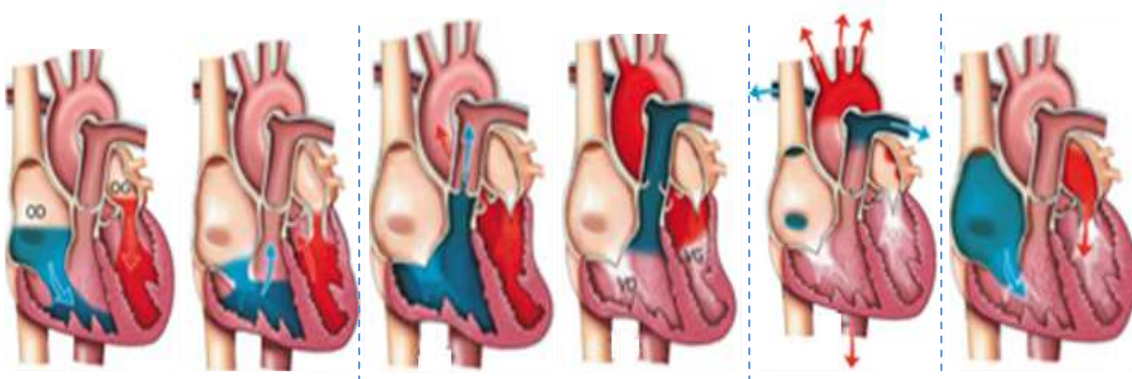
**FIGURE 1.1**-Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques

Le cœur est la pompe responsable du maintien d'une circulation adéquate du sang oxygéné dans le réseau vasculaire de l'organisme (Fig. 1.1):

- Le côté droit du cœur renvoi le sang pauvre en oxygène aux poumons pour éliminer le dioxyde de carbone et ré oxygéner le sang.
- L'oreillette droite reçoit le sang veineux apporté par la veine cave et propulsé dans le ventricule droit qui en se contractant envoi le sang dans les poumons via l'artère pulmonaire (qui est donc la seule artère transportant du sang pauvre en oxygène).
- Le sang oxygéné dans les poumons revient alors de cœur gauche au niveau de l'oreillette via les 4 veines pulmonaires.
- Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule gauche et doit traverser la valve mitrale, qui contrôle le débit.
- En se contractant, le cœur propulse via la valve aortique puis l'aorte (plus gros vaisseau sanguin de l'organisme) le sang dans l'ensemble du réseau des artères.

### 1.3. La révolution cardiaque

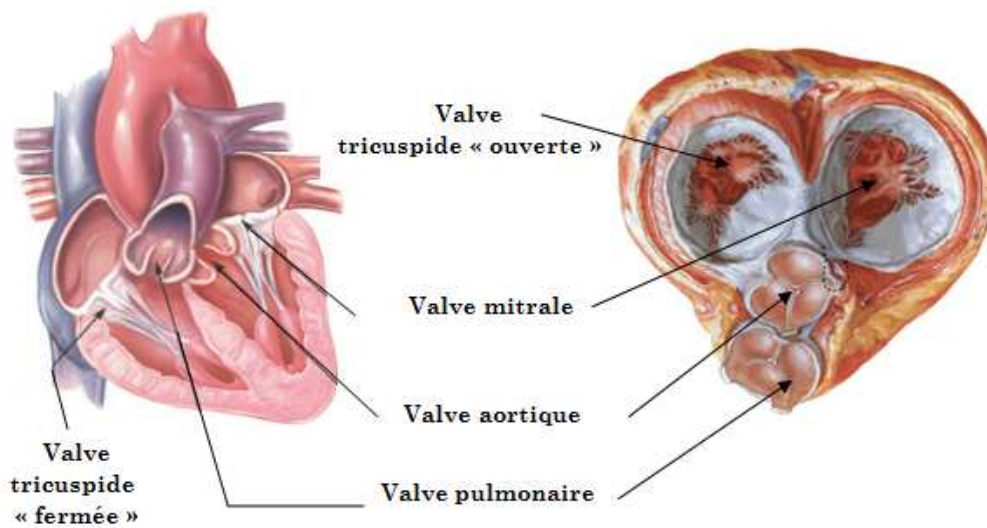
Généralement, elle est caractérisée par trois phases: la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole. Au cours de la **systole auriculaire**, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (Fig. 1.2(a)). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les **valves auriculo-ventriculaires** entre les oreillettes et les ventricules se ferment (Fig. 1.3). Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur.



(a) (b)(c) (d)

**FIGURE 1.2**-Circulation sanguine dans le cœur lors d'une révolution cardiaque : (a) contraction des oreillettes et remplissage des ventricules, (b) contraction des ventricules,(c) expulsion du sang dans les gros vaisseaux,(d) remplissage des oreillettes

**La systole ventriculaire** implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire (Fig. 1.1.b). Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes - **la valve pulmonaire à droite** et **la valve aortique à gauche** se ferment (Fig1.3). Ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées, se remplissent de sang (Fig. 1.1.d). Enfin, **la diastole** est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage des ventricules, par les oreillettes droites et gauches et depuis les veines caves et pulmonaires.



FIGURE

1.3-Coupe transverse laissant apparaître les quatre appareils valvulaires

## 1.4 L'auscultation et la phonocardiographie

### 1.4.1 Bruit et Foyers d'auscultation

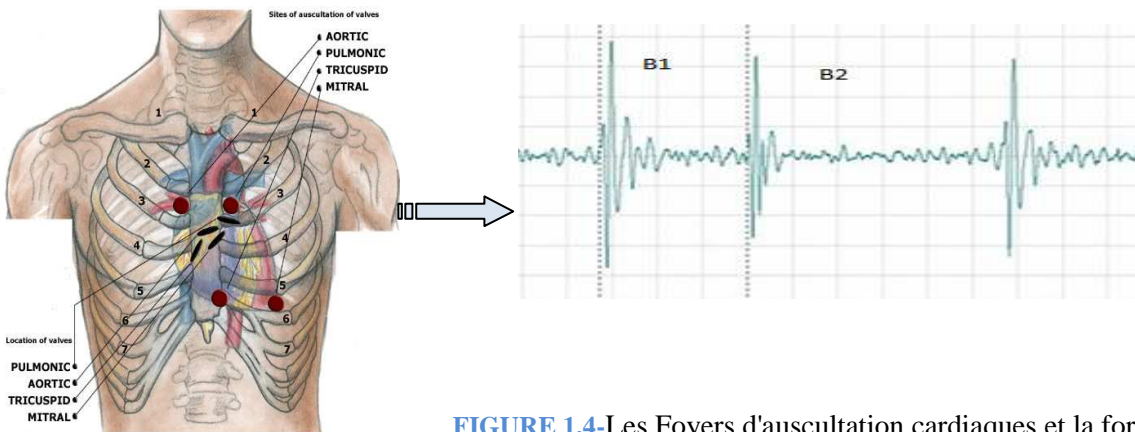
Les bruits des battements cardiaques sont principalement des bruits de fluides (sang) et de matériaux (valves), plus précisément :

- Des événements dynamiques.
- La contraction et la relaxation des oreillettes et des ventricules.
- Le mouvement des valves.
- L'écoulement du sang, la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves.

L'auscultation du cœur s'intéresse principalement à l'écoute de ces bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope. Les sites d'auscultation optimale sont :



- **Foyer mitral** : le sang qui traverse la mitrale va vers la pointe du cœur. La meilleure perception est au niveau du 5ème espace intercostal, sur la ligne médio claviculaire, en position sous-mamelonnaire.
- **Le foyer tricuspide** : comme le cœur est couché à 45°, le flux sanguin qui traverse la valve tricuspide se dirige vers le bas : on entend mieux la tricuspide au foyer xiphoïdien.
- **Le foyer aortique** : extrémité interne du 2ème espace intercostal droit, correspondant au foyer d'auscultation principal des sigmoïdes aortiques.
- **Le foyer pulmonaire** : extrémité interne du 2ème espace intercostal gauche, le long du sternum, correspondant aux valvules sigmoïdes pulmonaires, accessoirement aux valvules aortiques (foyer aortique accessoire se prolongeant le long du bord gauche du sternum).



**FIGURE 1.4-**Les Foyers d'auscultation cardiaques et la forme du signal (PCG) généré

## 1.4.2 Description des Bruit cardiaques

Dans l'état normal, le cœur donne naissance à quatre bruits cardiaques (Fig.1.5): le bruit (B1) et (B2) qui sont produit pendant chaque cycle cardiaque, le bruit (B3) et (B4) avec des amplitudes nettement moins importantes que les deux premiers bruits [3]. Ces deux derniers parfois sont des signes précoces d'une pathologie ou parfois sont liées à l'âge (enfance ou vieillesse).

### 1.4.2.1 Bruits audibles

Dans un cœur normal, seul le premier et le deuxième bruit (**B1** et **B2**) sont clairement audibles au stéthoscope, ces derniers ressemblent aux onomatopées "toc tac".

- Le premier bruit(B1) : est maximum à la pointe, il est sourd. Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole et à la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide).

- Le deuxième bruit(B2) : plus sec, est maximum à la base. Il est de tonalité plus élevée et correspond à la fermeture des valves sigmoïdes aortiques et pulmonaires.

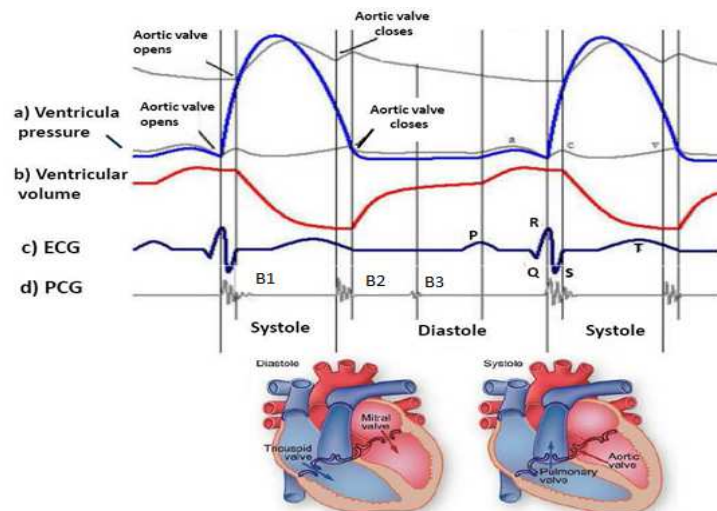
Ce deuxième bruit se dédouble à l'inspiration chez le sujet normal (l'inspiration augmente le remplissage des cavités droites, ce qui allonge le temps d'éjection ventriculaire droit et retarde la composante pulmonaire de B2). La pression est supérieure à celle qui produit B1 ⇒bruit plus aigu, plus claquant, plus bref. De plus, les valves sont plus petites et se ferment plus vite. Entre B1 et B2 se trouve le petit silence qui correspond à la systole ventriculaire. Entre B2 et le B1 suivant se trouve le grand silence correspondant à la diastole ventriculaire.

### 1.4.2.2 Bruits inaudibles

Le phono cardiogramme montre des petites composantes inaudibles ajoutées à B1 : bruit du sang pendant l'éjection, et l'ouverture des sigmoïdes.

- Le troisième bruit (B3) : Bruit hémodynamique : ce n'est pas un claquement mais une vibration entraînée par le passage du sang à travers la valve (AV). C'est un bruit d'écoulement. Il est dû au remplissage rapide (dure 100 ms). Ce bruit peut devenir audible lorsqu'il y a augmentation du flux de remplissage : fréquence cardiaque élevée lors d'activité physique, chez le jeune enfant, le nouveau-né : 130 – 140 Hz. Dans certains cas, chez le sujet jeune, on peut entendre dans le grand silence un troisième bruit, très sourd, peu intense, ou B3, qui correspond à la phase de remplissage rapide initiale du ventricule gauche. Ce rythme à trois temps disparaît en position debout.

- Le quatrième bruit (B4) : Ce bruit est dû à la traduction de la contraction des oreillettes. systole auriculaire : augmentation du remplissage (80 ms).



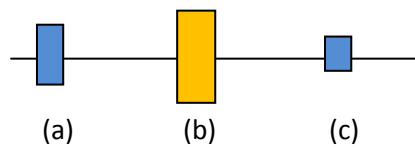
**FIGURE 1.5**-Exploration du système cardiovasculaire : Pressions, Volume ventriculaire, ECG, Bruit du cœur(PCG)

### 1.4.3 Bruits d'auscultation pathologique

Trois types d'anomalies peuvent s'entendre à l'auscultation: les anomalies des bruits physiologiques, des bruits surajoutés et des souffles cardiaques.

#### 1.4.3.1 Altération des bruits du cœur initialement normaux[4]

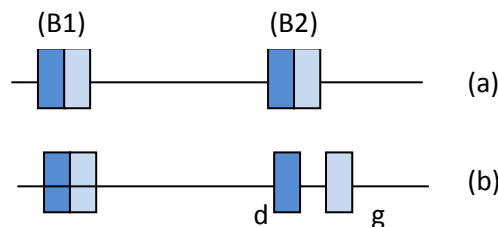
Elle se traduit par une variation d'intensité du signal PCG (Fig.1.6). L'augmentation d'intensité est suite d'un : Exercice sportif ou une hypertension artérielle (HTA). Cependant, une diminution d'intensité de signal renseigne d'une éventuelle : anémie (la conduction des bruits est due à la viscosité sanguine) ou une insuffisance cardiaque.



**FIGURE 1.6-**(a) cas normal (b) L'effet de l'hypertension artérielle (HTA) et (c) l'anémie sur l'intensité du signal (PCG)

#### 1.4.3.2 Dédoublément [4]

En conditions normales, les deux bruits B1 et B2 sont indissociables. Tandis dans le cas pathologique, un dédoublément de B1 et de B2 s'observe en cas de bloc de branche. Souvent on observe un dédoublément de B2, large et fixe quel que soit le temps respiratoire. Ceci est à la limite de la normale (existe souvent chez le sujet jeune).La figure ci-dessous(Fig.1.7) explique le phénomène de Dédoublément.



**FIGURE 1.7-**Illustration de Dédoublément cardiaque : (a) les deux bruits B1 et B2 pour un sujet normal, (b) les deux composantes droites et gauches sont dissociées (d et g Dédoublément de B2)

#### 1.4.3.3 Bruit diastolique [5]

- Le galop : c'est un bruit sourd, diastolique, donnant une impression autant tactile qu'auditive, on l'entend :

- En début de diastole : galop protodiastolique, par accroissement du remplissage rapide initial.

- Au milieu de la diastole : galop mésodiastolique ou de sommation, est traduit par une fusion de B3 et B4 si la diastole est courte (en cas de rythme très rapide).

- En fin de diastole : galop présystolique, par accroissement du remplissage rapide terminal.

On distingue : Le **galop gauche** entendu à la pointe et à l'endapex, traduisant une défaillance du ventricule gauche. Le **galop droit**, entendu à l'appendice xiphoïde, traduisant une défaillance du ventricule droit.

Normal

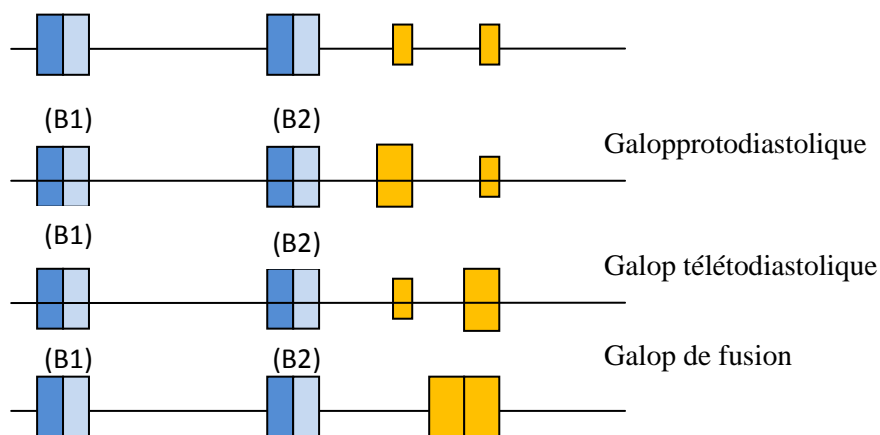


FIGURE 1.8-Illustration des bruits diastoliques

- Le claquement d'ouverture mitrale [5] : c'est un bruit sec, proche du 2ème bruit, entendu à l'endapex, et traduisant une sclérose des valves et un rétrécissement de l'orifice mitral.
- La vibrance péricardique, bruit sec situé dans la première partie de la diastole.

#### 1.4.3.4 Bruits systolique [5]

On perçoit un bruit anormal d'origine différente :

- Le click mésotélésystolique, situé au milieu ou à la fin de la systole, bruit méso ou télé systolique. Il précède souvent une petite insuffisance mitrale télé systolique (prolapsus mitral).
- Claquement protosystolique d'éjection : contemporain de l'ouverture des sigmoïdes aortiques ou pulmonaires, témoigne d'une sclérose des valves.

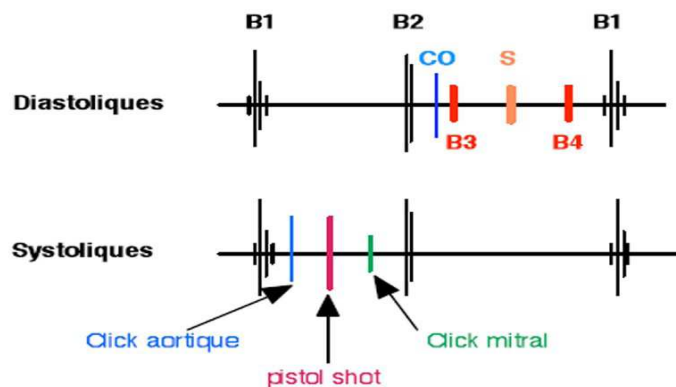
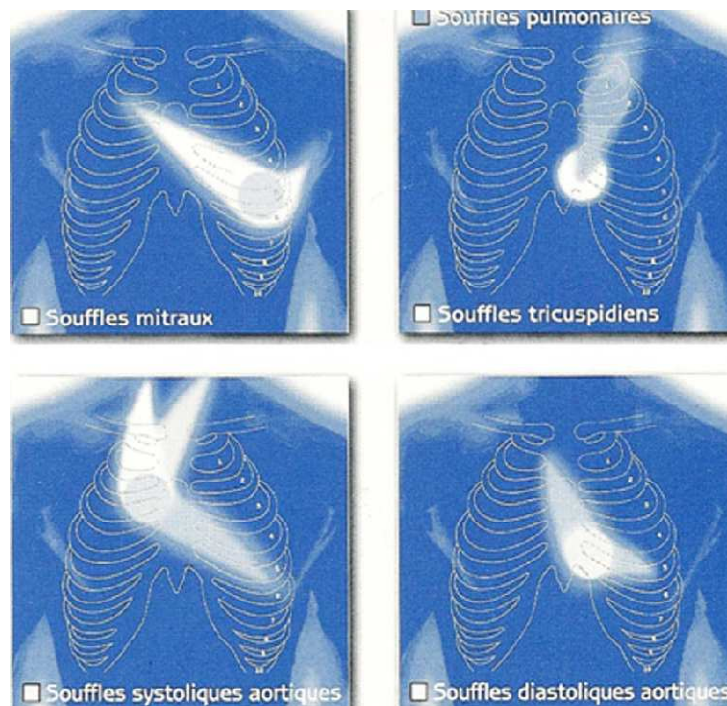


FIGURE 1.9-Bruits surajoutés diastoliques et systoliques

### 1.4.3.5 Souffles

Le souffle est un bruit dû à des turbulences du sang à la sortie d'une sténose. Il se propage dans la direction du flux qui lui a donné naissance : ceci détermine les irradiations des souffles. Elles peuvent être lointaines par rapport au foyer d'origine. La constatation d'un souffle doit faire préciser : son intensité ; sa chronologie ; son foyer maximum et ses irradiations [5]:

- **Intensité :** 1/6 = très faible
  - 2/6 = faible mais facilement perçu
  - 3/6 = moyenne
  - 4/6 = forte avec frémissement
  - 5/6 = très forte
  - 6/6 = entendu à distance du thorax (quelques centimètres) ;
- **Temps d'auscultation**
  - diastolique : entre B2 et B1 : dans le grand silence
  - systolique : entre B1 et B2 : dans le petit silence
- **Localisation :** foyer
  - mitral
  - tricuspide
  - aortique
  - pulmonaire
- **Irradiations :**
  - Foyer mitral : irradie dans le dos.
  - Foyer tricuspide : irradie dans le bas vers l'abdomen.
  - Foyer aortique : irradie vers le cou. A différencier d'un souffle carotidien.
  - Foyer pulmonaire : irradie en arrière dans l'épaule gauche.



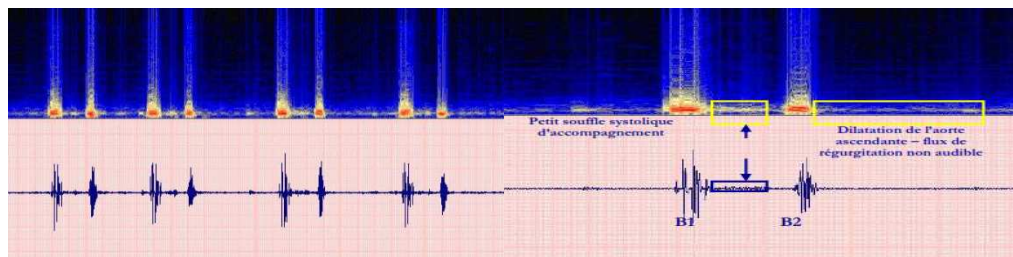
**FIGURE 1.10**-Sièges et irradiations thoraciques des principaux souffles (en blanc le siège maximal et les irradiations)

Les souffles peuvent être classés en trois catégories [5]:

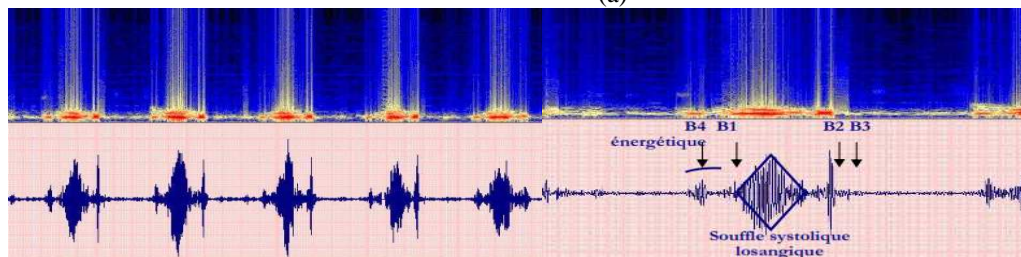
- Les souffles anorganiques : Sont Uniquement protosystoliques. Ils ne correspondent à aucune maladie du cœur. Leur intensité varie en intensité selon le cycle respiratoire, Ils sont variables dans leur topographie, Ils disparaissent en position debout, Ils s'entendent chez le sujet jeune.

- Les souffles fonctionnels : Ils traduisent un mauvais fonctionnement du muscle cardiaque ou une hyperpression dans les gros vaisseaux de la base du cœur. Les orifices valvulaires peuvent se trouver ainsi distendus et les valves deviennent incontinentes. Ils sont susceptibles de disparaître sous l'effet du repos et du traitement médical. Ils ne s'accompagnent pas de frémissement.

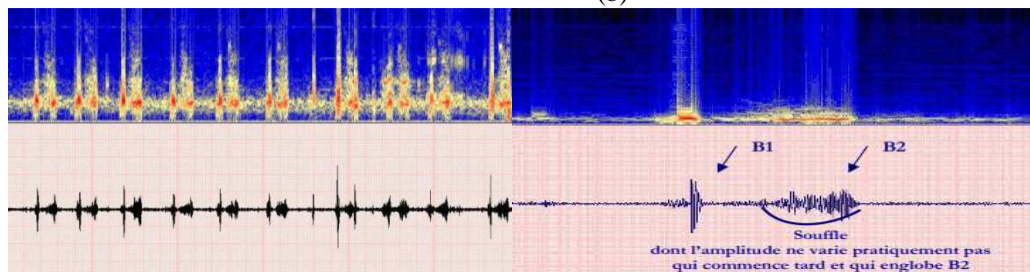
- Les souffles organiques : correspondent à une lésion des orifices valvulaires : Ils sont constants, situés à un foyer déterminé, Ils se propagent dans une direction précise : irradiation, Leur timbre est franc, Ils s'accompagnent souvent d'un frémissement. Les principaux souffles organiques sont au nombre de trois : L'insuffisance mitrale, Le rétrécissement aortique, L'insuffisance aortique.



(a)



(b)



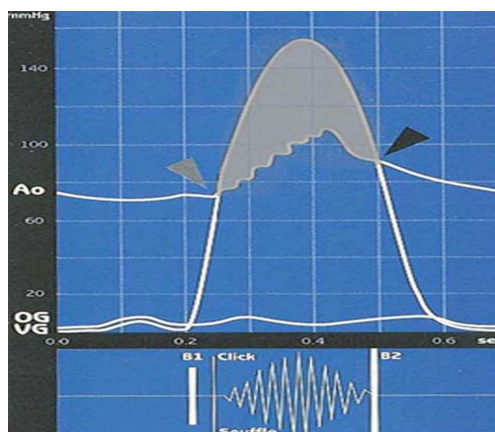
(c)

**FIGURE 1.11**-Les principaux souffles organiques : (a) L'insuffisance aortique, (b) Le rétrécissement aortique, (c) L'insuffisance mitrale et télé systolique

Généralement, Les souffles sont souvent mixtes : une des combinaisons les plus fréquentes est due aux valves aortiques calcifiées : défaut d'ouverture pendant la systole et défaut de fermeture pendant la diastole : elle est insuffisante et sténose à la fois, on entend deux souffles.

### A. Souffles systoliques d'éjection [6]

Le souffle (Fig1.12) débute à l'ouverture de la valve ventriculo-artérielle (flèche grise) et se termine avant sa fermeture (flèche noire). Il débute ainsi après B1 et respecte la contraction isovolumique. Sur un enregistrement, il a une forme losangique, du fait même du profil du gradient de pression ventriculo-artériel. Son intensité est renforcée après une extrasystole. Noter sa forme losangique entre B1 et B2 sur la ligne inférieure. (Ceci signifie qu'il augmente puis diminue d'intensité au cours de la systole).



**FIGURE 1.12**-Souffle systolique d'éjection : VG, ventricule gauche ; OG, oreillette gauche ; B1 : premier bruit ; B2 : deuxième bruit.

- **Les souffles d'éjection dits de débit et inorganiques**

On les entend dans les situations de débit élevé : effort physique, grossesse, anémie, Thyrotoxicose, fistule artério-veineuse. Au niveau de la valve pulmonaire, l'augmentation du débit se voit en cas de shunt gauche-droit (CIA surtout) Ils ne sont donc pas imputables à une obstruction. Le souffle systolique d'éjection dit « innocent » est un souffle de débit : perceptible chez les sujets jeunes et minces et dans une ambiance tranquille. Il est bien perçu le long du bord gauche du sternum, mais souvent seulement après avoir demandé au sujet de surélever les jambes, de procéder à une hyperventilation ou de réaliser un petit exercice. Sa perception est fonction de la sonorisation de la pièce où se déroule l'auscultation, de l'état physique ou émotionnel du sujet, de l'épaisseur de la paroi thoracique, de l'âge du sujet (environ 96% des enfants sains âgés de moins de 14 ans et 15% des adultes de moins de 40 ans

ont un souffle innocent du fait d'une vitesse circulatoire élevée). Ce souffle est la traduction stéthacoustique du gradient de pression normal au niveau des valves ventriculo-artérielles en systole. Il est très variable (avec la position, l'état physique, etc.). Le terme de *souffle innocent* est tout à fait adapté pour parler aux patients. En effet, cette expression est pour eux synonyme de bon pronostic, donc d'absence d'angoisse. Il est préférable à celui de souffle bénin ou fonctionnel.

- **Les souffles systoliques d'éjection organiques**

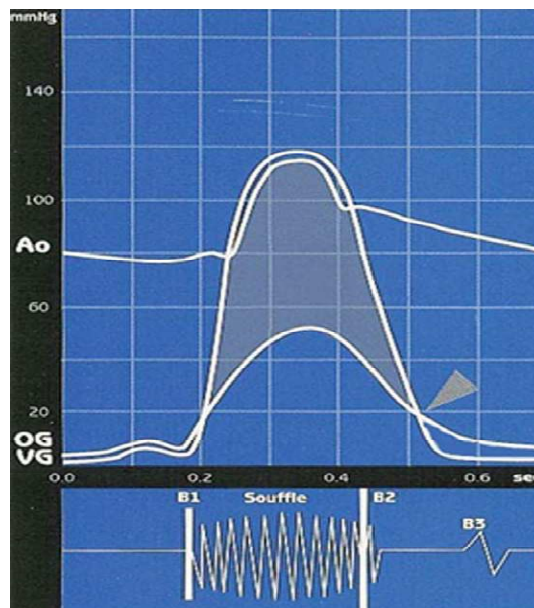
Ils ont pour causes essentielles les rétrécissements valvulaires aortiques ou pulmonaires et la myocardiopathie obstructive (voir questions spécifiques dans les cours de pathologie).

Même si l'intensité du souffle varie avec la sévérité de la sténose, la relation n'est pas suffisante pour une évaluation fiable du degré de sténose à partir de l'intensité du souffle.

### **B. Souffles systoliques de régurgitation [6]**

Ces souffles (Fig.1.13) débutent avec B1 et se terminent avec B2 lorsqu'ils sont holosystoliques (durent toute la systole). Ils ont une forme rectangulaire.

Ces souffles sont produits par un flux rétrograde d'une zone de haute pression intracardiaque vers une zone de plus basse pression, à travers une « ouverture anormale »: insuffisance valvulaire mitrale (IM), communication interventriculaire (CIV), et insuffisance valvulaire tricuspide (IT). Élément diagnostique important, l'inspiration forcée augmente l'intensité du souffle d'insuffisance tricuspide perçu au niveau de la xiphoïde.



**FIGURE 1.13** -Souffle holosystolique de régurgitation



Tous les souffles de régurgitation ne sont cependant pas holosystoliques. La fuite mitrale peut en effet donner naissance à un souffle téléstolique, souvent précédé d'un click. Ces souffles sont surtout le fait de certaines étiologies d'insuffisance mitrale. (Les particularités des différents souffles de régurgitation sont traitées spécifiquement dans les cours de pathologie).

### **C. Souffles et roulements diastoliques [6]**

Ces anomalies auscultatoires traduisent toujours une atteinte organique. Les *souffles diastoliques* des atteintes des valves ventriculo-artérielles : insuffisance aortique (Fig. 1.14a, 4ème ligne), insuffisance pulmonaire. Ils débutent dès le bruit de fermeture de la valve correspondante (B2). Leur intensité va decrescendo dans la diastole. De timbre doux, souvent peu intense, ils sont souvent difficiles à entendre. Ils se recherchent avec la membrane du stéthoscope, en la pressant fermement sur la paroi.

Les *roulements diastoliques* des atteintes des valves auriculo-ventriculaires sont graves et roulants (à rechercher en utilisant le cône du stéthoscope et en l'appliquant sur la paroi thoracique avec la pression minimale). Ils sont en général méso ou méso-télé diastoliques. Le rétrécissement mitral (Fig. 1.14, ligne 5) est à l'origine de la plupart des roulements. Habituellement perçu au niveau de la pointe du cœur, il est mieux entendu en décubitus latéral gauche après un petit effort.

### **D. Souffles continus [6]**

Un souffle continu est perçu à cheval sur B1 et B2, tout au long du cycle cardiaque, lorsque la pression est constamment plus forte dans l'une des deux cavités qui communiquent anormalement. On qualifie son timbre de « tunnelaire » et le souffle a été comparé à un bruit de machinerie ou au bruit d'un rouet. En cas de persistance du canal artériel (Fig. 1.14, ligne 6), le souffle continu est sous-claviculaire gauche.

### **E. Synthèse des caractéristiques des principaux souffles et Roulements [6]**

La description d'un souffle comporte, outre la quantification de l'intensité vue plus haut les éléments suivants: siège d'intensité maximale, irradiations, forme (variations d'intensité entre leur apparition et leur disparition), chronologie, timbre.

- souffle systolo-diastolique continu à maximum méso-systolique et protodiastolique du canal artériel ou de fistule artério-veineuse.

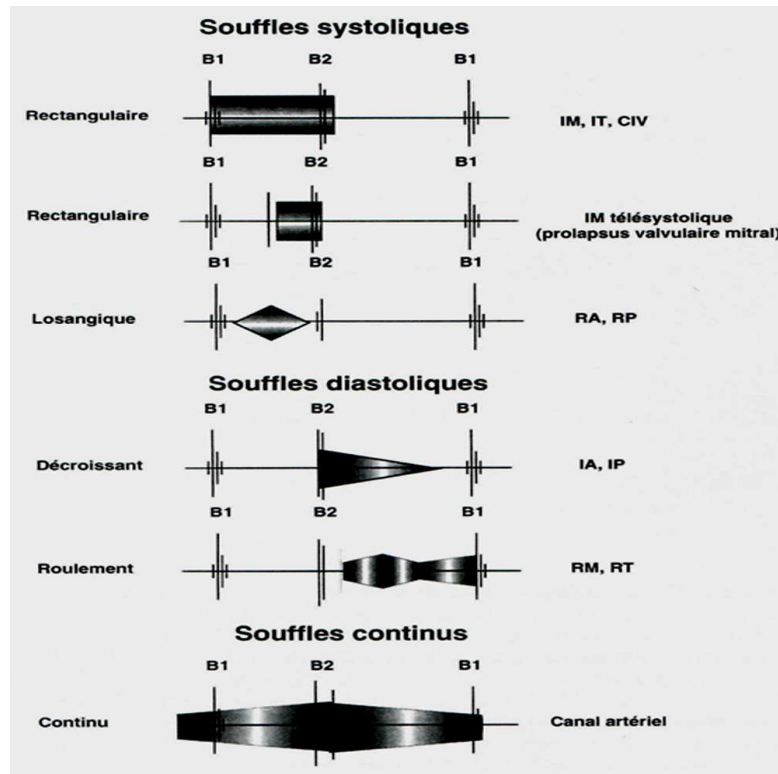


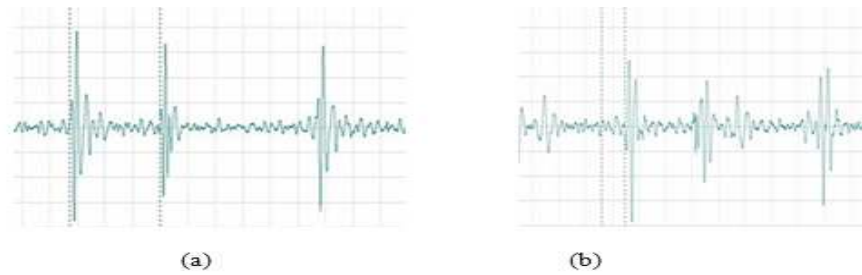
FIGURE 1.14-Chronologie et morphologie des souffles

#### 1.4.3.6 Le frottement péricardique

C'est un bruit superficiel, semblant très près de la membrane du stéthoscope, méso cardiaque. Il est très localisé, sans irradiation (naît et meurt sur place). Il peut être intense, rugueux (crissement de cuir neuf), ou discret (froissement de la soie). Il persiste en apnée, mieux entendu en inspiration en décubitus dorsal, en expiration en position assise. Il augmente d'intensité avec la pression du stéthoscope. Il est fugace.

#### 1.4.4 La Phonocardiographie(PCG)

La phonocardiographie est fondée sur l'enregistrement des vibrations ou oscillations de fréquences diverses, audibles ou non, qui correspondent aux bruits cardiaques normaux ou anormaux [7]. Une représentation graphique de la forme d'onde des bruits cardiaques écoutés à l'aide d'un stéthoscope s'appelle un phono cardiogramme PCG, la technique employée pour capturer et enregistré ces bruits est connue sous le nom de phonocardiographie. Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires des activités sonores quant à la chronologie des signes pathologiques dans la révolution cardiaque, en les situant par rapport aux bruits normaux du cœur [8]. La figure (1.15) montre des exemples des signaux de PCG normal et pathologiques.



**FIGURE 1.15-** (a) signal (PCG) pour un sujet normal, (b) signal pathologique (severe systolic dysfunction)

### 1.5 Caractéristiques spéctro-temporelle d'un signal PCG

Les bruits cardiaques sont par définition des signaux non-stationnaires (dont les propriétés spectrales varient donc en fonction du temps) et sont situés dans la gamme des basses fréquences, approximativement entre 10 et 300 Hz [9]. Le tableau suivant résume les caractéristiques fréquentielles et temporelles des bruits cardiaques :



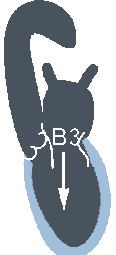
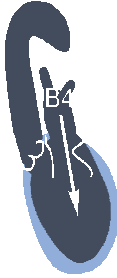
Bruit Cardiaques	B1	B2	B3	B4
<b>Audibilité</b>	⊕	⊕	⊖ (basse fréquence et intensité)	⊖ (basse fréquence et intensité)
<b>F (Hz)</b>	30 - 100	50 – 150	30	30
<b>t(ms)</b>	150	100	100	80
<b>Lieu</b>	Protosystolique	Télesystolique (prédiastolique)	Rotodiastolique	Télédiastolique (présystolique)
<b>Origine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

TABLEAU 1.1- Les caractéristiques fréquentielles et temporelles des bruits cardiaques

## 1.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit quelques notions générales concernant l'anatomie du système cardiovasculaire, les pathologies qui le touche, la notion phonocardiographie et les bruits cardiaques.

Le signal phonocardiogramme PCG est l'outil diagnostique principal dans l'évaluation des valvulopathies. Cet examen non invasif permettra un diagnostic précis de la valvulopathie, de sa gravité et des répercussions sur les ventricules et la pression pulmonaire.

Le signal PCG trouve aussi une application très intéressante dans le domaine de la biométrie : certaines études ont démontré la possibilité d'utiliser le signal de PCG pour l'identification humaine. Cependant, l'interprétation d'un signal PCG devient une tâche très difficile qui demande une très grande habileté et une forte concentration.

Néanmoins le signal PCG acquis n'est pas parfait c'est-à-dire qu'il est noyé dans le bruit et qui nécessite l'utilisation de technique de traitement de signal.

Pour cela, il y a plusieurs méthodes d'analyse de traitement de signal, pour filtrer et extraire les différents composants. Ainsi, l'analyse des signaux phonocardiogrammes par la théorie des ondelettes reste ainsi très indiquée pour l'analyse des bruits cardiaques (normaux et pathologiques).

# Chapitre II

---

## Introduction à la Théorie des Ondelettes

**C** *Chapitre tente de présenter de façon très simple la théorie de la transformée d'Ondelettes qui, on le verra, va s'avérer un outil de traitement le plus efficaces dans l'analyse des signaux phonocardiogrammes.*

## **2.1 Introduction**

En traitement du signal, le temps et la fréquence constituent les deux principaux domaines de représentation de l'information. L'outil de base est la Transformée de Fourier (TF) qui a joué un grand rôle dans le domaine de traitement du signal. Cette transformation du domaine temps au domaine fréquence, propose une analyse globale du signal mais aucune notion de localisation temporelle n'est indiquée.

La première solution, correspond aux analyses de Fourier à fenêtre glissante (TFFG ou STFT en anglais), ou Fourier à court terme, introduites dès 1945 par Gabor. Son principe consiste d'introduire une notion de localité spatiale (ou temporelle) en multipliant le signal analysé par une fenêtre convenablement choisie au préalable possédant de meilleures propriétés de localisation. Ce pendant une fois la fenêtre est choisie, la résolution en temps et en fréquence est fixée.

Les inconvénients rencontrés dans ces deux méthodes (TFFG et TF) sont les principales raisons pour lesquelles la transformée en ondelettes (TO) s'est rapidement imposée comme le meilleur outil pour les représentations temps fréquence.

Les ondelettes apparues au début des années 1980, tout en prenant leur source dans des travaux plus anciens, les ondelettes s'imposent aujourd'hui comme des outils puissants en analyse mathématique et dans des domaines plus appliqués tels que le traitement du signal et de l'image, ou encore la simulation numérique.

Dans ce chapitre, nous rappelons de l'analyse de Fourier, on met en relief la définition de la transformée en Ondelettes dans le cas continu (CWT) et discret (DWT).

## **2.2 Analyse de Fourier (TF)**

En pratique, la plupart des signaux, sont représentés dans le domaine temporel (temps–amplitude). Cette représentation n'est pas toujours la meilleure, dans beaucoup d'applications en traitement du signal l'information la plus pertinente est cachée dans la composante de fréquence du signal (Spectre de fréquence).

Comment allons-nous trouver le contenu en fréquences d'un signal ? La réponse est la Transformée de Fourier (TF).

### 2.2.1 Série de Fourier

Les premières idées de Joseph Fourier sur l'analyse qui porte son nom remontent à 1807, date de publication de son mémoire sur les décompositions en série [11]. Cette fameuse théorie stipule que toute fonction périodique peut être représentée par une série infinie de sinusoides [12]. Elle est donnée par l'équation (2.1) :

$$\begin{cases} f(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \alpha_k e^{jktw_0} \\ \alpha_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-jktw_0} dt \\ T = \frac{2\pi}{w_0} \end{cases} \quad (2.1)$$

Où : \*  $\alpha_k$  représentent des coefficients de Fourier.

\* T la période.

\*  $w_0$  la fréquence fondamentale.

Pour les signaux non-périodiques, il est nécessaire d'avoir recours à une somme continue (intégrale) [13] : c'est la transformée de Fourier du signal.

### 2.2.2 Transformée de Fourier

La transformée de Fourier est une extension des séries de Fourier. Soit  $s(t)$  un signal à énergie finie :

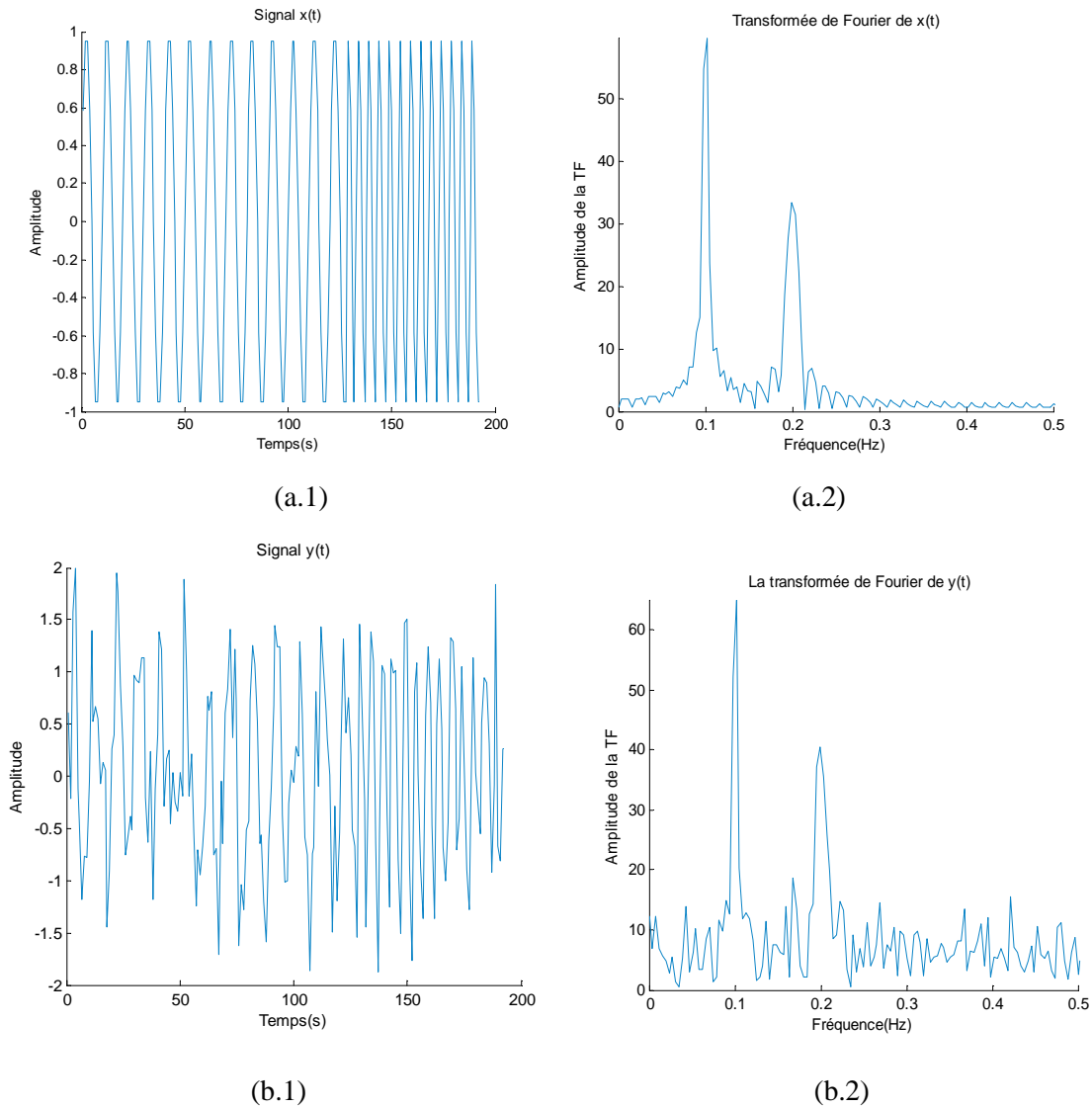
$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt < \infty \quad (2.2)$$

Où  $|s(t)|^2$  représente la densité temporelle d'énergie du signal, sa transformée de Fourier est donnée par :

$$S(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{-j2ft\pi} dt \quad (2.3)$$

La transformée inverse donnée par l'équation (2.4) permet de reconstruire le signal à partir des sinusoides qui le constituent :

$$s(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(f) e^{+j2ft\pi} df \quad (2.4)$$



**FIGURE 2.1**-Représentation temporelle (a.1 et b.1) et fréquentielle (a.2 et b.2) du signal :  $x(t)=\sin(2*\pi*f1*t)+\sin(2*\pi*f2*t)$  et  $y(t) = x(t)+$  bruit blanc

### 2.3 Limitation de la transformée de Fourier

Malgré son succès fulgurant pour analyser une grande variété de signaux linéaires et stationnaires, cette technique a plusieurs limitations en pratique, en particulier son manque évident de localisation temporelle. En effet, l'analyse de Fourier permet de connaître les différentes fréquences excitées dans un signal, c'est-à-dire son spectre, mais ne permet pas de savoir à quels instants ces fréquences ont été émises. Cette analyse donne une information globale et non locale, car les fonctions d'analyse utilisées sont des sinusoides qui oscillent indéfiniment sans s'amortir.



Cette perte de localité n'est pas un inconvénient pour analyser des signaux dont la structure n'évolue pas ou peu (statistiquement stationnaires), mais devient un problème pour l'étude de signaux non stationnaires (presque le cas de tous les signaux biologiques).

Pour illustrer ces limitations, nous allons raisonner à partir d'un cas très simple. Considérons le signal  $x(t)$  qui a été utilisé pour la simulation de la figure (Fig. 2.1.a.1):

1.  $x(t)$  est un signal stationnaire, présente des composantes de fréquence à  $f_1 = 0.10$  Hz et  $f_2 = 0.2$  Hz à tout instant :  $x(t) = \sin(2\pi f_1 t) + \sin(2\pi f_2 t)$
2.  $y(t)$  est le signal utilisé en figure (Fig. 2.1.a.2) :  $y(t) = x(t) + \text{bruit blanc}$ .

En dehors des ridules (qui peuvent être filtrés) et des différences d'amplitudes, les deux spectres (Fig.2.1.b.1) et (Fig.2.1.b.2) : sont presque identiques alors que les signaux correspondants, dans le domaine temporel (Fig.2.1.a.1) et (Fig.2.1.a.2) n'ont aucune ressemblance entre eux. Nous constatons ici que **deux signaux très différents peuvent avoir des transformées de Fourier identiques**.

Mathématiquement, ce résultat s'explique très simplement en regardant de plus près la définition de la TF d'un signal  $s(t)$  donnée par l'équation (2.3) :

La transformée Fourier au point  $f$  est le produit scalaire entre la fonction  $s(t)$  et la fonction  $e^{j2\pi ft}$ . L'addition étant commutative, cela veut dire que l'ordre dans lequel sont sommés les différents produits qui contribuent au produit scalaire importe peu. Or la fonction  $e^{j2\pi ft}$  oscillant de la même façon sur tout l'axe des réels, cela signifie que tous les points de la fonction sont traités de la même façon. C'est précisément pour cela que l'événement "changement de fréquence" dans le signal  $y(t)$  est noyé dans la somme infinie de termes de chacun des produits scalaires (pour chacune des fréquences  $f$ ).

Il faut donc bien comprendre ici que la transformation de Fourier ne fait pas disparaître l'information, mais elle peut se retrouver répartie sur l'étendue des fréquences et devenir ainsi non détectable sur la transformée de Fourier.

Donc La TF n'est donc pas l'outil adéquat pour les signaux non stationnaires, à une exception: la TF peut être utilisée pour les signaux non stationnaires si on ne s'intéresse qu'aux composantes spectrales qui existent dans le signal et non aux instants où elles s'apparaissent.

Une première idée est de modifier la transformée de Fourier pour lui donner ce pouvoir de localisation, c'est l'idée de la transformation de Fourier à fenêtre.

## 2.4 L'Analyse temps fréquence

Pour donner un pouvoir de localisation aux fonctions analysantes de la transformée de Fourier, qui oscillent avec la même amplitude sur tout l'axe des réels, on multiplie le signal par une fonction fenêtre de manière à sélectionner uniquement la partie utile du signal. La fenêtre est bien sûr traduite de manière à observer toutes les parties utiles du signal, on parle de la transformée de Fourier à court terme (TFCT) (*Short time Fourier Transform (STFT)*). Avant d'aborder la TFCT, la fonction fenêtres va être présentée.

### 2.4.1 Fonction fenêtre

Une **fenêtre** est une fonction régulière, qui varie lentement et qui est bien localisée, autrement nulle en dehors de certaines zones [12]. La forme la plus simple de fenêtre semble être la fonction porte, qui vaut "un" à l'intérieur de la fenêtre et "zéro" partout ailleurs [11]. Une fonction de fenêtrage est essentiellement définie par son centre et sa largeur. La figure (Fig.2.2) représente une telle fonction : 0 est le centre et  $2\tau$  est la largeur de la porte.

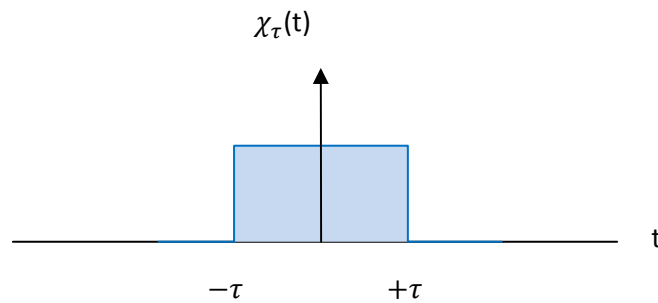


FIGURE 2.2- Fonction fenetre rectangulaire

Soit une fonction de fenêtrage  $\phi(t)$  qui est égale à zéro en en dehors de l'intervalle d'étude. Pour obtenir des informations sur le signal d'étude  $s(t)$  au voisinage de  $t = b$ . on considère le produit suivant :

$$s(t)\phi(t - b) = s_b(t) \quad (2.5)$$

Si  $\phi(t) = \chi_{[-\tau, \tau]}(t)$  telle présentée dans la figure (2.2) on obtient l'équation suivante :

$$s_b(t) = \begin{cases} s(t) & t \in [b - \tau, b + \tau] \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (2.6)$$

$s_b(t)$  est appelée la fonction « fenêtrée » de  $s(t)$ . Pour analyser le comportement de tout le signal  $s(t)$ , on varie le paramètre  $b$ , et par suite il sera possible de déplacer la fenêtre le long de l'axe des temps.

### 2.4.2 Transformée de Fourier à court-terme (TFCT)

Quel que soit son appellation : *Transformée de Fourier à court-terme (TFCT)* ou *Transformée de Fourier à fenêtre glissante*, son principe est unique : elle consiste à découper -t) centrée sur cet instant et à pratiquer une transformée de Fourier sur chacune d'elles. On obtient une information sur la position (temps) auxquelles les fréquences apparaissent. Elle s'exprime par l'équation (2.7) :

$$-\infty +\infty x(\tau) e^{-2j\pi f\tau} w(\tau - t) d\tau = -\infty +\infty x(\tau) w(f, t * \tau) d\tau \quad (2.7)$$

Où :  $w(t)$  est la fonction fenêtre à choisir.

" $\tau$ " Est le paramètre de translation de la fenêtre.

On notera que la transformée dépend maintenant de deux variables: une variable de fréquence et une variable de localisation temporelle du contenu fréquentiel. La question qui se pose est de savoir comment choisir cette fonction fenêtre ?

- **Algorithme STFT [3]**

1. Choisir une fonction fenêtre de longueur finie  $w$ .
2. Placer la fenêtre sur le début du signal au temps  $t=0$ .
3. Tronquer le signal en utilisant cette fenêtre.
4. Calculer la TF du signal tronqué, sauvegardé.
5. Faire un décaler incrémentale de la fenêtre vers la droite
6. Revenir au pas 3, jusqu'à ce que la fenêtre atteigne l'extrémité du signal.

#### 2.4.2.1 Choix du type de la fonction fenêtre

En général, la transformée est appliquée au produit entre le signal et une fonction de fenêtre. Mais n'importe quelle fenêtre affecte le spectre que nous essayons de mesurer. Pour mieux comprendre, on applique une transformée à fenêtre sur le signal  $y(t)$  défini précédemment sur deux types de fenêtre.

- **La fonction fenêtre rectangulaire**

Il est clair que la fonction rectangulaire est la plus simple des fonctions fenêtres. Supposons une fenêtre porte de largeur :  $T = 1/f$  et le pas  $\tau = T/5$  (paramètre de translation), nous obtenons la TF à fenêtre montrée dans la figure (Fig. 2.3.a). Avec cette fenêtre, deux "régimes" du signal  $y(t)$  sont clairement lisibles (Fig. 2.3.a), la délimitation entre les deux régimes est très distinctif sur l'axe du paramètre de translation (temps).

Toutefois, selon l'axe des fréquences on ne perçoit pas les deux raies en fréquence telles que celles données précédemment par la transformée de Fourier. Cette perte en résolution fréquentielle est due à la multiplication du signal  $y(t)$  par une **fenêtre étroite**. Les lobes que nous apercevons sur la figure (Fig. 2.3.a) sont ceux de la transformée de Fourier de la porte. Maintenant, pour une **porte large**, on obtient une meilleure résolution fréquentielle avec une perte en résolution temporelle comme l'illustre la figure (Fig. 2.3.b).

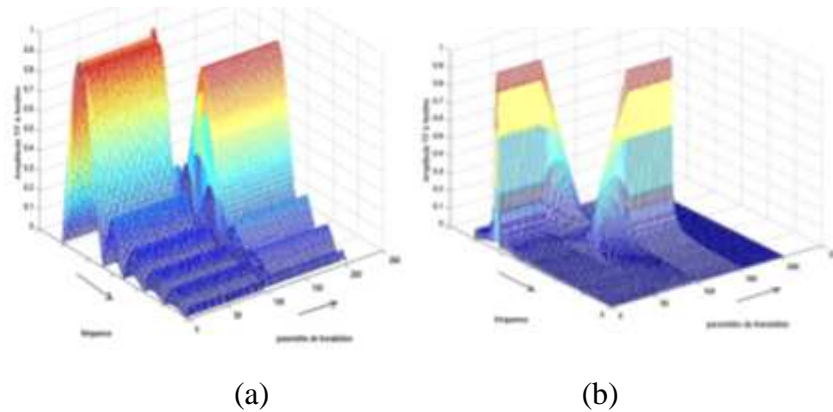


FIGURE 2.3-Transformée de Fourier à fenêtre : (a) porte étroite, (b) porte large

On peut conclure que plus la porte est étroite, meilleure sera la localisation en temps, mais nous perdons sur la précision en fréquence car les lobes s'élargissent et nous n'obtenons plus une seule raie bien localisée. Ces observations mettent en évidence un compromis entre résolution fréquentielle et résolution temporelle qui correspond au principe d'incertitude d'Heisenberg. Donc un choix plus pertinent de la fonction fenêtre est de choisir une gaussienne : on parle de **la transformation de Dennis Gabor**.

• **la fonction fenêtre Gaussienne**

Dennis Gabor a adopté dans ses travaux sur la transformation de Fourier à fenêtre, une fonction fenêtre gaussienne. En passant de la fenêtre rectangulaire à la fenêtre gaussienne on optimise l'aire du pavé d'analyse du plan espace-temps.

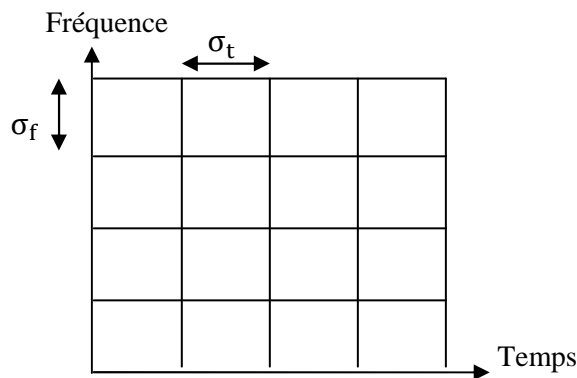


FIGURE 2.4- Pavage du plan temps-fréquence avec une TF à fenêtre

Cependant, un inconvénient, à signaler : La "largeur" de la fenêtre temporelle est constante sur tout le plan temps-fréquence (Fig. 2.4), ce qui signifie que nous analysons les basses fréquences et les hautes fréquences de la même manière. Une fenêtre est trop petite est utilisée pour localiser les hautes fréquences (phénomènes brefs), les basses fréquences n'y seront pas bien présentées. L'intérêt d'avoir une fenêtre large pour pouvoir observer les basses fréquences (phénomènes qui tendent à s'étendre sur l'axe des temps), les hautes fréquences sont noyées dans l'information concernant la totalité de l'intervalle contenu dans la fenêtre [12].

## 2.5 Conclusion sur l'analyse de Fourier: Nécessité d'une nouvelle transformée

L'inconvénient de la transformation de Fourier que nous avons mis en relief dans le paragraphe précédent est lié au fait que la taille de la fenêtre est constante et ne dépend donc pas des fréquences analysées. Il serait plus pertinent d'adapter la taille de la fenêtre d'analyse aux caractéristiques locales du signal : petite fenêtre lorsque le signal varie rapidement (hautes fréquences) et plus grande fenêtre lorsque ses variations sont lentes (basses fréquences). Une idée astucieuse, établie par Jean Morlet vers 1975 consiste à adapter la résolution temporelle aux fréquences analysées : c'est une technique de *fenêtrage avec des régions à tailles variables*. Morlet a proposé d'utiliser une fenêtre de taille dépendant de la fréquence analysée avec un nombre d'oscillations fixe. Nous discuterons prochainement comment les ondelettes permettent de :

- observer les hautes fréquences avec une haute résolution temporelle et donc une information précise sur la localisation des phénomènes brefs.

- observer les basses fréquences sur une durée suffisante d'analyse pour rendre compte des phénomènes lents. Dans la figure (Fig. 2.4) on a donné un aperçu sur la représentation temps-échelle de la (STFT), la figure (Fig. 2.5) présente celle de la transformée en ondelette :

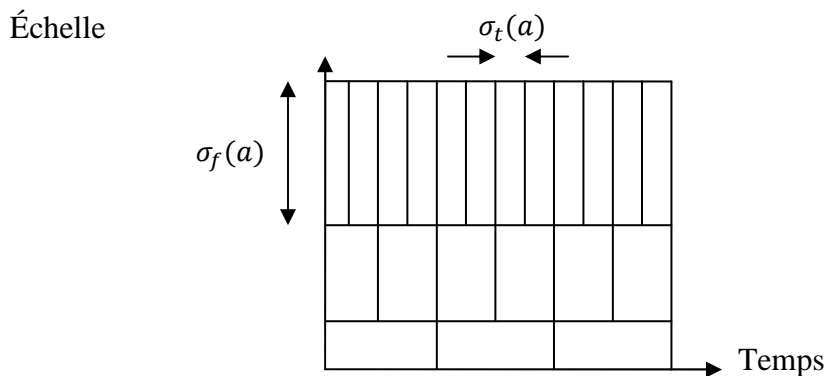


FIGURE 2.5-Résolutions en temps et en fréquence obtenues par la transformée en ondelettes

## 2.6 La Transformée d'Ondelette

Jean Morlet et l'équipe au Centre de théorique Physique à Marseille sous Alex Grossmann en France a proposé la première fois le concept des ondelettes sous sa forme théorique actuelle. L'algorithme principal remonte au travail de Stephane Mallat en 1988. Après cela, la recherche sur des ondelettes est devenue internationale. Une telle recherche était particulièrement en activité aux États-Unis, où elle était attaquée par le travail des scientifiques tels que Ingrid Daubechies, Ronald Coifman, et Victor Wickerhauser[15].

### 2.6.1 Définition

Le terme **Ondelette** désigne une fonction qui oscille mais qui est rapidement atténuée d'où son nom ondelette ; qui veut dire petite onde [12]. Une Ondelette mère  $\Psi$  est une fonction  $f$  de base que l'on va translater et dilater pour recouvrir le plan temps fréquences et analyser le signal [16].

### 2.6.2 Transformée d'Ondelette continue (TOC)

Une transformée en ondelettes continue (TOC) (CWT – ContinuousWaveletTransform) d'un signal  $x(t) \in L^2(\mathbb{R})$  est le produit scalaire du  $x(t)$  et l'ensemble des fonctions d'ondelettes  $\Psi_{a,b}(t)$ , elle est définie par l'équation (2.8) :

$$CWT_x^\Psi(a, b) = \langle x, \Psi_{a,b} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad (2.8)$$

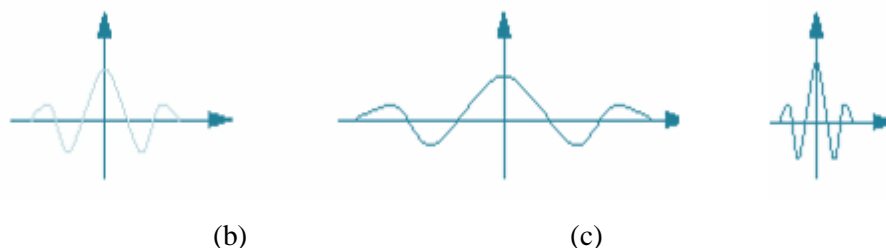
Avec :  $a \in \mathbb{R}^+$  représente le paramètre échelle.

$b \in \mathbb{R}$  représente le décalage temporel.

Les fonctions  $\Psi_{a,b}^*$  (\* désigne le complexe conjugué) sont obtenues par le décalage temporel d'une version compressée/dilatée de l'ondelette mère  $\Psi(t)$  :

$$\Psi_{a,b}(t) = \left(\frac{1}{\sqrt{a}}\right) \frac{\Psi(t-b)}{a} \quad (2.9)$$

Il y a une correspondance entre les échelles d'ondelette et la fréquence .Comme l'indique la (Fig. 2.6) : le changement d'échelle sert à compresser ou dilater l'onde mère.



(a) (b) (c)  
**FIGURE 2.6**-Illustration de la variation du facteur d'échelle, (a) l'Onde mère, (b) l'Onde pour  $0 < a < 1$ , (c) l'Onde pour  $a > 1$

### 2.6.2.1 Conditions d'application

La fonction ondelette  $\psi(t)$  doit vérifier un certain nombre de propriétés mathématiques :

-elle doit être à énergie finie :

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |\Psi(t)|^2 dt < \infty \quad (2.10)$$

-La condition d'admissibilité :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (2.11)$$

Cette condition permet d'analyser le signal, puis de le synthétiser sans perte d'information. La condition d'admissibilité implique en outre que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence continue (pour  $\omega = 0$ ) doit être nulle :

$$\Psi(\omega)|_{\omega=0} = 0 \quad (2.12)$$

### 2.6.3 Transformée en ondelettes discrète (TOD)

La transformée en ondelettes discrète (DWT – Discrete Wavelet Transform) est la version discrète de la transformée en ondelettes continue (CWT). Il faut noter dans ce cas que c'est la transformée qui est discrète, et non l'ondelette qui reste toujours une fonction continue. Donc la transformée en Ondelettes Discrète s'écrit par l'équation (2.13) :

$$\text{TOD}(n, j) = a_o^{-j/2} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi(a_o^{-j} t - n b_o) dt \quad a_o \text{ et } b_o \in \mathbb{Z} \quad (2.13)$$

Avec  $a = a_o^j$  et  $b = n \cdot b_o a_o^j$

### 2.6.4 Analyse Multi résolution (AMR)

L'analyse Multi résolution par les ondelettes est devenue fondamentale en théorie du signal. Mise au point vers la fin de l'année 1986 par Meyer et Mallat, le lecteur peut se référer à [Mallat 1998] pour un tour plus complet du sujet. Elle constitue un outil permettant de voir le signal de « très près » ou de « très loin ». Ce zoom est effectué par la fonction d'échelle  $\phi$  (filtre passe bas) qui engendre un espace appelé : espace d'approximation  $V_j$ . La fonction d'ondelettes  $\Psi$  (filtre passe haut) génèrent l'espace de détails  $W_j$ .

Pour mieux comprendre ce que l'on appelle *Analyse multi résolution*, on prend l'exemple du cameraman : lorsqu'un cameraman effectue un zoom, il part d'une vision globale des choses pour se focaliser sur une zone d'intérêt en faisant apparaître des détails. L'analyse multi-résolution formalise ce type d'approximation.

Suivant Meyer et Mallat, une analyse multi résolution est une famille de sous espaces fermés de  $L^2(\mathbb{R})$  noté  $V_j$  ayant les propriétés suivantes :

1.  $\forall (j, k) \in \mathbb{Z}^2, f(t) \in V_j \Leftrightarrow f(t - 2^j k) \in V_j$
2.  $\forall j \in \mathbb{Z}, V_{j+1} \subset V_j$

3.  $\forall j \in \mathbb{Z}, f(t) \in V_j \Leftrightarrow f\left(\frac{t}{2}\right) \in V_{j+1}$
4.  $\bigcup_{j=-\infty}^{\infty} V_j = L^2(\mathbb{R})$
5.  $\bigcap_{j=-\infty}^{\infty} V_j = \{0\}$
6. Il existe une fonction  $\phi \in V_0$  telle que  $\{\phi(t - n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$  soit une base orthonormée de  $V_0$ .

Il s'agit d'effectuer des projections successives du signal  $f(t)$  à étudier sur des espaces  $V_j$  correspondant à une approximation d'autant plus grossière que  $j$  est grand comme le montre l'équation suivante :

$$\text{Approx}_j(t) = \text{proj}_{V_j}\{f(t)\} = \sum_k a_{j,k} \phi_{j,k}(t) \quad (2.14)$$

D'une approximation à l'autre, une partie de l'information est perdue mais récupérée par les détails :

$$\text{Détail}_j = \text{approx}_{j-1} - \text{approx}_j \quad (2.15)$$

Les signaux détails s'obtiennent par projection du signal  $f(t)$  sur des sous-espaces  $\{W_j\}$  tels présentés par l'équation (2.16) :

$$\left. \begin{aligned} V_j + W_j &= V_{j-1} \\ \text{Détail}_j(t) &= \text{proj}_{W_j}\{f(t)\} \end{aligned} \right\} \quad (2.16)$$

L'analyse multi résolution reformule le signal  $f(t)$  sous la forme d'une somme de détail et une approximation :

$$\begin{aligned} F(t) &= \text{approx}_j(t) + \sum_{j=1}^J \text{détail}_j(t) \\ &= \sum_k a(J, k) \phi_{J,k}(t) + \sum_{j=1}^J \sum_k d(j, k) \psi_{j,k}(t) \end{aligned} \quad (2.17)$$

Donc le signal  $f(t)$  est décomposé en sa moyenne  $A1$  (approximation) et en ses détails  $D1$  (détails). On répète ensuite l'opération en prenant pour signal  $A1$ , puis  $A2$ ... On s'arrête quand on atteint la résolution souhaitée ou quand la décomposition n'est plus possible. Donc, le signal est cassé en plusieurs composants de basse résolution. C'est l'arbre de décomposition d'ondelette (Fig 2.7).

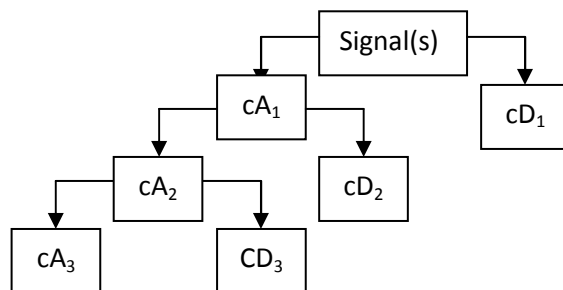


FIGURE 2.7-L'arbre de décomposition



## 2.7 Conclusion

Dans cette partie, Nous avons vu comment, de l'analyse de Fourier, en passant par l'analyse de Gabor, nous avons aboutis à l'analyse en ondelettes (continue ou discrète).

On a vu que l'inconvénient de l'analyse de Fourier, outre sa faible résolution conjointe temps- fréquence, est que la taille de la fenêtre est constante. Il serait plus pertinent d'adapter la taille de la fenêtre d'analyse aux caractéristiques locales du signal.

L'analyse en Ondelette vise à apporter une solution à ce problème en décomposant le signal sur une base de signaux élémentaires : *les fameuses Ondelettes*.

De ce fait, la transformée en Ondelettes, et le concept de Multi résolution, procurent un ensemble de techniques prometteuses dans l'analyse et le traitement de signal, la compression (cette transformation permet de minimiser les pertes d'information dans le cas de transmission) et le débruitage des signaux. Mais avant d'appliquer un débruitage par ondelettes, on doit prendre en considération certains paramètres, comme le type d'ondelette utilisé, le niveau de décomposition choisi. Cette tâche n'est pas une chose aisée dans l'analyse du signal phono cardiogramme PCG.

La transformée d'ondelette a démontré sa capacité d'analyser les bruits cardiaques avec plus de précision et d'exactitude que d'autres techniques. Trouver et choisir l'ondelette la plus appropriée à l'analyse des bruits des signaux PCG feront l'objet du prochain chapitre.

# Chapitre III

---

## Le Choix de L'ondelette Analysante

**C**e chapitre met en relief l'importance du choix de l'ondelette analysante et de son ordre qui sera effectuée sur la base d'un test de plusieurs ondelettes analysantes. Ceci se fera sur l'étude des variations du rapport signal sur bruit et l'influence de l'ajout de bruit. Ainsi l'ondelette analysante choisie est considérée comme la plus appropriée pour d'ultérieures analyses sur les signaux phonocardiogrammes.

### 3.1 Introduction

Le choix de l'ondelette (type et ordre) adaptée à l'analyse du signal PCG n'est pas une chose aisée bien que l'utilisation d'une ondelette prise au hasard peut fournir des résultats intéressants sans toutefois arriver à une optimisation de l'objectif escompté. Il est aussi difficile de parler d'ondelette idéale au problème à étudier. Afin de répondre au choix délicat du type d'ondelette (et de son ordre) et afin de mettre plus en relief l'analyse des signaux PCG (normaux et pathologiques) nous essayerons d'appliquer un grand nombre d'ondelettes orthogonales et bi-orthogonales dans l'analyse du signal PCG d'un sujet sain (signal considéré comme signal de base) et à chaque fois on mesure la valeur de rapport signal sur bruit entre le signal original et le signal bruité obtenu par l'analyse multi-résolution : dans notre cas la décomposition du signal PCG d'origine se fera sur huit (08) niveaux. Le meilleur niveau sera pris comme signal de synthèse

### 3.2 Choix de l'ondelette analysante

Le bruit est défini comme étant un signal indésirable se mêlant additivement ou autrement à un signal Y qui sera le signal phono cardiogramme original. Le bruit étant présent dans toute mesure, il est important de savoir simuler des signaux bruités afin de vérifier la pertinence des méthodes d'analyse. Un bruit blanc gaussien, qui représente le modèle le plus fréquent de bruit de mesure est généré sous Matlab par la fonction **randn**. Cette fonction permet de générer une matrice ou un vecteur aléatoire B(k) dont les éléments correspondent à un bruit blanc, au sens où ils ne sont pas corrélés entre eux (il n'y a pas de lien entre deux échantillons). L'amplitude du bruit est simplement fixée par un coefficient multiplicateur. Le rapport signal sur bruit (RSB) ('Signal/ Noise Ratio' en Anglais), en dB est l'un des paramètres les plus pertinents pour choisir l'ondelette analysante et aussi de distinguer par la suite le degré de sévérité entre les différentes pathologies étudiées. Il définit la puissance ou l'énergie du signal (Ps) par rapport à celle du bruit (Pb) qui sera calculée à chaque fois dans la suite du chapitre est donnée par l'expression suivante :

$$RSB= 10.\log_{10}\left(\frac{ps}{pb}\right) \quad (3.1)$$

Où : log est le logarithme décimal. Plus ce rapport (RSB) est élevé, plus le bruit de fond est reculé, donc négligeable.

On distingue 3 cas [17] :

1. RSB positif : le signal est plus puissant que le bruit.
2. RSB nul : il ya autant de bruit que de signal.
3. RSB négatif : le signal est dégradé, il y a plus de bruit que d'information.

Donc l'ondelette analysante choisie sera celle qui présentera la plus grande valeur du rapport signal sur bruit (RSB) en respectant les particularités du signal PCG normal (bruits B1 et B2, composantes A2, P2, M1 et T1). Le paramètre (RSB) conjugué aux caractéristiques propres du signal PCG (sujet sain) permettra de choisir, pour d'ultérieures analyses comme on le verra un peu plus loin, le type d'ondelette adéquate qui répond à nos besoins. Les ondelettes analysantes utilisées sont présentées dans le Tableau 3.1.

<b>Ondelettes orthogonales</b>	<i>Daubechies (db)</i>
	<i>Symelet (sym)</i>
	<i>Coiflet (coif)</i>
<b>Ondelettes biorthogonales</b>	<i>Biorthogonal (bior)</i>
	<i>Biorthogonale réversible (rbior)</i>

**TABLEAU3.1-Types d'Ondelettes utilisées dans l'analyse**

### 3.2.1 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =0.01

- Ondelettes orthogonales

<b>RSB (db)</b>	35.5845	35.5876	35.6219	35.6425	35.6569	35.6076	35.6975	35.6402	35.6491	35.6518	35.5829	35.6502
<b>Ondelettes Daubechies</b>	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

<b>RSB(db)</b>	35.5456	35.6434	35.6195	35.6549	35.6818	35.5645	35.6694	35.6441	35.6782	35.6479	35.6849	35.6491
<b>Ondelettes symelets</b>	Sym1	Sym2	Sym3	Sym4	Sym5	sym6	sym7	sym8	sym9	sym10	sym11	sym13

<b>RSB (db)</b>	35.6378		35.5886		35.6545		35.6896		35.6221	
<b>Ondelettes coiflet</b>	Coif1		coif2		coif3		coif4		coif5	

- ondelettes bi-orthogonales

<b>RSB (db)</b>	35.4587	35.6399	35.6114	35.6817	35.6859	35.6886	35.6800
<b>Ondelettes Biorthogonal</b>	Bior 1.1	Bior 1.3	Bior 1.5	Bior 2.2	Bior 2.8	Bior 3.5	Bior 6.8

<b>RSB (db)</b>	35.4628	35.6452	35.5593	35.5681	35.6492	35.6602	35.6196
<b>Ondelettes Biorthogonale réversible</b>	rbio 1.1	rbio 1.3	rbio 1.5	rbio 2.2	rbio 2.8	rbio 3.5	rbio 6.8

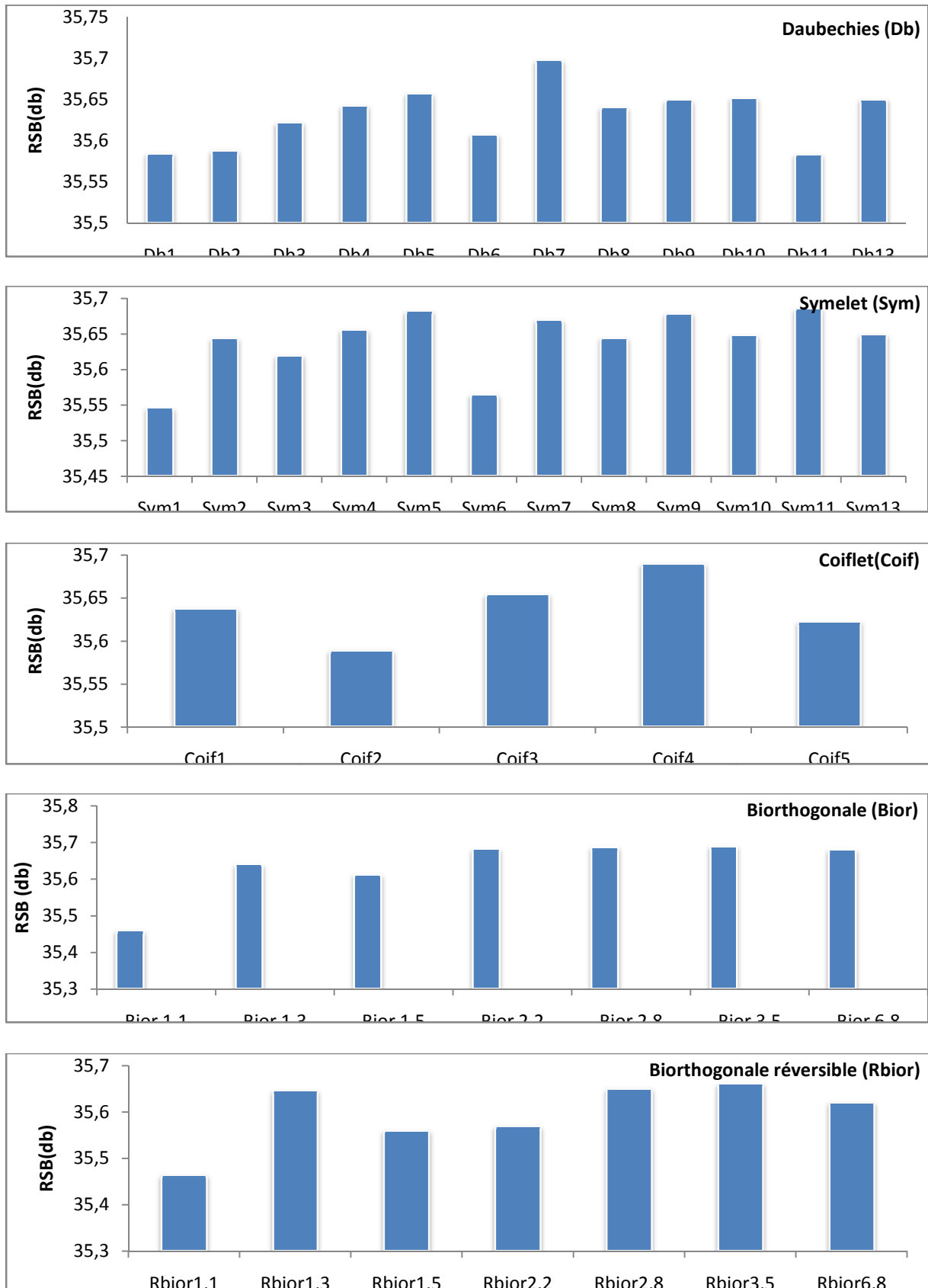


FIGURE3.1- Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.01

La Figure (3.1) présente un tracé d'histogrammes de la variation du (RSB) par l'application de la transformée d'ondelette discrète (DWT) avec un degré minimal égal à 0.01 pour différents ordre d'ondelettes utilisés en fonction du nombre de cycles du signal PCG (sujet sain) étudié. Ainsi la figure montre une certaine régularité dans la réponse des ondelettes étudiées et l'ondelette qui nous paraît intéressante ici est (db7) car elle donne le rapport signal sur bruit RSB le plus grand comparée à celles données par les autres ondelettes analysantes (Fig3.2). Nous restreindrons donc notre choix sur l'ondelette analysante « db7 ».

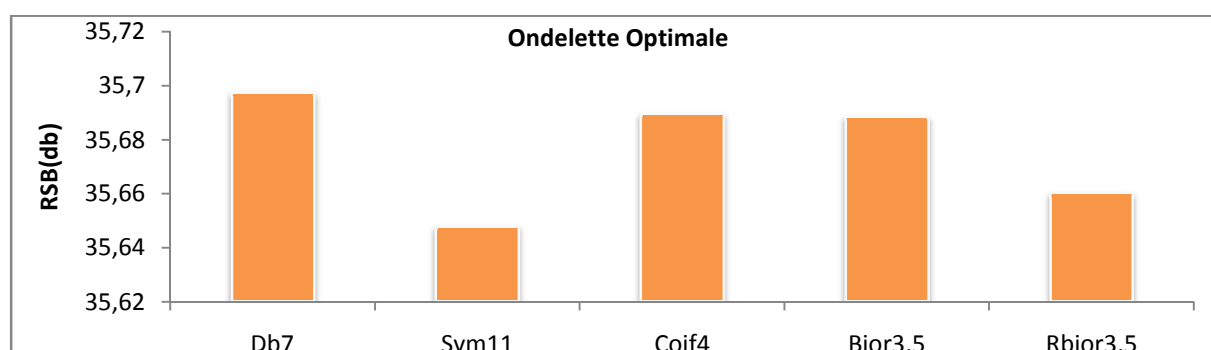


FIGURE 3.2- La variation du rapport signal sur bruit pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 0.01)

### 3.2.2 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =0.1

- Ondelettes orthogonales

RSB(db)	12.5946	12.7423	12.7634	12.6846	12.7241	12.8247	12.8553	12.8127	12.8275	12.8182	12.7755	12.8322
Ondelettes daubechies	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSB (db)	12.6827	12.7478	12.8028	12.8299	12.7141	12.7844	12.8474	12.6430	12.8303	12.7964	12.7914	12.8272
Ondelettes symelets	Sym1	Sym2	Sym3	Sym4	Sym5	sym6	sym7	sym8	sym9	sym10	sym11	sym13

RSB (db)	12.7152	12.7674	12.8196	12.8144	12.7341
Ondelettes coiflet	Coif1	coif2	coif3	coif4	coif5

- Ondelettes bi-orthogonales

RSB (db)	12.8096	12.7082	12.8409	12.7103	12.7763	12.8009	12.7850
Ondelettes Biorthogonal	Bior1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior 2.2	Bior 2.8	Bior 3.5	Bior6.8

RSB (db)	12.6385	12.7117	12.8311	12.8464	12.8417	12.7443	12.7644
Ondelettes Biorthogonale réversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio 2.2	rbio 2.8	rbio 3.5	rbio6.8

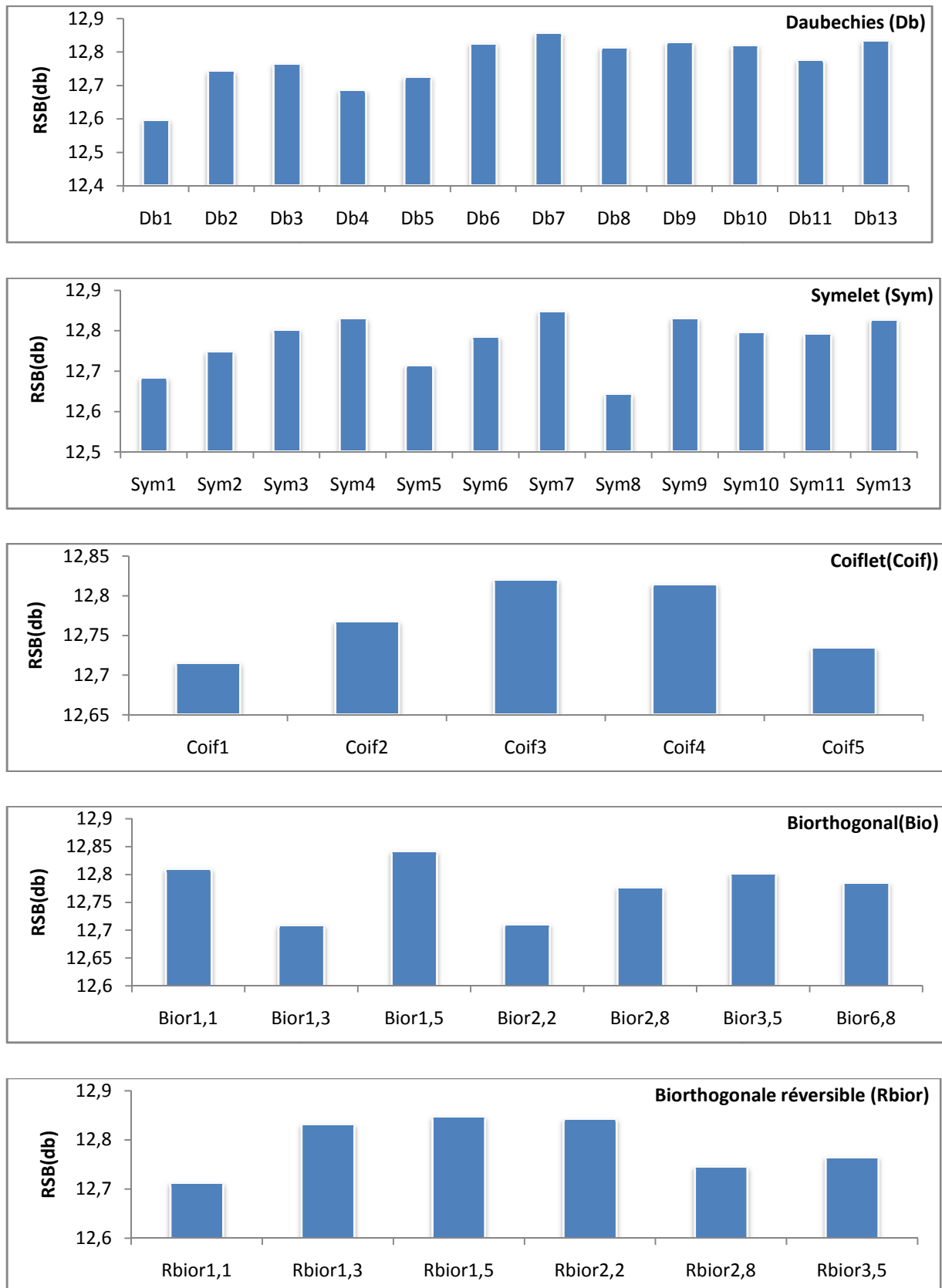


FIGURE 3.3- Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.1

La figure (3.3) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 0.1, on remarque que les valeurs du (RSB) ont diminués par rapport au premier cas ainsi la même interprétation faite pour les résultats précédents dont elles montrent que l'ondelette db7 reflète les meilleurs résultats(Fig3.4).

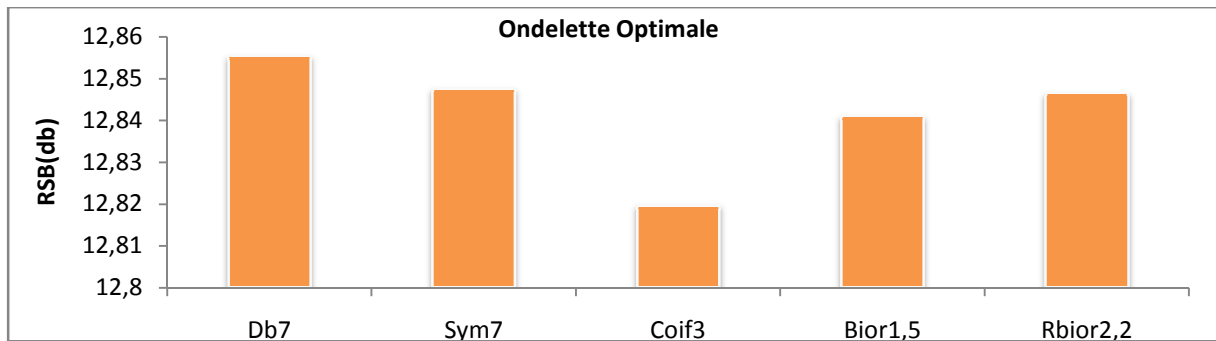


FIGURE 3.4 - La variation du rapport signal sur bruit pour différentes ondelettes optimales (l'ajout de bruit d'un degré 0.1)

### 3.2.3 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =1

- Ondelettes orthogonales

RSB(db)	-6.7809	-6.3634	-5.9306	-6.3996	-6.5357	-6.3799	-5.8940	-6.5841	-6.3004	-6.2826	-6.3564	-6.4362
Ondelette daubechies	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSB(db)	-7.0736	-6.2144	-6.1325	-6.5049	-6.5582	-6.3333	-6.5031	-6.5392	-6.3599	-6.4591	-7.0567	-6.6314
Ondelettes symelets	Sym1	Sym2	Sym3	Sym4	Sym5	sym6	sym7	sym8	sym9	sym10	sym11	sym13

RSB (db)	-6.0538	-6.4376	-6.4503	-6.0407	-6.4738
Ondelettes coiflet	Coif1	coif2	coif3	coif4	coif5

- Ondelettes bi-orthogonales

RSB (db)	-6.8724	-6.6621	-6.7298	-6.1214	-6.2598	-6.1365	-6.9893
Ondelettes Biorthogonal	Bior1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior6.8

RSB (db)	-6.8542	-6.1835	-6.1700	-6.0612	-6.2088	-6.0172	-6.0578
Ondelettes Biorthogonale réversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio6.8



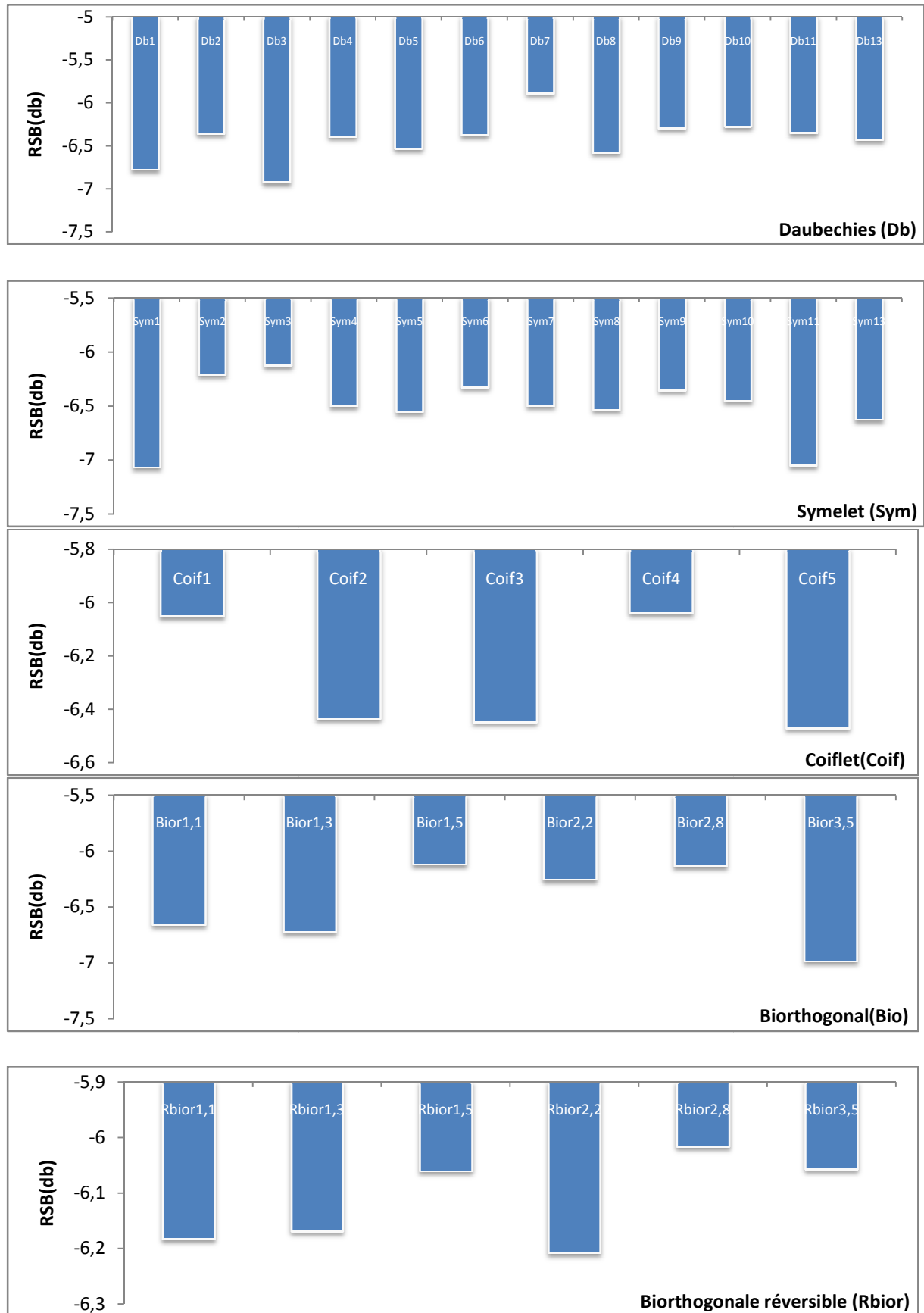


FIGURE 3.5 -Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré de 1

La figure (3.5) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 1, on remarque que les valeurs du RSB prennent une valeur négatives cela prouve l'influence de l'ajout de bruit c'est-à-dire que le signal est dégradé et il ya plus de bruit que d'information et on remarque que l'ondelette db7 reflète également ici les meilleurs résultats (Fig3.6).

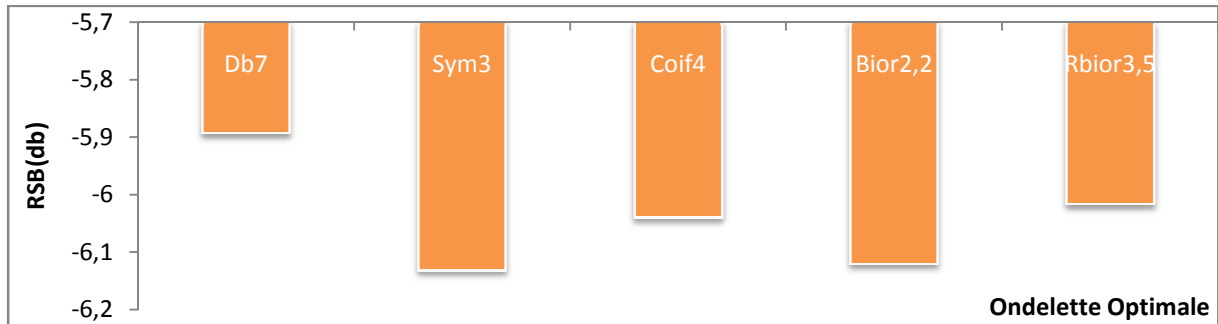


FIGURE 3.6 - La variation du rapport signal sur bruit pour différentes ondelettes optimales (degré de bruit=1)

### 3.2.4 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =3

- Ondelettes orthogonales

RSB (db)	-8.8799	-8.6731	-8.9544	-8.6123	-8.5977	-8.7809	-8.5153	-8.7965	-8.7193	-9.2438	-9.2015	-8.7106
Ondelette daubechies	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSB (db)	-8.9838	-8.8725	-8.8843	-8.8358	-8.8340	-8.8726	-8.6108	-9.0251	-9.2907	-8.8455	-8.6889	-8.6047
Ondelette Symelets	Sym1	Sym2	Sym3	Sym4	Sym5	sym6	sym7	sym8	sym9	sym10	sym11	sym13

RSB (db)	-8.7338	-8.8323	-8.8443	-8.6151	-9.0046
Ondelette coiflet	Coif1	coif2	coif3	coif4	coif5

- Ondelettes bi-orthogonale

RSB (db)	-9.0376	-8.6394	-8.8049	-8.7268	-8.7628	-8.6621	-8.9885
Ondelette Biorthogonal	Bior 1.1	Bior 1.3	Bior 1.5	Bior 2.2	Bior 2.8	Bior 3.5	Bior 6.8

RSB (db)	-9.2311	-8.5713	-8.5802	-8.7767	-9.0109	-8.6253	-8.8486
Ondelettes Biorthogonale réversible	rbio 1.1	rbio1.3	rbio 1.5	rbio 2.2	rbio 2.8	rbio 3.5	rbio 6.8

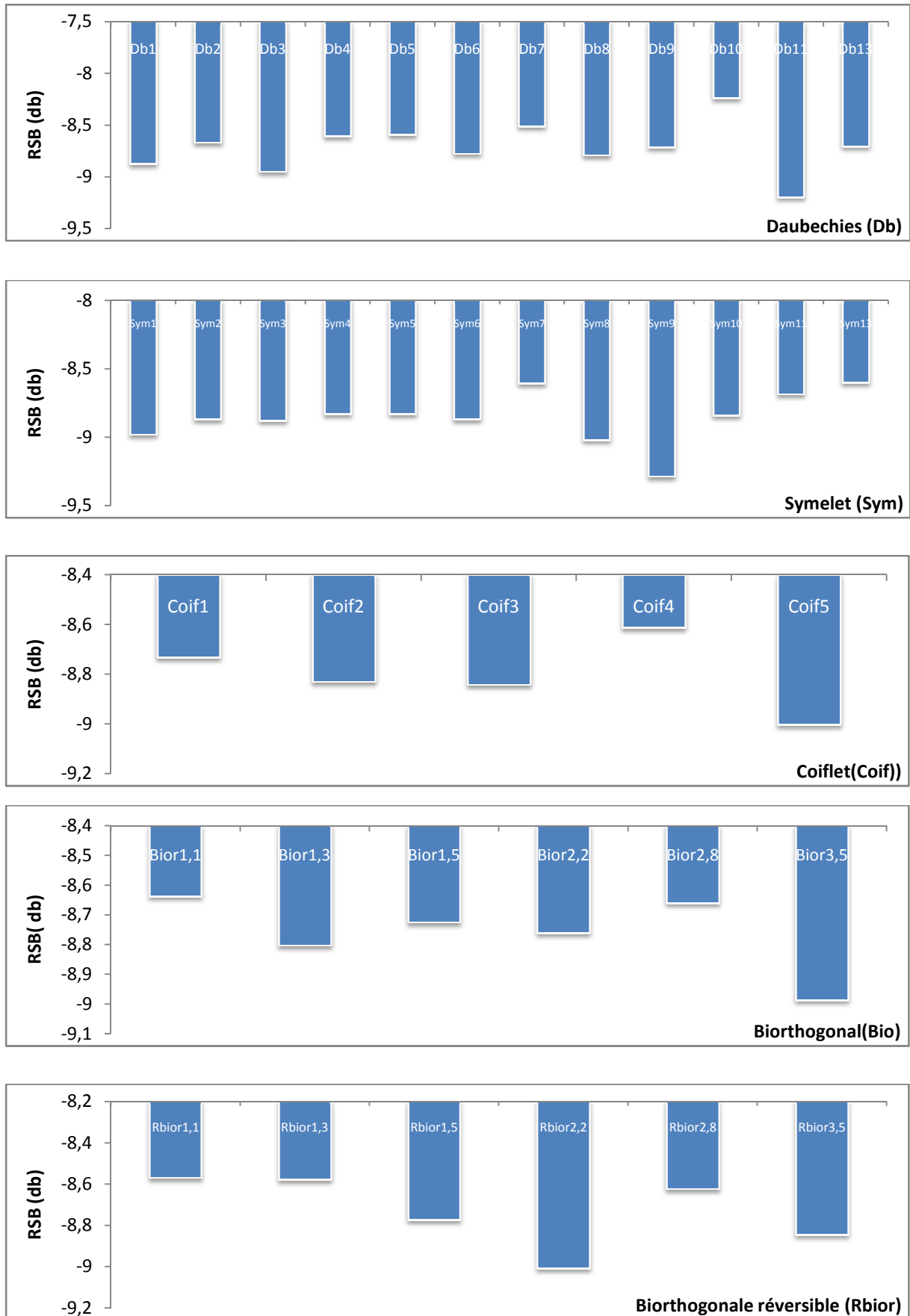


FIGURE 3.7. Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré de bruit =3

La figure (3.7) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 3, on remarque que les valeurs du RSB prennent une valeur négatives et dégradé a celle des précédentes cela prouve l'influence de l'ajout de bruit c'est-à-dire que le signal est dégradé et il ya plus de bruit que d'information et on remarque que l'ondelette db7 reflète les meilleurs résultats(Fig3.8).

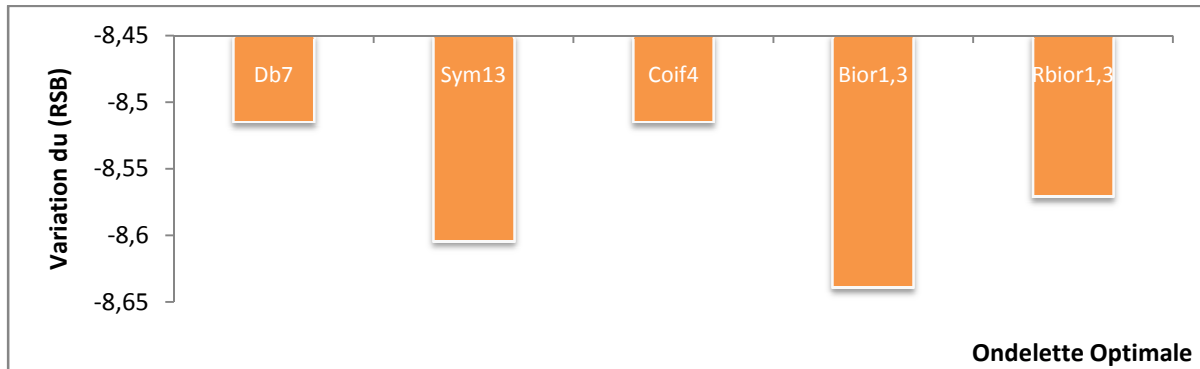


FIGURE 3.8- La variation du rapport signal sur bruit pour différentes ondelettes optimales (l'ajout d'un bruit de degré 3)

### 3.2.5 Choix d'ondelette pour un degré de bruit =5

- Ondelettes orthogonales

RSB (db)	-9.1570	-8.9802	-9.2457	-8.5569	-9.2993	-8.9488	-8.6711	-9.0432	-9.5872	-8.8646	-8.8248	-9.0751
Ondelette daubechies	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSB (db)	-8.7629	-9.2950	-9.4813	-9.4355	-9.0167	-8.9646	-9.2510	-9.1245	-9.0840	-9.3156	-9.6626	-8.8321
Ondelette symelets	Sym1	Sym2	Sym3	Sym4	Sym5	sym6	sym7	sym8	sym9	sym10	sym11	sym13

RSB (db)	-9.3714	-9.0469	-9.0381	-8.6967	-8.7241
Ondelette coiflet	Coif1	coif2	coif3	coif4	coif5

- Ondelettes bi-orthogonales

RSB (db)	-9.1886	-8.8260	-8.8863	-8.8152	-9.0876	-9.1548	-8.9325
Ondelette Biorthogonal	Bior 1.1	Bior 1.3	Bior 1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior 6.8

RSB (db)	-9.2611	-8.8458	-9.0229	-8.6814	-9.2604	-8.9099	-8.9961
Ondelette Biorthogonal réversible	rbio 1.1	rbio1.3	rbio 1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio 6.8

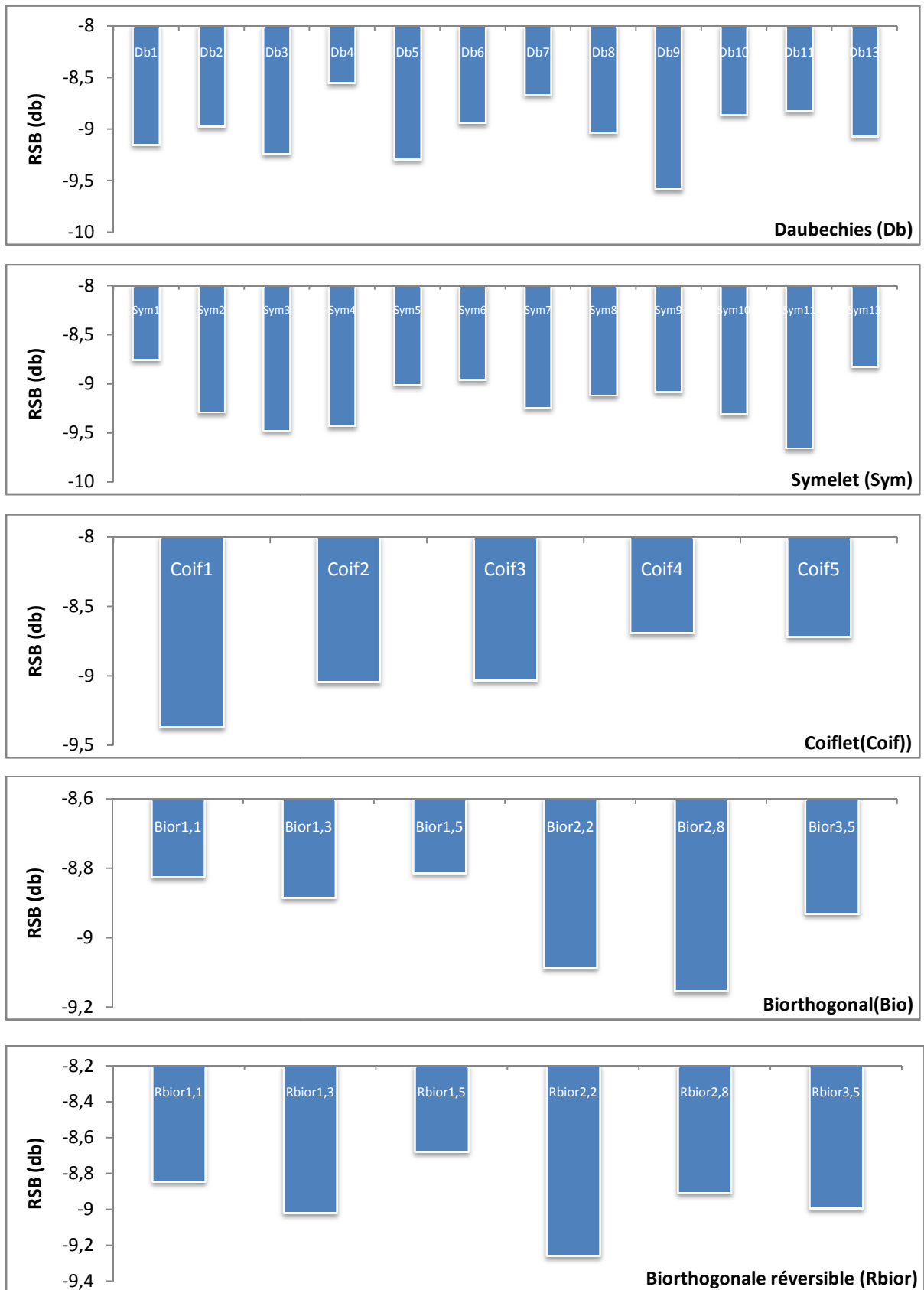


FIGURE 3.9- La variation du rapport signal sur bruit pour différentes ondelettes optimales (degré de bruit=3)

La figure (3.9) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 5, on remarque que les valeurs du RSB prennent une valeur négatives et plus dégradé a celle des précédentes cela prouve l'influence de l'ajout de bruit c'est-à-dire que le signal est dégradé et il ya plus de bruit que d'information et on remarque que l'ondelette db7 reflète les meilleurs résultats(Fig3.10).

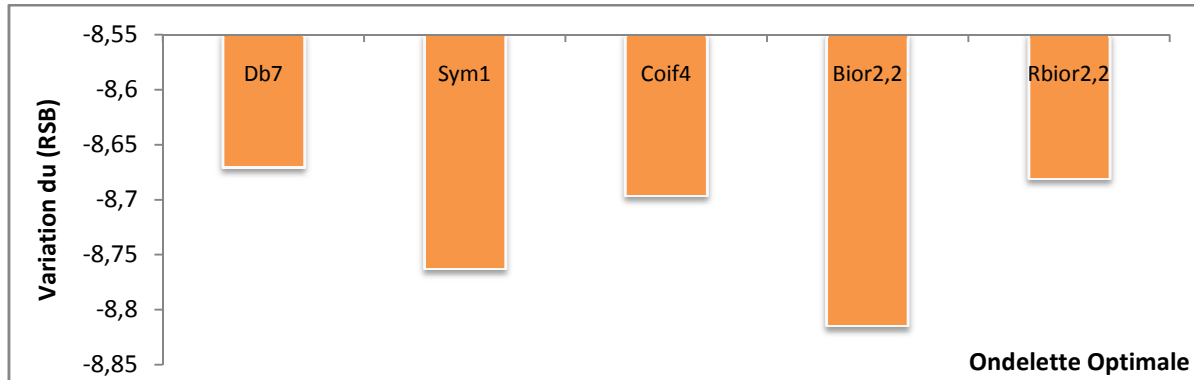


FIGURE 3.10- La variation du rapport signal sur bruit pour différentes ondelettes optimales (degré de bruit=5)

Si le calcul du rapport signal sur bruit est important pour procéder au choix de la meilleure ondelette analysante à appliquer dans l'analyse des signaux PCG, les caractéristiques propres du signal PCG sont aussi importantes ici pour distinguer laquelle des ondelettes (db7, sym7,coif5,bior3.9 et rbior2.6) peut être utilisée de façon convenable. La distinction claire et nette des deux composantes internes M1et T1 du bruit S1 ainsi que les composantes internes A2 et P2 du bruit S2 est l'une des caractéristiques les plus importantes à mettre en relief lors du choix de l'ondelette analysante parmi les ondelettes du tableau 1.1.Une observation de ces résultats permet de constater que l'ondelette « db7 » peut être considérée comme étant l'ondelette adéquate d'analyse car elle fait apparaître clairement et sans équivoque les deux composantes principales du bruit S1 (M1/T1) et celles du bruit S2 (A2/P2).

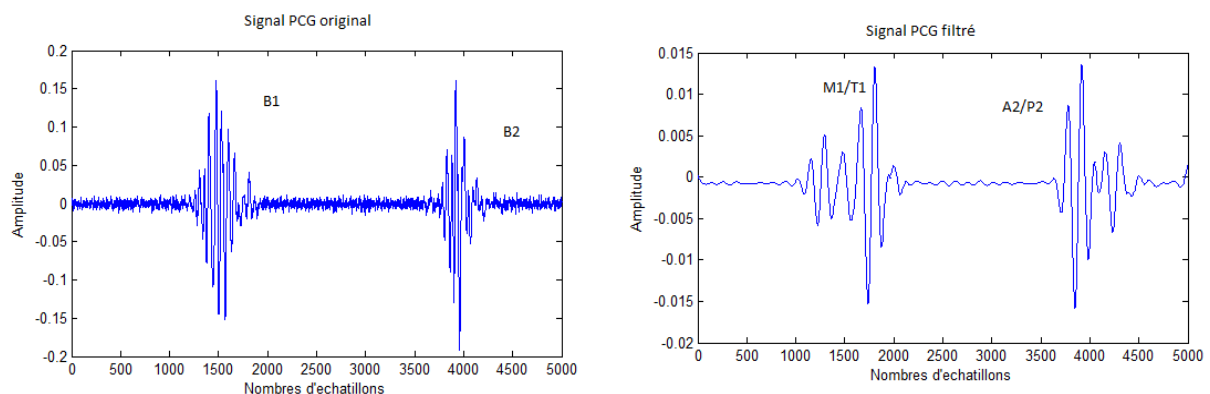


FIGURE 3.11- Analyse d'un cycle PCG (sujet sain) avec l'ondelette analysante « db7 »

### **3.3 Conclusion**

Le traitement par ondelette db7 nous donne une meilleure description des composantes du signal phono cardiogramme normal par rapport aux autres ondelettes analysantes. Donc on a extrait une ondelette analysante performante qui filtre le signal PCG sans perdre les informations utiles, cette dernière est utilisée pour traiter ultérieurement les signaux pathologiques, ce qui sera l'objectif du prochain chapitre.

# Chapitre VI

---

## La Classification des signaux phonocardiogrammes pathologiques

**D**ans ce chapitre nous allons procéder à l'analyse des signaux phonocardiogrammes pathologiques par utilisation de la version discrète de la transformée d'ondelette (TOD). Le rapport signal sur bruit RSB est également utilisé ici pour confirmer le choix de « db7 même pour l'analyse de différents signaux PCG pathologiques



## 4.1 Introduction

Les souffles et les clicks cardiaques fournissent de précieux renseignements sur le mal fonctionnement du cœur. Un souffle cardiaque est un bruit anormal entendu avant, pendant ou après les bruits normaux du cœur, ou masquant ces derniers. Les souffles sont des sons longs, produits par les turbulences sanguines. Ils sont dus à des rétrécissements sur le trajet du flux sanguin ou à des communications anormales entre deux structures. Ils sont favorisés par la tachycardie et l'anémie. Le travail effectué précédemment nous a permis de trouver et de choisir l'ondelette db7 comme étant la plus appropriée à l'analyse des bruits des signaux PCG. L'analyse multi-résolution est considérée comme étant un enchaînement successif du processus de filtrage, ce qui la différencie de tout autre processus de filtrage. De ce fait l'application de db7 dans l'analyse de divers signaux PCG pathologiques permettra de mettre en exergue les bruits et leurs composantes internes possédant une plage de fréquences en accord avec celle de l'ondelette analysante choisie. La décomposition étant toujours effectuée, comme dans le cas du choix d'ondelette analysante optimale, sur 8 niveaux.

Le but de chapitre consiste en une analyse multi-résolution par la transformée d'ondelette discrète (TOD) des clicks et des souffles cardiaques (principalement les souffles systoliques et diastoliques) avec l'objectif de procéder à une discrimination entre eux selon la sévérité pathologique. La classification des signaux PCG, analysés en trois différents groupes importants, est très révélatrice. Les signaux phono cardiogrammes pathologiques sont classés en trois groupes distincts :

- **1<sup>er</sup> Groupe** : Etude des signaux PCG (N, IM, CA) dont les variations temporelles (Allure morphologiques de signal) sont très similaires.
- **2<sup>er</sup> Groupe** : Etude des signaux (OS, ES, AG) avec clicks possédant un souffle réduit (temps d'apparition réduit) surajouté au signal de base (B1+B2).
- **3<sup>er</sup> Groupe** : Etude des signaux (LS, PAS, DR, MR) avec souffles surajouté au signal de base très étendu.

## 4.2 Analyse des signaux phono cardiogrammes PCG

### 4.2.1 Analyse des signaux PCG du 1<sup>er</sup> groupe ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal

- **Signal PCG normal** (voir annexe) : c'est le signal phono cardiogramme du sujet sain.
- **Signal Innocent murmure** (voir annexe) : il est entendu à la pointe irradiant dans l'aisselle gauche, de timbre « souffle » en jet de valeur couvrant partie de la systole. Il est dû au reflux du sang du ventricule gauche vers l'oreillette gauche, pendant la systole ventriculaire en raison de la mauvaise fermeture de l'orifice mitrale.

● **Signal Coarctation de l'aorte** (voir annexe) : Coarctation de l'aorte est un rétrécissement d'une partie de l'aorte (l'artère principale menant du cœur). Il s'agit d'un type de malformation congénitale. Coarctation signifie rétrécissement.

Variation du RSB/Différents signaux(PCG)	Signal normal	Signal Innocent murmure	Signal contraction aortique
RSB sans bruit	-0.5576	-18.2725	-21.1338
RSB avec bruit (d=0.01)	-0.5766	-19.1399	-21.2878
RSB avec bruit (d=0.1)	-2.2278	-19.8747	-20.6243
RSB avec bruit (d=1)	-16.9144	-21.6442	-21.7444
RSB avec bruit (d=3)	-20.7311	-21.7360	-21.8525
RSB avec bruit (d=5)	-20.8156	-21.9128	

TABLEAU 4.1 -la variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 1<sup>er</sup> groupe avec rajout de différents degré de bruit

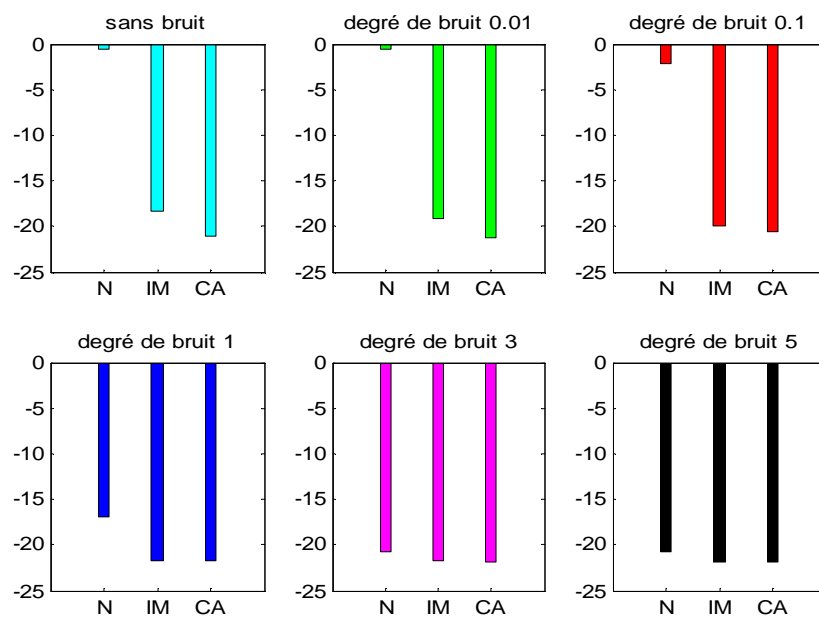


FIGURE4.1-Histogrammes de la variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 1<sup>er</sup> groupe avec rajout de différents degrés de bruit

La Figure (4.1)montrent les résultats de l'application de la transformée discrète d'ondelettes (TOD)sur un cycle des signaux phono cardiogrammes ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal (N, IM, CA).Où on remarque une corrélation entre les différents signaux PCG reste instante.

#### 4.2.2 Analyse des signaux PCG du 2<sup>ème</sup> groupe caractérisés par clicks

- **Open snap** (voir annexe)

C'est un claquement d'ouverture mitral qui vient après le deuxième bruit cardiaque B2. Il est dû à l'augmentation de la pression de l'oreillette gauche qui a la fin de la systole ventriculaire repousse brutalement les valves mitrales. Ce claquement du mitral est donc un bruit pathologique.

- **Earlysystolic Murmure** (voir annexe)

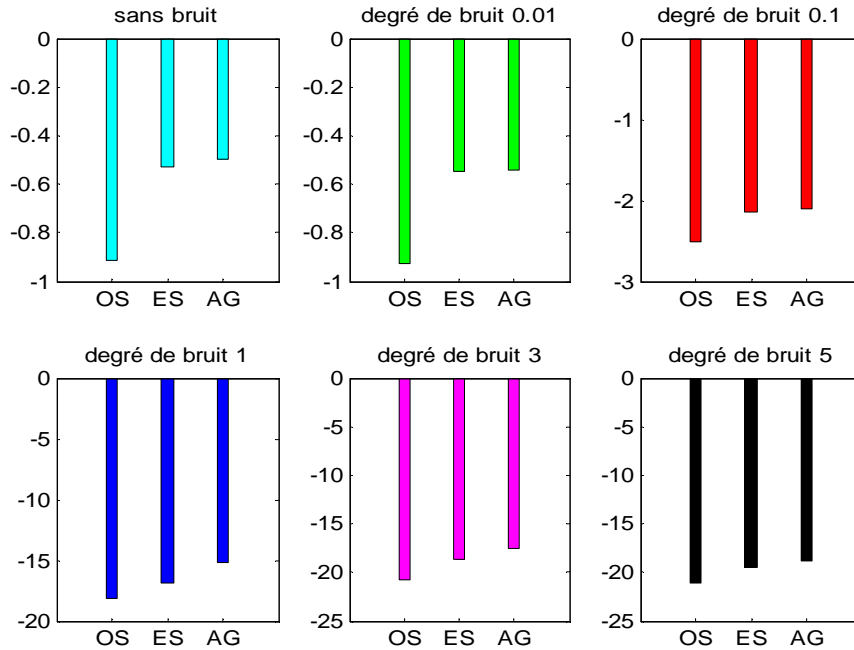
C'est un souffle systolique éjection el d'accompagnement, d'intensité modéré il vari comme le souffle diastolique.

- **Atrial galop** (voir annexe)

(B4), appelé bruit de galop atrial, peut être présent lors d'un défaut de compliance ou de relaxation ventriculaire ou lors de bloc atrio-ventriculaire du troisième degré.

Variation du RSB/Différents signaux PCG	Signal Open snap	Signal Earlysystolic	Signal Atrial galop
<b>RSB sans bruit</b>	-0.9109	-0.5277	- 0.4989
<b>RSB avec bruit (d=0.01)</b>	-0.9285	-0.5486	-0.5446
<b>RSB avec bruit (d=0.1)</b>	-2.5168	-2.1380	-2.0978
<b>RSB avec bruit (d=1)</b>	-18.1689	-16.8802	-15.1832
<b>RSB avec bruit (d=3)</b>	-20.8315	-18.6792	-17.5009
<b>RSB avec bruit (d=5)</b>	-21.0166	-19.4380	-18.7863

TABLEAU 4.2-La variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 2<sup>ème</sup> groupe avec rajout de différents degrés de bruit.



**FIGURE4.2-**Histogrammes de la variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 2<sup>ème</sup> groupe avec rajout de différents degrés de bruit.

La même analyse faite pour les signaux PCG à click (**OS**, **ES**, **AG**). D'après ces résultats on remarque que le signal open snap est plus sévère au signal early systolique ainsi atrial galop.

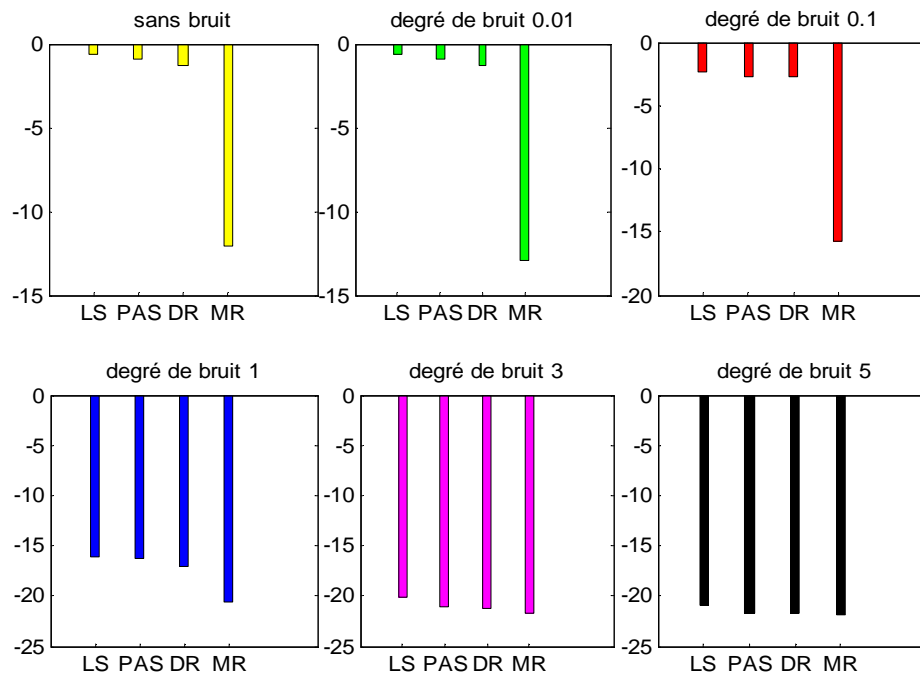
### 4.2.3 Analyse des signaux PCG du 3<sup>ème</sup> groupe caractérisés par souffles

On passe maintenant au 3<sup>ème</sup> groupe : les signaux à souffle. Les signaux de ce groupe présentant un souffle très important. Les souffles à analyser sont généralement systoliques ou diastoliques (Suivant la phase de leur apparition) et parfois les deux en même temps. Donc, un souffle doit être soit entre B1 et B2 ou entre B2 et B1 suivant. Par conséquent, les souffles systoliques sont déterminés entre la fin du B1 et le début de B2, tandis que les souffles diastoliques sont déterminés entre la fin du B2 et le début de B1 suivant.

- **Rétrécissement mitral (voir annexe):** c'est une valve mitrale qui va mal s'ouvrir, souvent calcifiée, et qui va faire qu'il y aura une gêne à l'écoulement du sang, au remplissage normal à la diastole, entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche, on a une élévation des pressions dans l'oreillette gauche et dans les capillaires pulmonaires, qui peut être responsable d'un œdème aigu du poumon, notamment chez la femme enceinte.

Variation du RSB/Différents signaux PCG	Signal Redressement diastolique	Signal Rétrécissement Mitral	Signal Late systolique	Signal Pansystolique
<b>RSB sans bruit</b>	-0.6278	-0.9188	-1.3286	-12.0688
<b>RSB avec bruit (d=0.01)</b>	-0.6514	-0.9417	-1.3450	-12.9686
<b>RSB avec bruit (d=0.1)</b>	-2.3159	-2.6971	-2.7254	-15.7925
<b>RSB avec bruit (d=1)</b>	-16.0690	-16.2276	-17.1326	-20.5180
<b>RSB avec bruit (d=3)</b>	-20.1327	-21.1422	-21.2563	-21.7190
<b>RSB avec bruit (d=5)</b>	-20.8807	-21.6668	-21.7456	-21.8310

**TABLEAU 4.3**-variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 3ème groupe avec rajout de différents degrés de bruit



**FIGURE4.3**-Histogrammes de la variation du rapport signal sur bruit des signaux PCG du 3ème groupe avec rajout de différents degrés de bruit

D'après cette figure on remarque le signal rétrécissement mitrale est plus sévère que le redressement diastolique ainsi Pansystolique et Late systolique d'où on peut dire que intensité du souffle diastolique et plus important que le souffle systolique.

### **4.3 Conclusion**

Ce qui est important à constater ici selon les résultats obtenus dans l'analyse des signaux PCG pathologiques des 3 groupes, c'est que l'état de la pathologie (état constaté sans rajout de bruit, exemple le signal PCG « CA » plus pathologique que le signal PCG « IM ») est préservé même après rajout de bruit .Ceci confirme une fois de plus que l'ondelette analysante « db7 » reste toute indiquée dans l'analyse des signaux PCG pathologique et que l'opérateur de filtrage s'effectue sans effet de perturbation sur la pathologie après élimination des signaux parasites pouvant s'ajouter aux signaux PCG initiaux.

# Chapitre V

---

## Analyse du degré de sévérité des signaux phonocardiogrammes

*D*e même que pour le chapitre 4 nous allons essayer dans ce présent chapitre d'analyser le degré de sévérité pathologique des signaux phonocardiogrammes par utilisation du rapport signal sur bruit et de par une variation corrélée pour une pathologie donnée.

## 5.1 Introduction

Le stéthoscope est un instrument utilisé pour ausculter un patient, il permet d'écouter et d'étudier les bruits acoustiques émis par les organes internes, afin d'aider à établir un diagnostic. Il est très utilisé par les médecins notamment dans le domaine de diagnostics des maladies pulmonaires et cardiaques.

Le but de cette partie est de développer une nouvelle approche pour faciliter l'auscultation cardiaque. En particulier, la classification des signaux phono cardiogrammes *PCG* selon le degré de sévérité, en utilisant différentes techniques de traitement du signal.

La transformée discrète d'ondelette basée beaucoup plus sur l'utilisation de la complémentarité des deux filtres, passe-haut et passe-bas, va servir à l'extraction d'informations caractérisant les transitions rapides du signal (détails). L'analyse multi-résolution consiste à décomposer le signal bruité de le reconstruire d'ébruiter. Les approximations représentent le signal non-bruité et les détails représentent le bruit. L'ondelette analysante est  $db7$  choisie précédemment. L'intensité du souffle est le paramètre fondamental à travers laquelle le médecin peut estimer le degré de sévérité. Malheureusement, cette estimation est basée essentiellement sur des règles relatives. Elle nécessite une grande expertise de la part des médecins. Dans ce mémoire, un nouveau paramètre, le rapport d'énergie RE, a été proposé pour améliorer le diagnostic [18]. Ce paramètre est fondé sur le ratio entre l'énergie du souffle et l'énergie totale. Il a été testé sur plusieurs signaux *PCG* pour la même pathologie [18].

Le paramètre Rapport signal sur bruit (RSB) obtenus après application de la transformée d'ondelette discrète, est un paramètre important considéré pour procéder à une discrimination entre les signaux *PCG*.

Une comparaison entre les figures d'histogrammes obtenues pour les différents signaux *PCG* permettra de distinguer la différence existant entre ces signaux et par suite les classer d'après leur degré de sévérité pathologique.

## 5.2 Le rapport énergétique RE

L'énergie d'un signal est une caractéristique intrinsèque liée à la quantité de l'information portée. L'un des indicateurs importants sur la sévérité est l'augmentation énergétique du souffle au profit des bruits B1 et B2.



Pour cela, nous utilisons un nouveau paramètre, noté RE (rapport énergétique), pour estimer le degré de sévérité (eq.5.1), il est calculé par le rapport entre l'énergie du souffle (ES) et l'énergie total (ET), dont ET est l'énergie des bruits (B1 + B2).

$$RE(\text{Joule}) = E \text{ Souffle} / E \text{ Totale} \quad (5.1)$$

Le rapport d'énergie RE est donné en pourcentage, sa valeur maximale est à 100%, ce dernier mettra en valeur la dominance du souffle sur les bruits B1 et B2. Dans notre analyse, nous allons classer les souffles cardiaques selon trois degrés de sévérité :

- **légère**,  $RE < 30\%$
- **Modérée**,  $30\% < RE < 70\%$
- **Sévère**,  $RE > 70\%$

La limitation de cette approche réside dans les cas serrés [18]. Dans notre cas nous avons choisi trois types de signaux pathologiques possédant quatre cas de degré de sévérité différent pour chaque pathologie :

- **1<sup>er</sup> type** : le signal STENOSE AORTIQUE (voir annexe)

L'aorte est la principale artère transportant le sang du cœur. Lorsque le sang quitte le cœur, il coule à travers la valve aortique, dans l'aorte. En cas de sténose aortique, la valve aortique ne s'ouvre pas complètement. Cela diminue le flux sanguin du cœur.

- **2<sup>eme</sup> type** : le signal STENOSE MITRALE (voir annexe)

Sténose mitrale est un trouble de valve cardiaque qui implique la valve mitrale. Cette valve sépare les chambres supérieures et inférieures sur le côté gauche du cœur. Sténose se réfère à un état dans lequel la soupape ne s'ouvre pas complètement, limitant l'écoulement de sang.

- **3<sup>eme</sup> type** : le signal GALOP DE SOMMATION (voir annexe)

Quand la fréquence cardiaque dépasse 100/min, la superposition d'un galop protodiastolique et d'un galop pré systolique peut donner naissance à un seul bruit, dont l'intensité sera plus grande que celle de ses deux composantes : c'est le galop de sommation.

Ce phénomène permet d'expliquer pourquoi le clinicien peut poser le diagnostic d'un rythme à trois temps, notamment en cas de tachycardie.

La qualité d'un signal est souvent représentée par le rapport de l'énergie du signal divisé par l'énergie du bruit, appelée "Rapport signal/bruit" (SNR en anglais).

Le tableau suivant fourni les valeurs de calcul des deux paramètres qui sont le rapport énergétique **RE** et le Rapport signal sur bruit **RSB** pour différents signaux **PCG** pathologiques.

Type de signal	ES	ET	RE%	Degré de sévérité	RSB
AS1	31.15	267.1700	10.44	Légère	-1.7735
AS2	164.67	97.6100	62.78	Sévère	-15.6581
AS3	172.38	69.5600	71.25	Sévère	-20.1585
AS4	232.24	85.8500	73.01	Sévère	-25.5390
MS1	49.3797	99.1946	68.39	modéré	-15.3510
MS2	37.1980	67.9841	54.72	modéré	-15.0862
MS3	43.7985	184.7927	11.28	légère	-4.4000
MS4	1.1479	1.1695e+003	0.98	légère	-0.0536
SG1	26.9915	63.0250	42.83	modéré	-9.9651
SG2	13.6743	136.6227	10.01	Légère	-0.4445
SG3	2.4545	41.0961	5.97	Légère	-0.6745
SG4	1.5701	126.5731	1.24	Légère	-0.3770

**TABLEAU 5.1**-Résultats des variations des rapports énergétiques et rapport signal sur bruit

À travers ce tableau, on peut remarquer que l'intensité dusouffle est le paramètre fondamental dans cette classification, qui sera déterminée par le calcul d'énergie .

La variation énergétique des souffles reflète réellement la variation de la sévérité, mais le degré de sévérité reste inconnu.

À partir de l'analyse des paramètres rapport énergétique et du rapport signal sur bruit, on peut montrer la variation selon le type du signal **PCG** concerné d'où on remarque (Fig5.1) que le rapport énergétique **RE** et le rapport signal sur bruit **RSB** sont inversement proportionnelle (corrélé).

## 5.2 Analyse des signaux phono cardiogrammes (PCG)

### 5.2.1 Analyse du degré de sévérité du signal (PCG) pathologique d'une sténose aortique

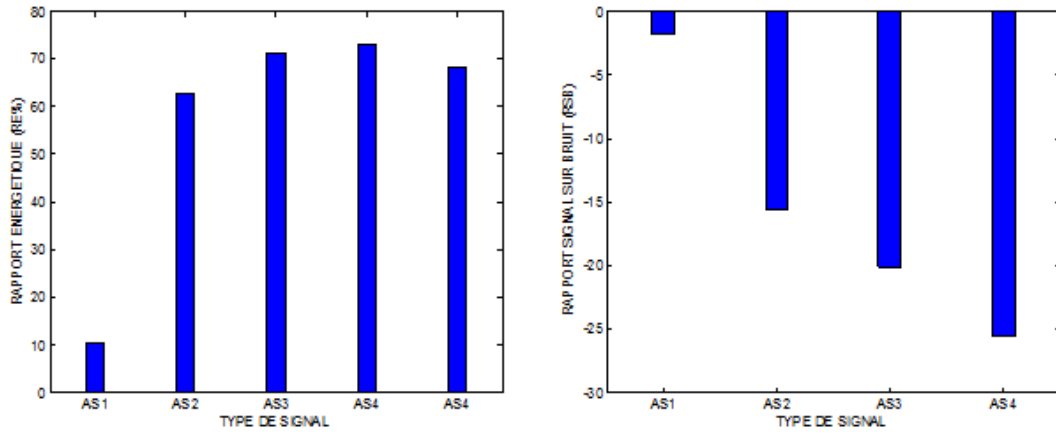


FIGURE 5.1-Histogrammes de la Variation du rapport énergétique et du rapport signal sur bruit pour différents cas d'évolution d'une sténose aortique

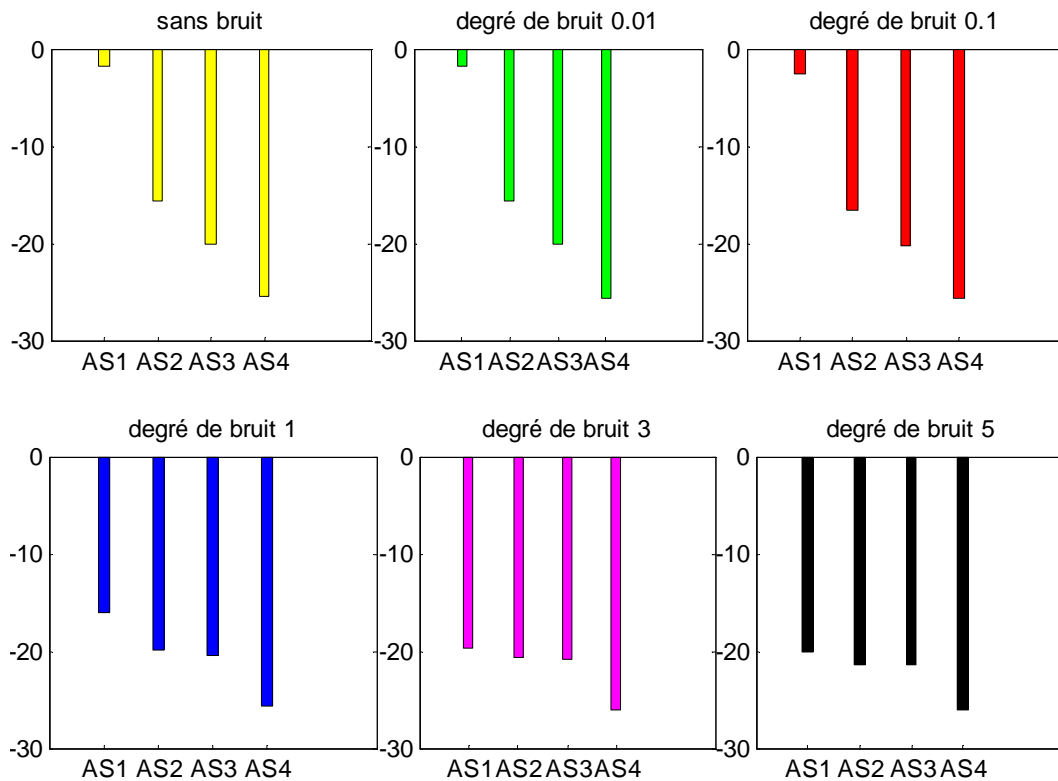


FIGURE 5.2-Variation du rapport signal sur bruit pour différents cas pour différents cas d'évolution d'une sténose aortique

Dans la figure (5.1) montre une certaine corrélation entre les variations du rapport signal sur bruit RSB et le rapport énergétique RE, ils sont inversement proportionnellement, aussi la figure 5.2 présente une préservation de l'évolution de la sévérité même en présence de différents degrés de bruits.

### 5.2.2 Analyse du degré de sévérité du signal PCG pathologique d'une sténose mitrale

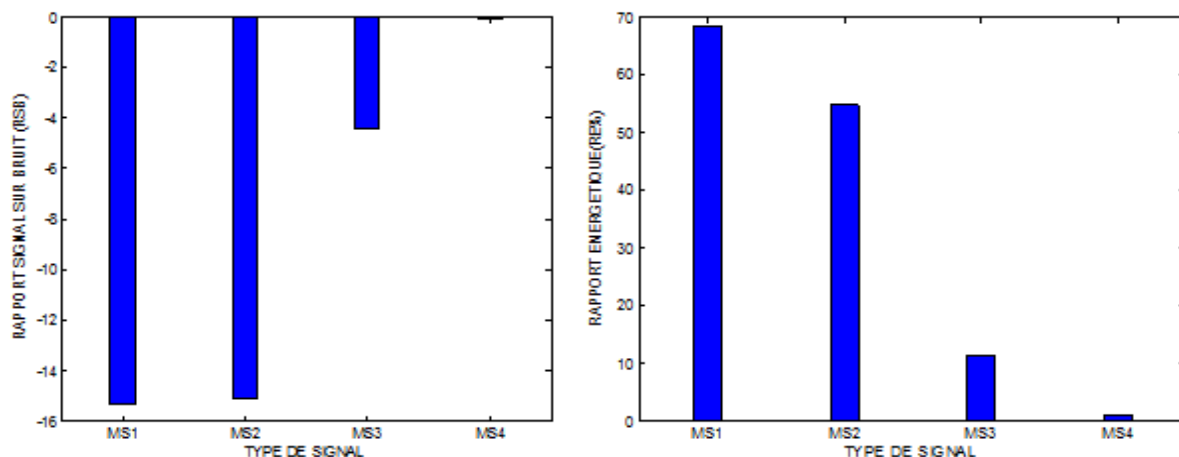


FIGURE 5.3-Histogrammes de la Variation du rapport énergétique et du rapport signal sur bruit pour différents cas d'évolution d'une sténose mitrale

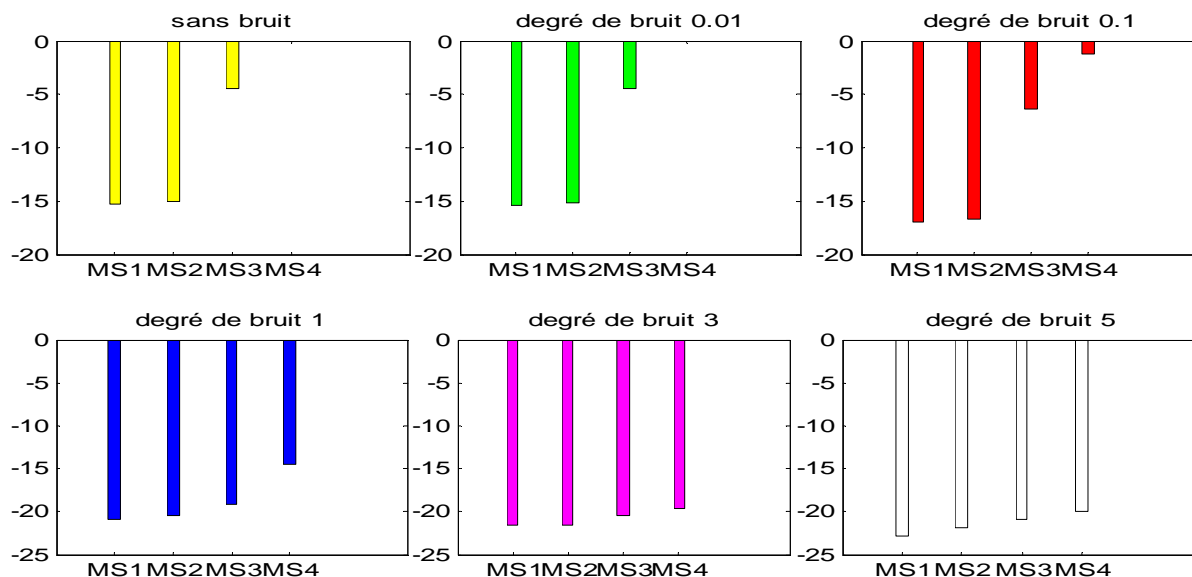


FIGURE 5.4-Variation du rapport signal sur bruit pour différents cas pour différents cas d'évolution d'une sténose mitrale

La figure 5.3 une certaine corrélation entre les variations du rapport signal sur bruit RSB et le rapport énergétique RE comme précédemment, ils sont inversement proportionnellement, et la figure 5.4 présente une préservation de l'évolution de la sévérité

même en présence de différents degrés de bruits. Les signaux MS3, MS4 présentent un souffle moins important que celle des signaux MS1, MS2 qui signifie l'importance du bruit.

### 5.2.3 Analyse du degré de sévérité du signal PCG pathologique de Sommation de galop

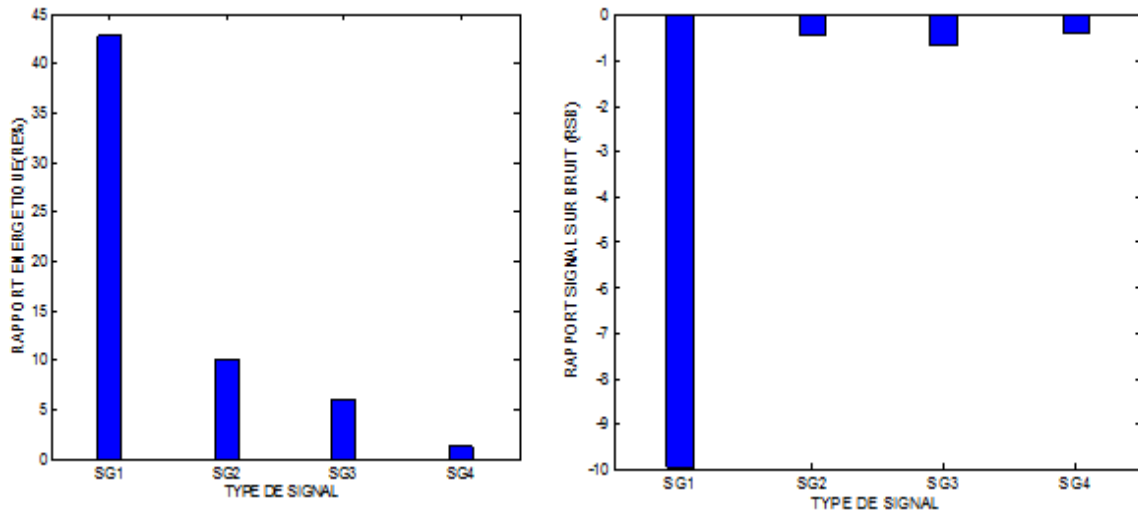


FIGURE 5.5-Histogrammes de la Variation du rapport énergétique et du rapport signal sur bruit pour différents cas d'évolution d'une sommation de galop

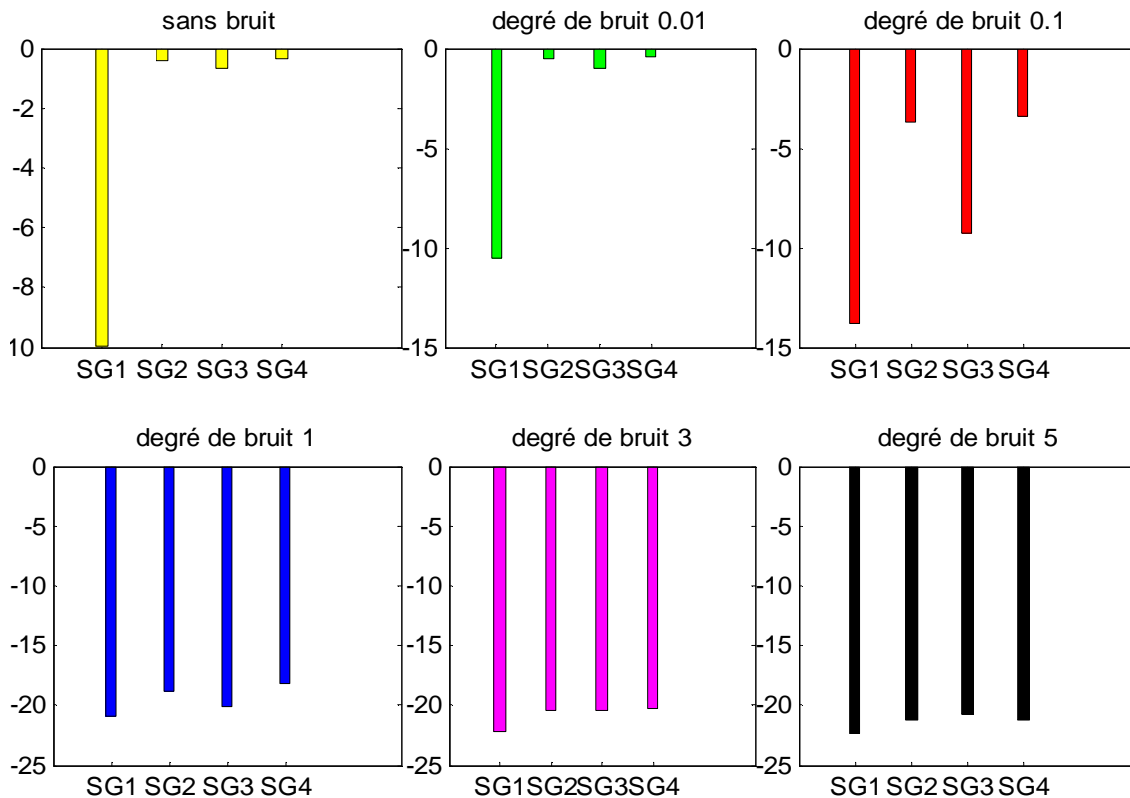


FIGURE 5.6-Variation du rapport signal sur bruit pour différents cas pour différents cas d'évolution d'une sommation de galop

La figure 5.6 montre aussi une corrélation inversement proportionnellement entre les variations du rapport signal sur bruit RSB et le rapport énergétique RE, avec la figure 5.6 une préservation de l'évolution de la sévérité même en présence l'ajout de bruit de différents degrés. Dans la figure 5.6 nous remarquons que les signaux SG2, MS4 présentent un souffle très légère avec une variation du rapport signal sur bruit plus grande que celle des signaux SG3, SG1.

### **5.3 Conclusion**

De même que dans le cas de l'analyse différents signaux phonocardiogrammes pathologiques (chapitr4) nous retrouvons ici les même remarques d'après les résultats obtenus a savoir que l'ondelette « db7 » est parfaitement indiquée pour l'analyse vu que le rajout des différents degré de bruit et leur élimination par filtrage ne modifie pas l'ordre de du degré de sévérité pathologique établi( à partir du rapport énergétique RE) avant rajout ,ainsi les deux rapport RE(énergétique) et RSB(signal sur bruit) semblent vraiment être corrélés (inversement proportionnelle) pour suivre fidèlement l'évolution d'une sévérité pathologique pour pathologie donné.

## CONCLUSION GENERALE

Les bruits cardiaques sont des signaux non- stationnaires enregistrés et connus sous le nom du signal phono cardiogramme (PCG) permettant de donner plus d'informations sur le fonctionnement mécanique du cœur.

L'application des techniques avancées de traitement du signal cible mieux les différentes pathologies cardiaques. La transformée en ondelette discrète a montré son efficacité et sa puissance dans l'analyse multi-résolution pour leurs filtrages. De même, elle peut utiliser le paramètre : (rapport signal sur bruit) utilisé dans une discrimination et une classification de ces signaux.

Dans notre choix d'ondelette analysante la plus apte, nous avons considéré les différents familles d'ondelettes (orthogonale et bi-orthogonales). A cet effet un calcul de la valeur rapport signal sur bruit (signal bruité puis celui reconstruit) a été effectué et en fonction des résultats obtenus l'ondelette la plus appropriée à l'analyse du signal PCG a été sélectionné a savoir l'ondelette « db7 ».

Le rapport signal sur bruit, apparaît comme un second paramètre très important à prendre en considération dans la classification et la discrimination des signaux PCG vu sa particularité à préconiser par l'intermédiaire de sa valeur mesurée l'importance des souffles aux niveaux des signaux PCG. Finalement nous pouvons dire que l'application de la transformée d'ondelettes TOD dans l'analyse des signaux PCG est susceptible de fournir un large éventail d'informations sur les bruits cardiaques qui peut s'avérer, pour les cliniciens, comme étant une plate-forme de décision non négligeable dans l'établissement de leur diagnostic médical.



## Annexe 1 : Présentation des différents signaux PCG étudiés

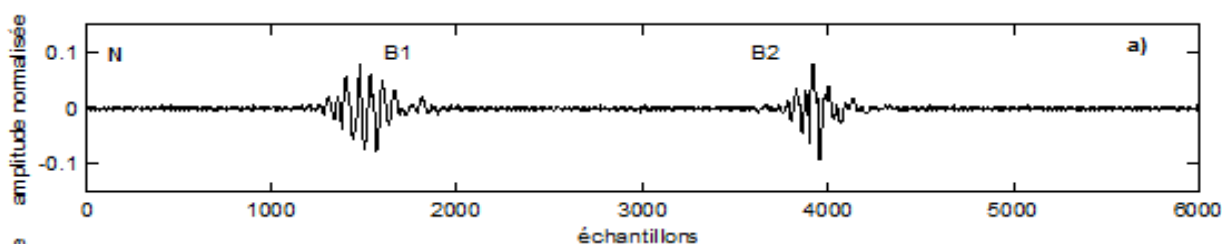
On regroupe les signaux PCG étudiés en trois groupes distincts [3]. Le tableau ci-dessous donne les différents signaux PCG analysés.

Signaux PCG	Abbréviation	Fréquence d'échantillonnage(Hz)
<b>PCG sans souffles sans clicks</b>		
• Normal	N	8012
• Innocent murmure	IM	8012
• Contraction de l'aorte	CO	8012
<b>PCG a click</b>		
• Open snap	OS	11025
• Early systolic	ES	11025
• Atrial galop	AG	11025
<b>PCG a souffle systolique</b>		
• Late systolique	LS	11025
• pansystolique	PAS	11025
<b>PCG a souffle diaslolique</b>		
• Redressement diastolique	RD	11025
• Retrecissement mitral	MR	8000

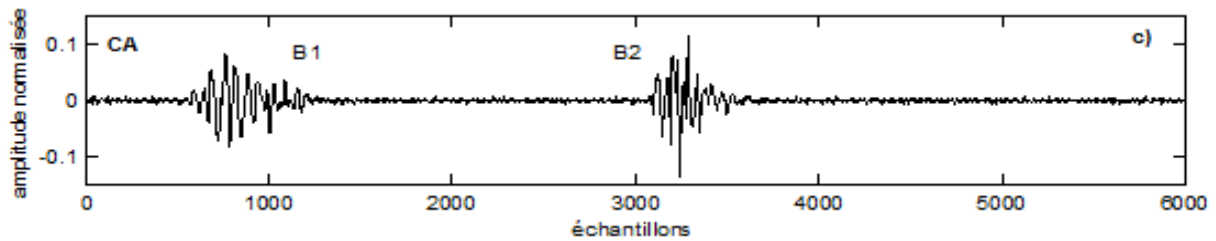
### 1. Groupe1

Composé par un signal PCG d'un sujet sain (PCG normal) et deux autres signaux pathologiques (IM, CA) ayant un forme similaire a celle du PCG normal.

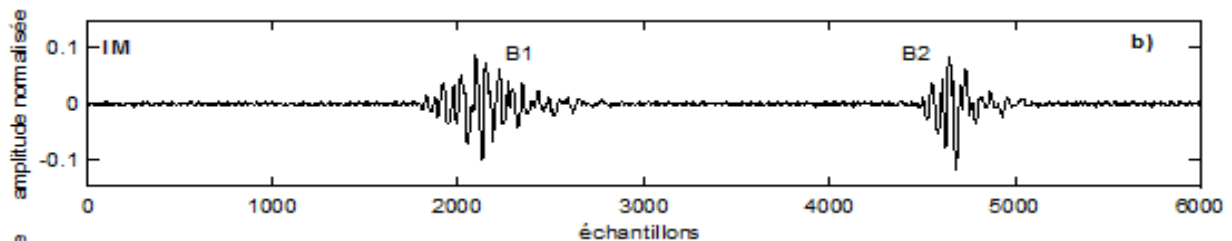
- Cas normal(N) : est le tracé phono cardiogramme pour un sujet sain, les bruits B3 et B4 n'apparaissent pas sur le tracé, seuls les bruits cardiaques B1 et B2 sont visible.



- Contraction de l'aorte(CA) : le souffle systolique d'allure éjectionnel losangique a un maximum tardif et dépasse souvent la composante aortique du deuxième bruit. Les composantes aortique et pulmonaire du deuxième bruit sont confondues. Elle est responsable d'une hypertension artérielle, qui peut être révélatrice de la maladie, et d'une diminution des pouls en aval de la sténose.



- Innocent Murmure(IM) : Cliniquement il est entendu à la pointe irradiant dans l'aisselle gauche, de timbre « souffle » en jet de valeur couvrant partie de la systole. Il est dû au reflux du sang du ventricule gauche vers l'oreillette gauche, pendant la systole ventriculaire en raison de la mauvaise fermeture de l'orifice mitrale.

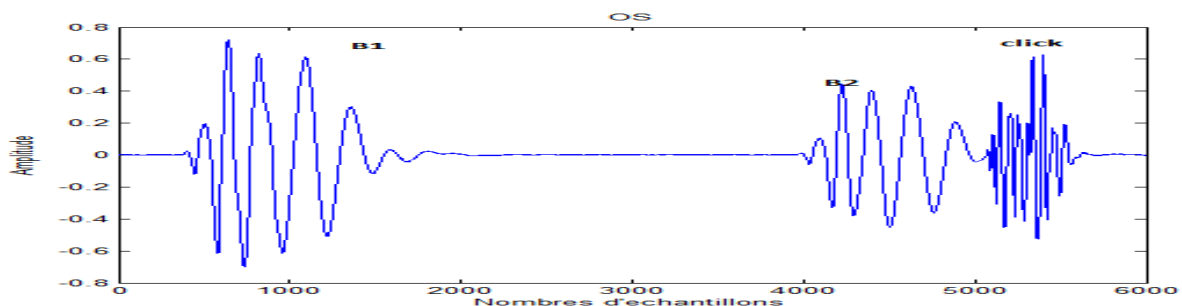


Le phonocardiogramme enregistre un souffle rectangulaire holosystolique débutant après le premier bruit couvrant parfois le deuxième bruit. Il peut être également crescendo ou decrescendo dans la systole. Il varie dans le même sens que l'importance volumique de la fuite mitrale.

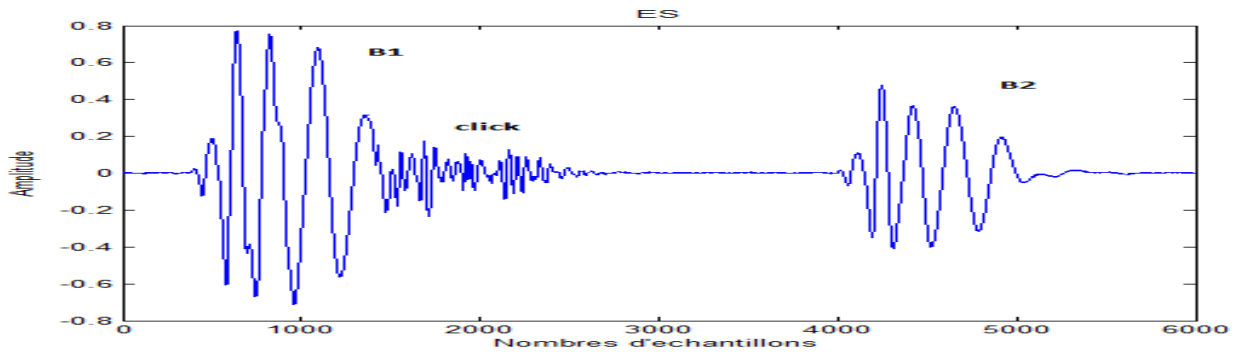
## 2. Groupe 2

Composé de trois signaux pathologiques (OS, ES, AG) et deux autres (IM, CA) caractérisés par un rajout d'un click dont un souffle très réduit.

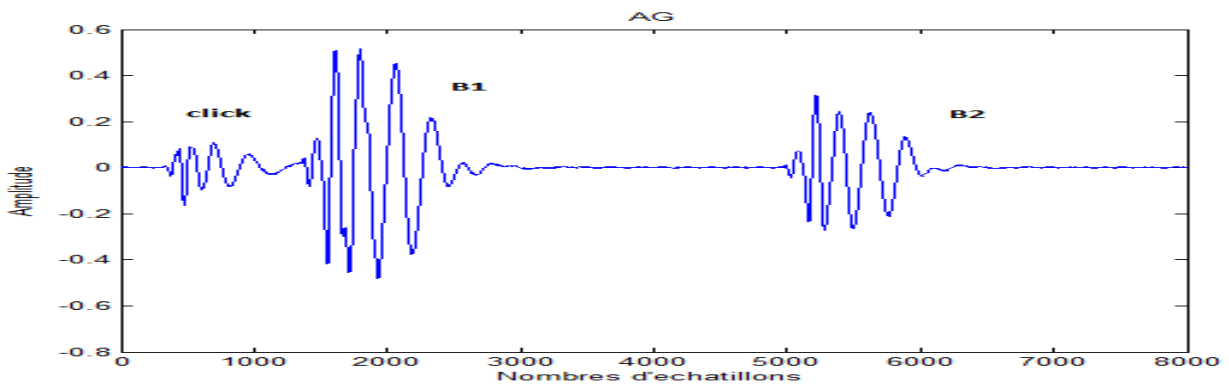
- Open snap : c'est un claquement d'ouverture mitral qui survient 0.01 à 0.12s après le deuxième bruit. De timbre sec, il est aperçu à la pointe, dans la région endapixienne et dans l'aisselle. Il est dû à l'augmentation de l'oreillette gauche qui à la fin de la systole ventriculaire repousse brutalement les valves mitrales par ailleurs sclérosées. Ce claquement d'ouverture de la mitrale est donc un bruit pathologique. Est un des éléments principaux de la sémiologie d'auscultation de rétrécissement mitral.



- Early systolic murmur :C'est un souffle systolique éjectionnel d'accompagnement, d'intensité modéré il vari comme le souffle diastolique. Enregistré au 2éme espace droit au 3éme espace gauche,en haute fréquences ;absents dans les fuites de faible importance, il croit avec l'intensité de fuite.



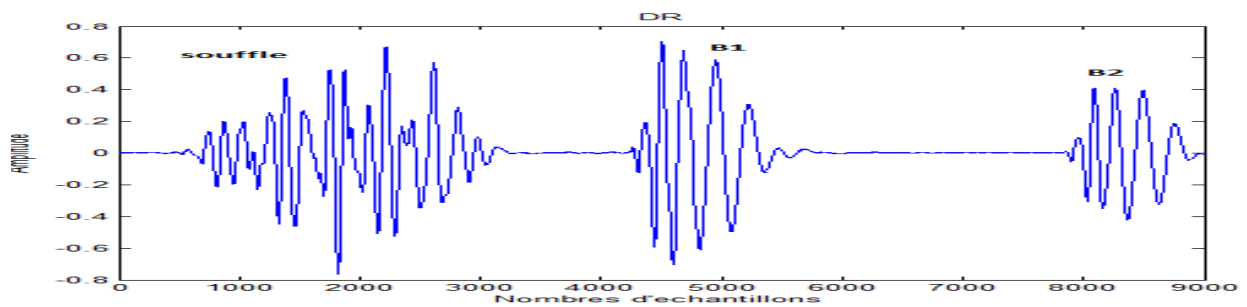
- Atrial galop :B4, appelé bruit de galop atrial, peut être présent lors d'un défaut de compliance ou de relaxation ventriculaire ou lors de bloc atrio-ventriculaire du troisième degré.



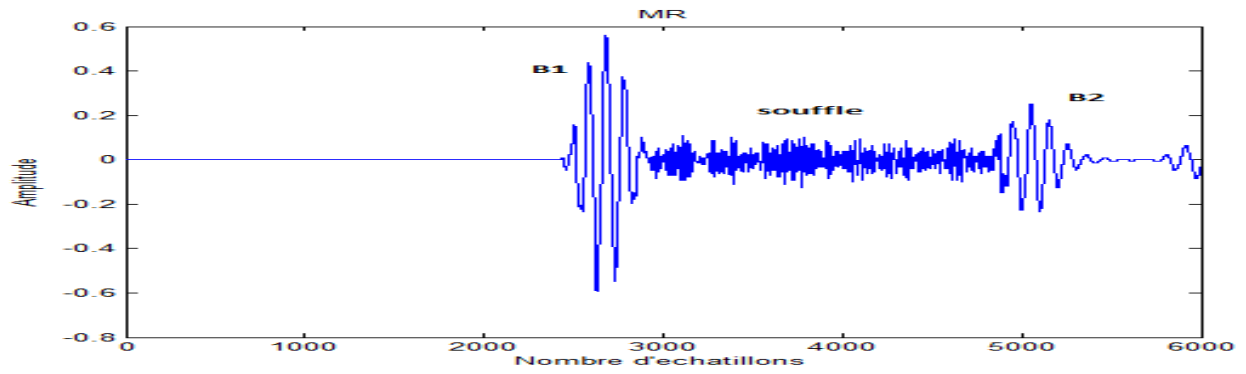
### 3. Groupe3

Composé de quatre signaux pathologiques caractérisé par rajout de souffle important :

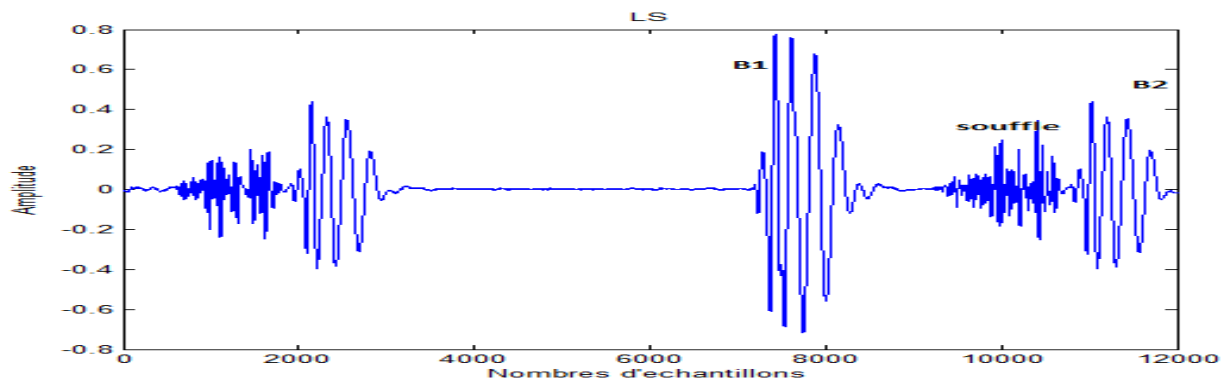
- Redressement diastolique(DR)



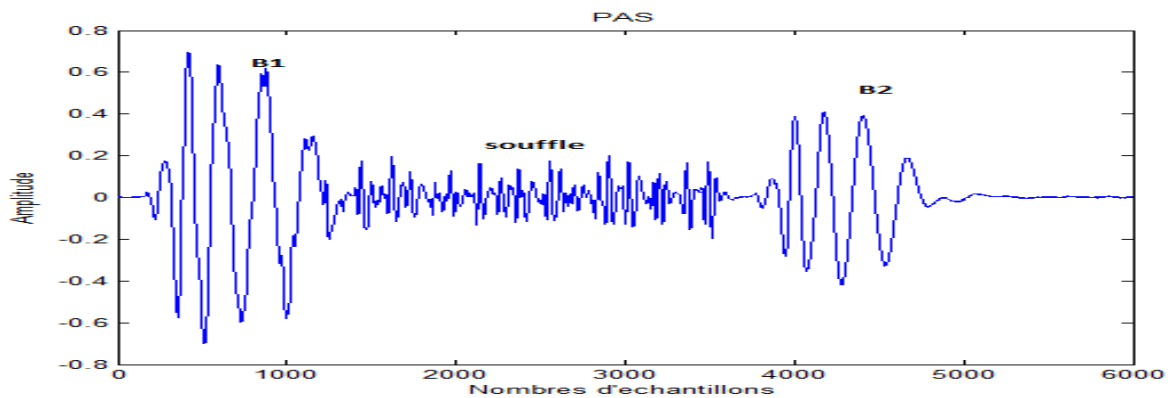
- Retrecissement mitral(MR)



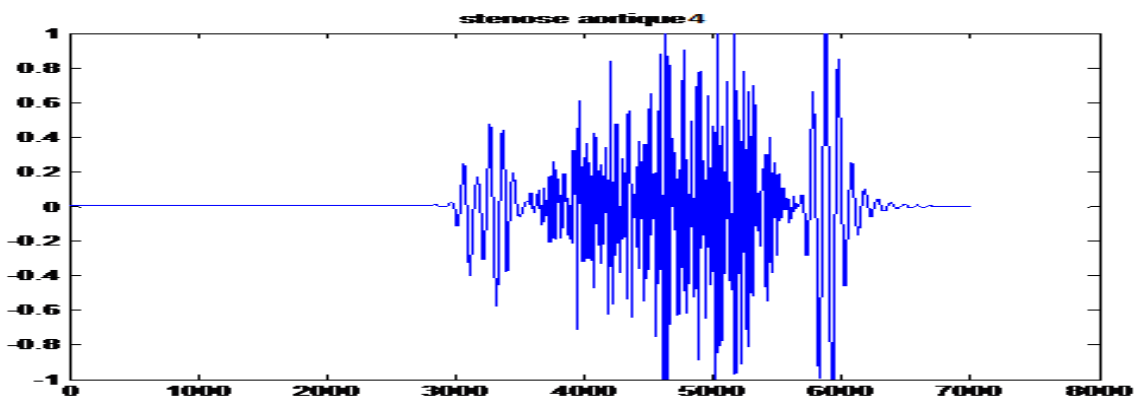
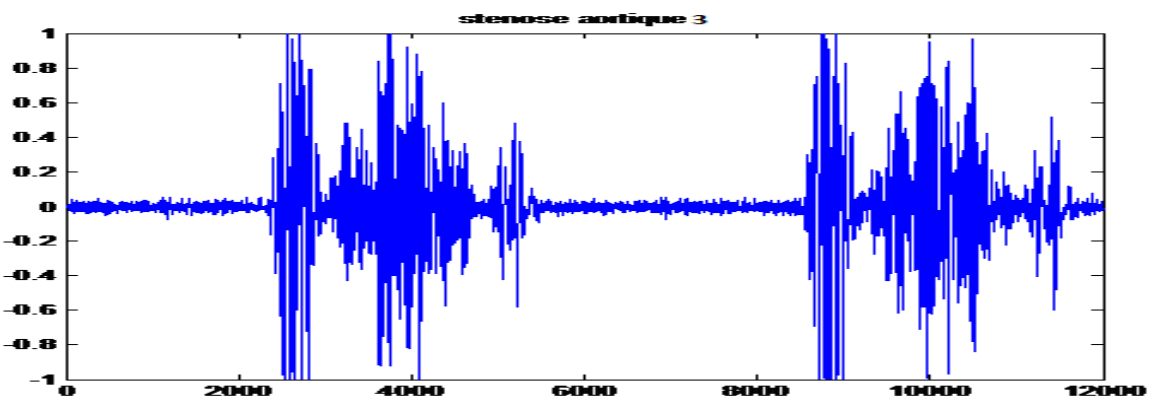
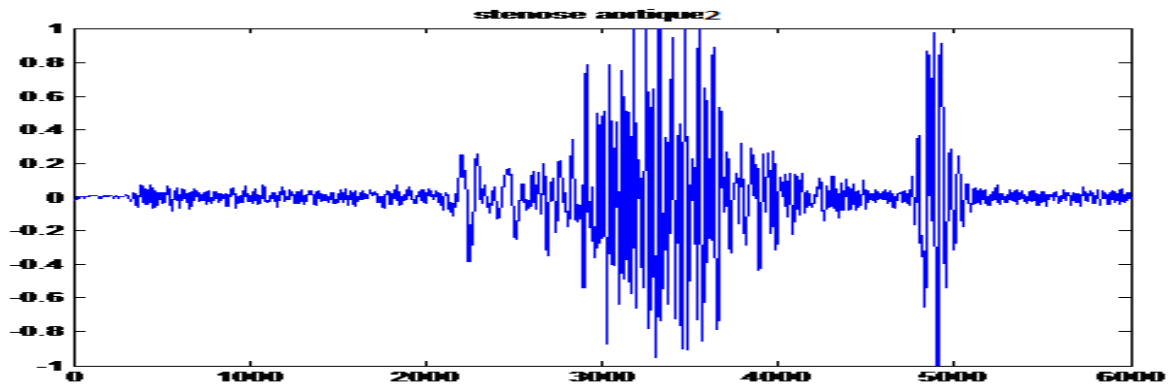
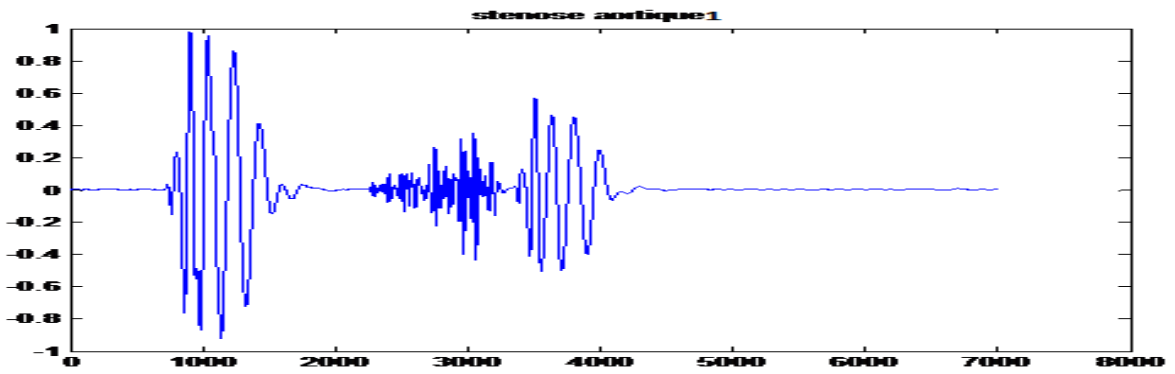
- Late systolic(LS)



- Pansystolic(PAS)

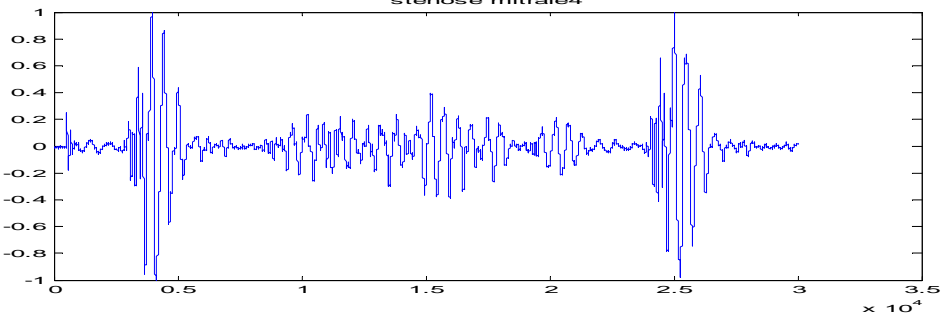
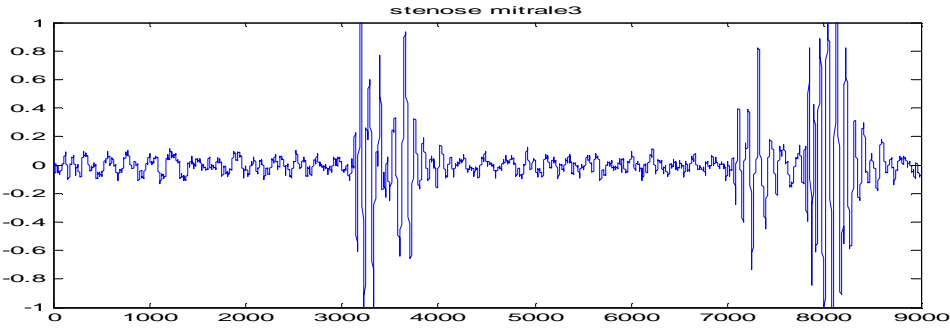
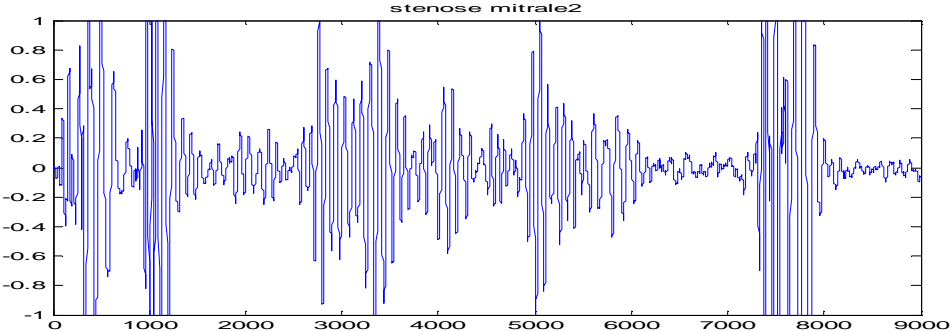
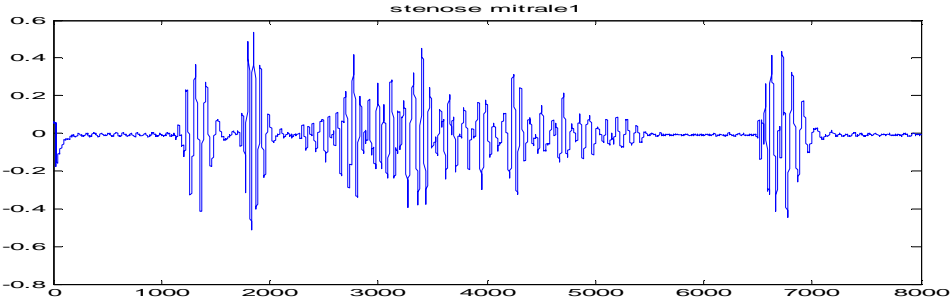


-La sténose aortique : La sténose aortique est une maladie valvulaire cardiaque qui se rétrécit ou entrave l'ouverture de la valve aortique. Rétrécissement de la valve aortique empêche l'ouverture de la soupape correctement et obstrue l'écoulement du sang du ventricule gauche à l'aorte. Cela peut réduire la quantité de sang qui coule à l'organisme.

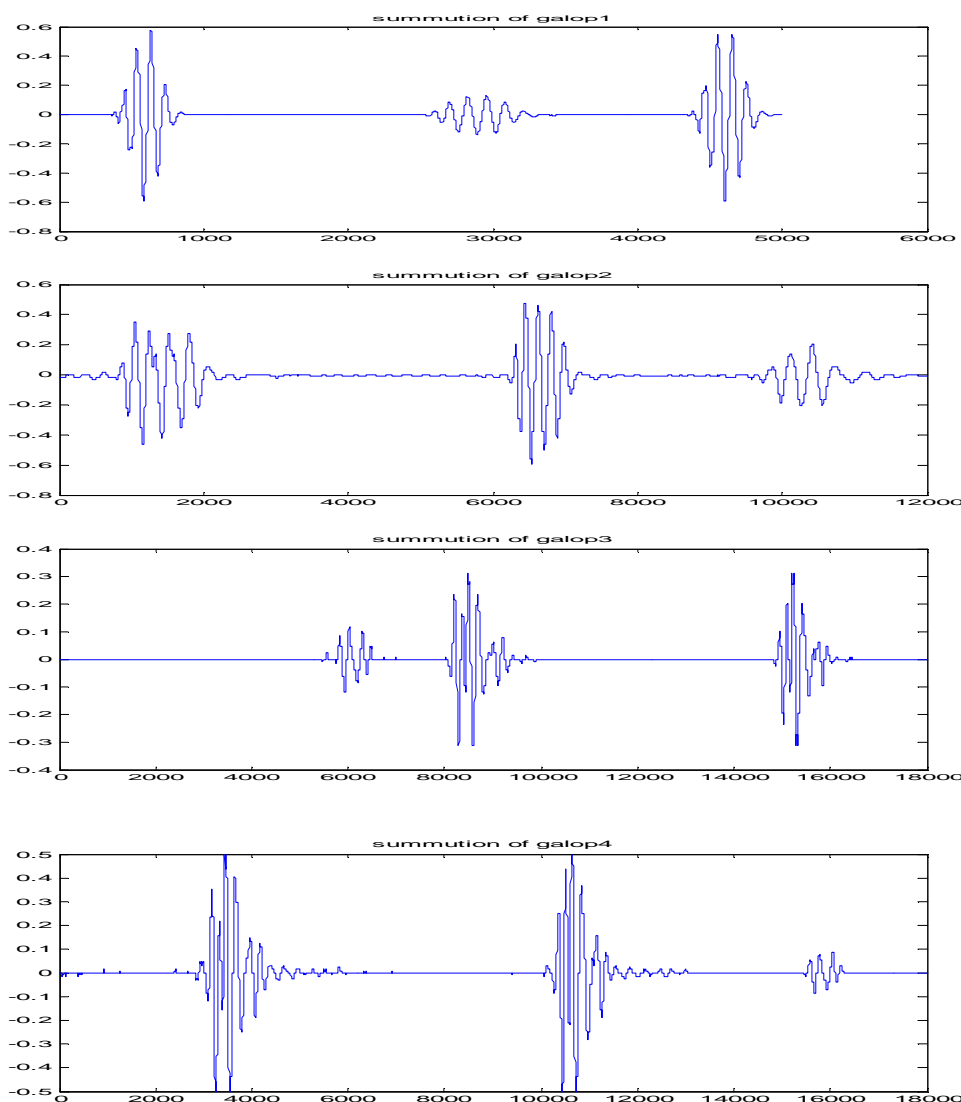


-Sténose mitrale : Sténose mitrale est une affection des valves cardiaques qui se rétrécit ou entrave l'ouverture de la valve mitrale. Rétrécissement de la valvule mitrale empêche l'ouverture de la soupape correctement et obstrue l'écoulement du sang dans l'oreillette gauche

du ventricule gauche. Cela peut réduire la quantité de sang qui coule à l'organisme. Le principal facteur de risque pour la sténose mitrale est une histoire de fièvre rhumatismale, mais il peut également être déclenchée par la grossesse ou autres formes de stress sur le corps comme une infection des voies respiratoires, l'endocardite, et d'autres troubles cardiaques.



-Le galop (Bruits diastoliques) : Il s'agit d'un bruit diastolique sourd donnant une impression tant tactile qu'auditive et traduisant une insuffisance ventriculaire gauche ou droite. Le bruit de galop intercalé entre B2 et B1 donne un rythme à 3 temps caractéristique. Il peut s'observer en début de diastole : on parle alors d'un galop protodiastolique, dû à l'accroissement du remplissage rapide initial. Il peut également se rencontrer en fin de diastole : il s'agit alors d'un galop télédiastolique, dû à l'accroissement du remplissage rapide terminal. Parfois un bruit peut intervenir au milieu de la diastole par sommation des deux : il s'agit alors d'un galop de sommation. Le galop gauche, entendu à la pointe et à l'endapex, traduit une insuffisance ventriculaire gauche Le galop droit, entendu à l'appendice xiphoïde, traduit en général une insuffisance ventriculaire droite.



## BIBLIOGRAPHIE

1. J.Artigou, Y.Grosogeat,P. Puech, « Cœur - maladies cardio-vasculaires, Encyclopaediauniversalis ».
2. T.Verson, « Anatomio-physiologie », disponible sur le net sur : [t.verson.free.fr/physiologie/anatomie/anatomie.htm](http://t.verson.free.fr/physiologie/anatomie/anatomie.htm).
3. M. hamza cherif, S.debbal, « Séparation des bruits et des souffles cardiaques par filtrage numérique »,1 ière journée Docrorale,Université Abou BekerBelkaid,Tlemcen, 26 Mai 2010.
4. « Physiologie cardiaque et systèmes de régulations cardio-vasculaire », humans, 2010, disponible sur le net/<http://www.humans.be/pages/physiocardiaque.htm>
5. « Sémiologie et pathologie cardiovasculaires », Clinique cardiologique chu de grenoble,disponile sur le net : <http://www-sante.ujfgrenoble.fr/sane/cardiocd/cardio/chapitre/301.htm>
6. Collège National des Enseignants de Cardiologie et Maladies vasculaires Chapitre 3 : Savoir examiner, Université Médicale Virtuelle Francophone, 2010-2011, p12-17
7. L.Waite, Ph. Jerry Fine, Ph.D, « applied biofluid mechanics », 2007,pp.52
8. S.Debbal, F.Bereksi-reguig « Analyse spectro-temporelle des bruits cardiaques par les transformeesdiscrete et continue d'ondelettes », Sciences & Technologie b – n°23, Juin (2005), pp. 5-15
9. S.debbal , F. bereksi-reguig, « Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phonocardiogrammes en fonction des souffles surajoutés », Afrique science 01(1) (2005) 1 – 13 issn 1813-548x, 07 octobre 2004.
10. Mr .Bendelhoum Mohammed Sofiane,Mr.SmahiChaib Abdallah « optimisation de l'ondelette analysante dans l'analyse multirésoluion des signaux phonocardiogrammes(PCG) »projet de fin d'études 2003 -2004, Tlemcen
11. s. LASAULCE, Module Ondelettes du DEA TIS,disponible sur le net : "<http://fr.scribd.com/doc/95560884/Ondelettes-Lecture-Notes-Wave> ,"03 Septembre2010.
12. A .LALLOUANI, " Débruitage d'un signal de la parole corrompu par un bruit coloré en utilisant la transformée en ondelettes etimplémentation sur un processeur de traitement numérique des signaux", Ecole de technologie supérieure, Montréal, 09 Septembre2004.
13. S. M. DEBBAL, "Analyse du signal phonocardiogramme par application des transformees d'ondelette", Université A.B.BekrBelkaid,Tlemcen, Thèse de doctorat, Juin 2004.



14. T .AL ANI, " Introduction aux ondelettes (wavelets) : Concepts généraux de la théorie des ondelettes", ESIEE-Paris, 06Novembre2011.
15. L .H .Viêt, "Étude de la méthode de la transformation en ondelette et l'application à la compression des images", Rapport final de TIPE, 15 juillet 2005.
16. M .BRAHIM, "Analyse du Signal de Parole par Les Ondelettes : Application Aux Mots Isolés", Mémoire de Magister, Université de Batna, 21 Décembre 2009.
17. G. Gonon ,''TP 3 : Notions de signal numérique'', disponible sur le net : [http://gil.69.free.fr/Matlab/sujets\\_deust\\_2001/node5.html](http://gil.69.free.fr/Matlab/sujets_deust_2001/node5.html)
18. M.Omari Tahar, « Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques », thèse de magister, Université de Tlemcen, p 101, 2009.

