



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen



Faculté de Technologie

Département de Génie biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par :

MOULAY ABDALLAH Habiba et MOULAY ABDALLAH Zoulikha

**Débruitage Du Signal Phonocardiogramme Par La
Transformée En Ondelettes Discrète : Comparaison
Avec La Décomposition Modale Empirique**

Soutenu le 27 Mai 2015 devant le Jury

M.	DEBBAL Sidi Mohammed	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	HADJ SLIMANE Zine-Eddine	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	HAMZA CHERIF Lotfi	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2014-2015

REMERCIEMENTS

*Nous remercions tout d'abord **ALLAH** qui nos a donné l'aide, le courage, le pouvoir et la patience pour finaliser ce travail.*

*Nous remercions, notre encadreur **Mr. Hadj Slimane Zineddine**, pour son encadrement de grande qualité scientifique, ses précieux conseils, et son encouragement ; qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail.*

*Nous adressons de même nos remerciements à **Mr. Debbal Sidi Mohammed**, pour l'intérêt qu'il a accordé à ce travail en acceptant de présider le jury.*

*Nous remercions, **Mr. Hamza Cherif Lotfi**, d'avoir accepté d'être membres de jury.*

*Nous remercions, **Mr. Bachir** qui nos ont aidé dans notre travail.*

Au laboratoire de recherche de génie biomédical (GBM) de l'université de Tlemcen.

Nous n'oublions pas dans nos remerciements tout le personnel de département de Génie Biomédical.

Merci à tous les professeurs qui ont contribué à ma formation

En fin, nous tenons à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé de près ou de loin.

DEDICACES

Je dédie ce modeste travail :

Aux êtres qui me sont les plus chers ma mère et mon père. Que Dieu préserve bonne santé et longue vie. Qui ont tous fait pour m'encourager durant les années de mes études

A mes chers frères et son marie, A mes chères sœurs (Dalila et Zahia), et ses enfants : Rawia, Mohammed, Abd Elhadi, Inasse, Fatima et Younes.

A mes Grandes Mères que Dieu les protège et à toute ma famille. A mes Oncles mes Tantes.

A mes cousins et mes chers cousines : Souhila, Afaf, Hanane, Souad, Roumissa et Assia, Hadjer, Ahlem, Imane.

A ma chère amie : Zoulikha

A mes chères amies : Amira, Nacira, Amina, Fatima.

Ainsi qu'à la promotion Master GBM sans oublier tous mes enseignants durant tout mon cursus.

Mlle. HABIBA

DEDICACES

Je dédie ce modeste travail :

Aux êtres qui me sont les plus chers ma mère. Que Dieu préserve bonne santé et longue vie. Qui a tous fait pour m'encourager durant les années de mes études et mon père (ALLAH YARHMO).

A mes chers frères : Mohammed, Tayeb, Sliman.

A mes chères sœurs : Imane, Safaa, Marwa .

A mes sœurs : Aicha, Zouhra et Fatiha.

A mes proches de famille : Abd Elmadjid, Nadir.

A ma chère amie : Habiba.

A mes Grande Mère que Dieu la protège et à toute ma famille. A mes Oncles mes Tantes.

A mes chères amies : Fatima, Dalila, Intissar, Nacira, Amina, Souhila, Noura, Malika, Zaira, Ahlem.

Ainsi qu'à la promotion Master GBM sans oublier tous mes enseignants durant tout mon cursus.

Mlle. ZOULIKHA

TABLE DES MATIRES

Introduction générale.....	1
Chapitre I : Généralités sur la phonocardiographie	
I.1. Introduction.....	4
I.2. Anatomie et fonctionnement du cœur.....	4
I.2.2. comment fonctionne le cœur ?.....	4
I.2.3. Les valves cardiaques.....	5
I.2.3.1. Les valves mitrale et tricuspide.....	5
I.2.3.2. Valvules aortique et pulmonaire.....	6
I.2.4. Le cycle cardiaque	6
I.2.4.1. Systole ventriculaire.....	7
I.2.4.2. Diastole ventriculaire.....	8
I.3. Le phono-cardiogramme (PCG)	8
I.3.1. Bruit du cœur et souffles cardiaque	9
I.3.1.1. les bruits du cœur.....	9
I.3.1.2. Les souffles cardiaques	11
I.3.1.2.1. La sténose aortique	11
I.3.1.2.2. La sténose mitrale	12
I.3.1.2.3. L'insuffisance aortique	13
I.3.1.2.4. L'insuffisance mitrale	13
I.3.1.2.5. L'insuffisance tricuspidiennne	14
I.4. Conclusion	14

Chapitre II : Généralités sur la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique

II.1. Introduction	17
II.2. La transformée de Fourier (FFT)	17
II.3. La Transformée de Fourier à court Terme (TFCT)	19
II.4. La Transformée En Ondelettes	22
II.4.1. Famille d'ondelettes	25
II.4.1.1. Ondelettes de Daubechies	25
II.4.1.2. Ondelettes de Symlets	25
II.4.1.3. Ondelettes de Coiflet.....	26
II.4.2. La transformation en ondelettes continue (TOC)	26
II.4.3. La transformation en ondelettes discrète (TOD)	27
II.5. La Décomposition Modale Empirique	29
II.5.1 Définition De L'EMD	30
II.5.2. Principe De La Décomposition.....	31
II.5.3 Processus De Tamisage : Principe Algorithmique.....	32
II.6.Conclusion.....	36

Chapitre III : Débruitage du signal phonocardiogramme par la décomposition modale empirique et la transformée en ondelette discrète

III.1. Introduction.....	39
III.2. Présentation du travail proposé	40
III.2.1. lecture de signal phonocardiogramme (PCG).....	41
III.2.2. Etape préliminaire (ajout de bruit).....	41
III.3. Analyse du signal PCG par la transformée en ondelette discrète.....	42
III.4. Analyse du signal PCG par la décomposition modale empirique.....	44
III.5. Résultats et discussions	44

III.6. Etude comparative entre le débruitage par la transformée en ondelettes discrètes (TOD) et le débruitage par la décomposition modale empirique (EMD).....	48
III.7. Conclusion.....	50

Chapitre IV : Réalisation de l'interface graphique

IV.1.Introduction	53
IV.2. Présentation de l'interface graphique.....	53
IV.2.1. fenêtre principale.....	53
IV.2.2. Fenêtre “plan de travail”	54
IV.2.2.1. Fenêtre “débruitage par la décomposition modale empirique”.....	55
IV.2.2.2. Fenêtre “débruitage par la transformée en ondelettes discrètes”.....	56
IV.2.2.3. Fenêtre « comparaison entre la TOD et l'EMD ».....	57
IV.2.3. Fenêtre « help ».....	58
IV.3. Conclusion.....	59
Conclusion Générale	60

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Coupe du cœur.....	5
Figure I.2 : Coupe transverse laissant apparaître les quatre appareils valvulaires.....	6
Figure I.3 : Exploration du système cardiovasculaire.....	7
Figure I.4 : Synthèse du cycle cardiaque.....	8
Figure I.5 : Les Foyers d'auscultation cardiaques et la forme du signal (PCG) généré, cas sain.....	9
Figure I.6 : Signal Phonocardiographique normal.....	10
Figure I.7 : Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque.....	11
Figure I.8 : Représentation d'un cycle cardiaque contenant une sténose aortique de forte intensité positionnée au milieu du régime systolique.....	12
Figure I.9. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une sténose mitrale.....	12
Figure I.10 : représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique.....	13
Figure I.11 : représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance mitrale.....	14
Figure II.1 : (a) Représentation temporelle, (b) Représentation fréquentielle (module du spectre), (c) Représentation fréquentielle (phase du	18
Figure II.2 : Principe de la TFCT.....	20
Figure II.3 : la TFCT du signal de l'équation (II.4) pour $N_{si}=3$	21
Figure II.4 : la TFCT du signal de l'équation (II.4) pour $N_{si}=9$	21
Figure II.5 : Exemple de fonction d'ondelette (ondelette de Morlet).....	23
Figure II.6 : l'évolution de l'ondelette de Morlet en fonction du facteur d'échelle a.....	24
Figure II.7 : l'ondelette de Morlet translatée pour différentes valeurs de b.....	24
Figure II.8 : Les ondelettes de Daubechies.....	25
Figure II.9 : les ondelettes de symlet.....	26
Figure II.10 : Les ondelettes de coiflet.....	26
Figure II.11 : les approximations et les détails.....	28
Figure II.12 Décomposition en multi niveau.....	28
Figure II.13 : Décomposition d'un signal bruité en approximations et en détails.....	29

Figure II.14 : principe de l'EMD.....	32
Figure II.15 : Etape 0 : Obtenir le signal original.....	33
Figure II.16 : Etape 1 : Trouver les points correspondants aux maximums locaux.....	33
Figure II.17 : Etape 2 : construire l'enveloppe.....	34
Figure II.18 : Etape 3 : Trouver les points correspondants aux minimums locaux.....	34
Figure II.19 : Etape 4 : construire l'enveloppe.....	34
Figure II.20 : Etape 5 : Calculer la valeur moyenne définie par le maximum local et l'enveloppe minimal	35
Figure II.21 : Etape 6 : Calcul du résidu	35
Figure III.1 : Organigramme de la comparaison entre la décomposition modèle empirique et la transformée en ondelette discrète.....	40
Figure III.12 : le signal phonocardiogramme original.....	41
Figure III.3 : signal phonocardiogramme bruitée à 20dB.....	42
Figure III.4 : Analyse du signal PCG bruité noté (PCGB(n) par la transformée en ondelette discrète.....	43
Figure III.5 : Décomposition du signal PCG bruité noté PCGB(n) en niveau d'IMFs.....	44
Figure III.6 : la courbe de comparaison entre l'EMD et TOD.....	49
Figure III.7 : La courbe de comparaison entre le débruitage par TOD et EMD (représente SNR1 et SNR2).....	49
Figure IV.1 : Fenêtre principale.....	54
Figure IV.2 : Fenêtre plan de travail.....	55
Figure IV.3 : Fenêtre « débruitage par la décomposition modale empirique ».....	56
Figure IV.4 : Fenêtre « analyse par la transformée en ondelettes discrète ».....	57
Figure IV.5 : Fenêtre « Comparaison entre la TOD et l'EMD ».....	57
Figure IV.6 : Fenêtre « courbe de comparaison».....	58
Figure IV.7 : Fenêtre « help ».....	58

LISTE DES TABLEAUX

Tableau III.1 : Résultats obtenues en utilisant l'ondelette Daubechies.....	45
Tableau III.2 : Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de Symelet.....	45
Tableau III.3 : Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de Coiflet.....	46
Tableau III.4 : Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de Bior.....	46
Tableau III.5 : Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de rBio.....	47
Tableau III.6 : Résultats obtenues en utilisant la méthode de la décomposition modale empirique (IMF3).....	47

LISTE DES ABREVIATION

AV : Valvules atrioventriculaires.

PCG : Phonocardiogramme.

FFT : Transformé de Fourier Rapide.

TFCT : Transformée de Fourier à Court Terme.

TO : Transformée en Ondelette.

TOD : Transformée en Ondelette discrète.

TOC : Transformée en Ondelette Continue.

EMD : Décomposition Modale Empirique.

IMF : Intrinsic Mode Function.

SNR : Rapport Signal sur Bruit.

Résumé

Le phono-cardiogramme est la représentation temporelle des sons produit lors du fonctionnement mécanique du cœur. Le traitement des bruits cardiaques s'avère très important dans l'aide au diagnostic des cas pathologiques.

Dans ce mémoire, une étude comparative entre la décomposition modale empirique (EMD) et la transformé en ondelettes discrète (TOD) a été faite, pour obtenir une meilleure estimation du signal original PCG. Les résultats obtenus par application des deux méthodes, sont :

- En utilisant l'EMD, on note une bonne conservation d'énergie avec une mauvaise conservation de la morphologie du signal original;
- En utilisant la TOD, on note une bonne conservation d'énergie et de la morphologie du signal original.

Mots clés : Phonocardiographie, transformée en ondelettes discrète, décomposition modale empirique.

Abstract

The phonocardiogram is the temporal representation of the sounds, product during the mechanical functioning of the heart. Heart sounds processing, is very important in aid the diagnosis of pathological cases.

In our work, a comparative study between the empirical mode decomposition (EMD) and discrete wavelet transform (DWT) was made to obtain a better estimate of the original PCG signal. The results obtained by applying both methods are:

- Using the EMD, good energy conservation is noted with poor preservation of the morphology of the original signal;
- Using TOD, there is a good energy conservation and the morphology of the original signal.

Keywords: phonocardiogram, discrete wavelet transform, empirical mode decomposition

ملخص

مخطط الأصوات القلبية هو التمثيل الزمني للأصوات التي تنتج أثناء العمل الميكانيكي للقلب. علاج القلب يبدو مهم جدا في المساعدة على تشخيص الحالات المرضية.

في هذه الأطروحة، تم إجراء دراسة مقارنة بين (EMD) و (TOD) للحصول على تقدير أفضل للإشارة الأصلية.

- باستخدام EMD، يلاحظ الحفاظ الجيد على الطاقة مع عدم الحفاظ على الشكل الأصلي للإشارة.

- باستخدام TOD، يلاحظ الحفاظ الجيد على الطاقة مع الحفاظ على الشكل الأصلي للإشارة.

الكلمات المفتاحية: الأصوات القلبية، منفصلة الموجات التحويل.

Introduction générale

Les maladies cardiaques, sont par toutes ses conséquences, la cause la plus dominante de la mort des hommes et des femmes.

Le signal phonocardiogramme (PCG), comme étant la représentation temporelle du son acoustique de la vibration cardiaque, est considéré actuellement comme une source d'information qui peut mener par son analyse, à une aide à la décision à l'avis indispensable du médecin cardiologue.

L'avancement de la phonocardiographie combinée avec les techniques numériques de traitement de signal ont renouvelé l'intérêt pour l'étude de la transmission acoustique des bruits du cœur et ont ouvert la porte à des nouvelles applications. Des chercheurs et des scientifiques ont obtenu des résultats prometteuses utilisant la technique moderne de traitement du signal dans l'analyse des signaux PCG.

A travers l'utilisation de la transformée en ondelettes discrète (TOD) et la décomposition modale empirique (EMD) dans l'analyse et le débruitage du signal phonocardiogramme, l'objectif visé dans notre étude est le choix de l'ondelette analysante adéquate à travers l'essai de plusieurs types d'ondelettes ainsi que le choix du meilleur IMF.

Dans le premier chapitre, la présentation de l'anatomie de cœur humain ainsi qu'un aperçu sur les sons et les souffles cardiaques seront faits. On citera aussi les différents cas pathologiques qui peut surgir et la manière de les diagnostiquer à travers la phonocardiographie.

Des notions de base sur la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique seront présentées. Ceci constitue le deuxième chapitre.

A travers le chapitre III, deux méthodes de débruitage du signal PCG seront présentées à savoir : la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique. Leurs performances seront évaluées et comparées.

Dans le chapitre IV, nous nous orientons vers la réalisation d'une interface graphique pour la présentation des différentes applications mis en place dans le cadre de ce projet de fin d'étude. Le logiciel utilisé est MATLAB. Il est destiné au calcul scientifique et aux applications d'ingénierie car ils permettent de gagner beaucoup de temps vu leurs caractéristiques de programmation qui offre des bibliothèques dédiés à des applications spécifique.

CHAPITRE I :

***GENERALITES SUR LA
PHONOCARDIOGRAPHIE***

Chapitre I :

Généralités sur la phonocardiographie

I.1. Introduction

Dans ce chapitre, une présentation sur l'anatomie et le fonctionnement du cœur humain ainsi qu'un aperçu sur les sons et les souffles cardiaques seront faits. On citera aussi les différents cas pathologiques qui peuvent surgir et la manière de les diagnostiquer à travers la phonocardiographie.

I.2. Anatomie et fonctionnement du cœur

I.2.1. Anatomie du cœur

Le cœur consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : les oreillettes en haut, et les ventricules en bas. Un mur musculaire épais, le septum, divise l'atrium et le ventricule gauche de l'atrium et le ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent le passage unidirectionnel coordonné du sang depuis les oreillettes vers les ventricules (figure I.1).

I.2.2. Le fonctionnement du cœur

Le cœur fonctionne comme deux pompes séparées par une cloison médiane (Figure I.1). La pompe droite reçoit le sang désoxygéné du corps et l'envoie aux poumons. La pompe gauche reçoit le sang oxygéné des poumons et l'envoie dans la circulation générale. Chaque pompe est formée d'un atrium et d'un ventricule séparé par une valve.

Les atriums, ayant une paroi fine, reçoivent le sang. Ce dernier sera pompé hors du cœur par les ventricules dont la paroi est épaisse. En effet, il faut plus de force pour éjecter le sang vers la circulation générale que vers les poumons, ce qui explique que la paroi du ventricule gauche est plus épaisse que celle du ventricule droit.

Des septums inter-atrial, inter-ventriculaire et inter-atrium-ventriculaire séparent les quatre cavités du cœur. L'anatomie de chaque chambre dépend de sa fonction.

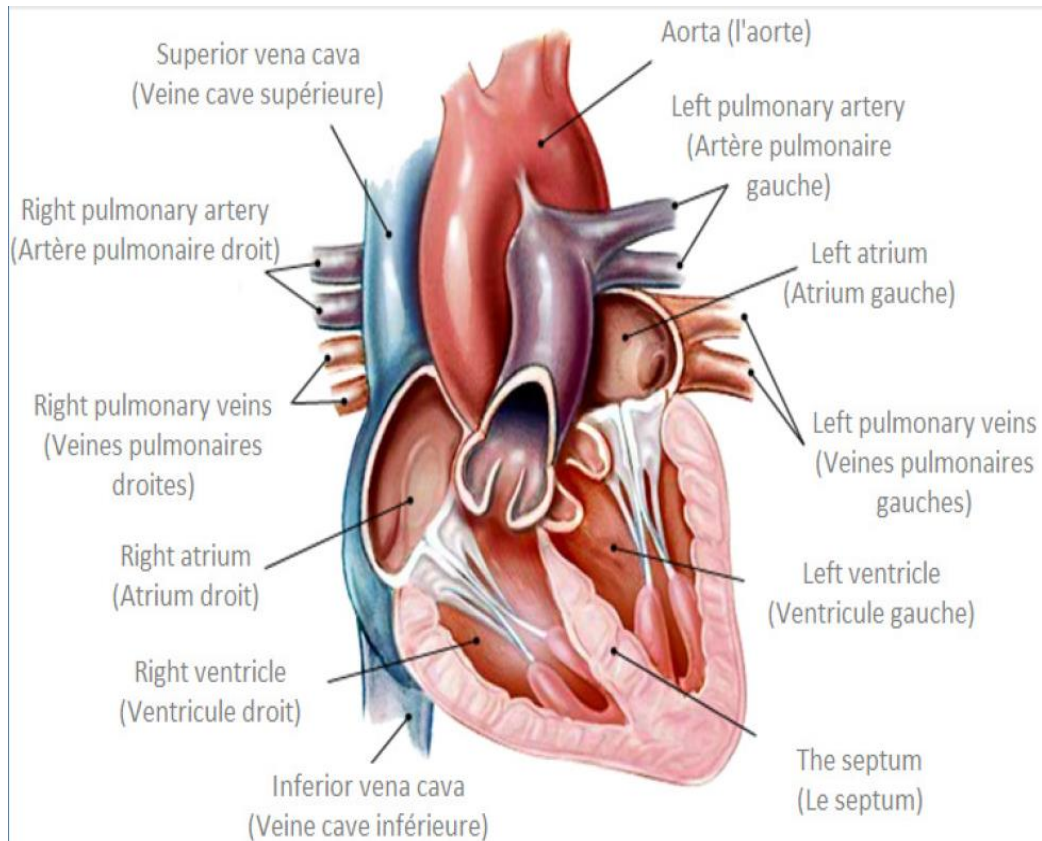


Figure I.1 : Coupe du cœur.

I.2.3. Les valves cardiaques

I.2.3.1. Les valves mitrale et tricuspide [1]

Les valvules entre les oreillettes et les ventricules sont formées d'un fin tissu conjonctive blanchâtre. Du fait de leur position entre les oreillettes et les ventricules, on les appelle également les valvules atrioventriculaires.

La valvule AV gauche a deux valves. Avec un peu d'imagination, on peut la comparer à un chapeau d'évêque (mitre) et on l'appelle pour cette raison la valvule mitrale.

La valvule AV droite s'appelle la valvule tricuspide car elle possède trois valves (tri cuspis). Les bords des valves sont reliés aux parois du ventricule par de fins cordages (les piliers ou les muscles papillaires). Cet ancrage permet que, lors de la contraction des ventricules (systole), elles ne puissent être refoulées vers les oreillettes, c'est-à-dire qu'elles assurent une fermeture complète des ventricules. Pendant la relaxation des ventricules, elles s'ouvrent et laissent passer le sang en provenance des oreillettes.

I.2.3.2. Valvules aortique et pulmonaire [1]

Les valvules entre les ventricules et les grosses artères, sont appelées valvules sigmoïdes, du fait de leur forme en S. lorsque le sang est éjecté des ventricules, ces sigmoïdes s'affaissent.

Lorsque, à la fin de l'éjection, le sang commence à retourner en direction des ventricules, les sigmoïdes se remplissent de sang ; leurs bords se rapprochent et ferment ainsi l'ouverture.

- Les valves sigmoïdes entre le ventricule gauche et l'aorte s'appellent la valvule aortique.
- La valvule entre le ventricule droit et le ventricule droit et le tronc pulmonaire s'appelle la valvule pulmonaire.

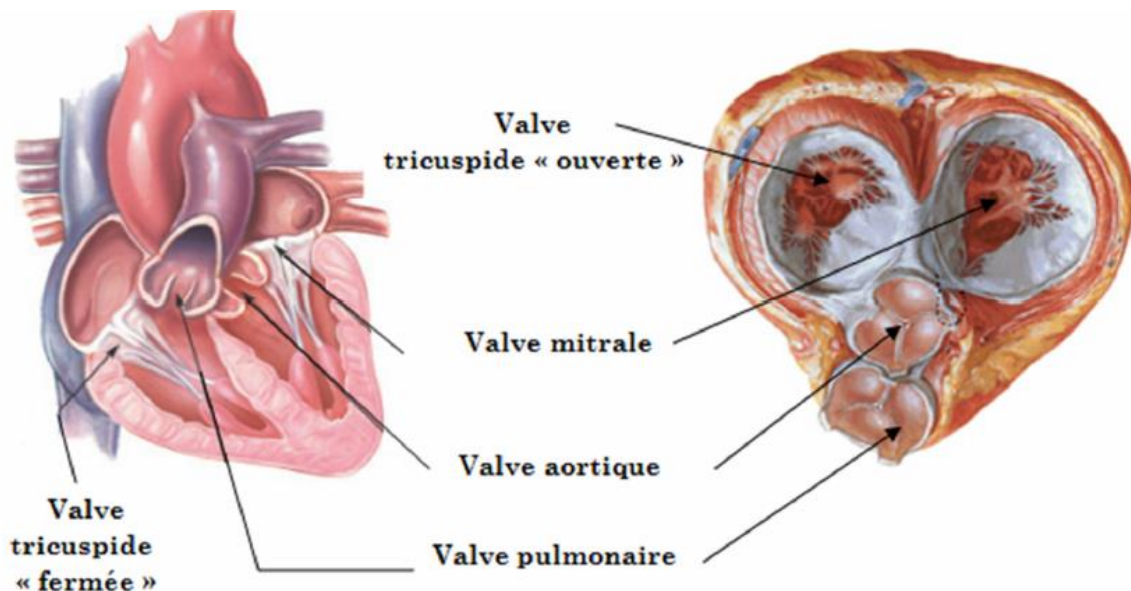


Figure I.2 : Coupe transverse laissant apparaître les quatre appareils valvulaires.

I.2.4. Le cycle cardiaque [1]

Chez les adultes en bonne santé, le cœur bat au repos aux environs de 70 coups par minute ; la fréquence cardiaque est donc de 70/min. A chaque battement (contraction), le sang est éjecté des ventricules dans la circulation pulmonaire et générale. Pour cela, la contraction réduit de manière brutale l'espace intérieur des cavités cardiaques si bien que le sang est expulsé.

I.2.4.1. Systole ventriculaire

- Phase de contraction : Les ventricules sont remplis de sang et les valvules atrioventriculaires sont déjà fermées. Une pression est exercée sur le sang par contraction du myocarde. La pression n'est pas encore suffisamment élevée pour repousser les valvules sigmoïdes.
- Phase d'éjection : la pression dans les ventricules dépasse maintenant la pression dans l'aorte et le tronc pulmonaire : les valvules sigmoïdes vont s'ouvrir et le sang sera éjecté dans les troncs artériels. A la fin de la phase d'éjection, les valvules sigmoïdes se referment car la pression dans les vaisseaux devient supérieure à celle dans les ventricules. La systole est terminée et la diastole commence.

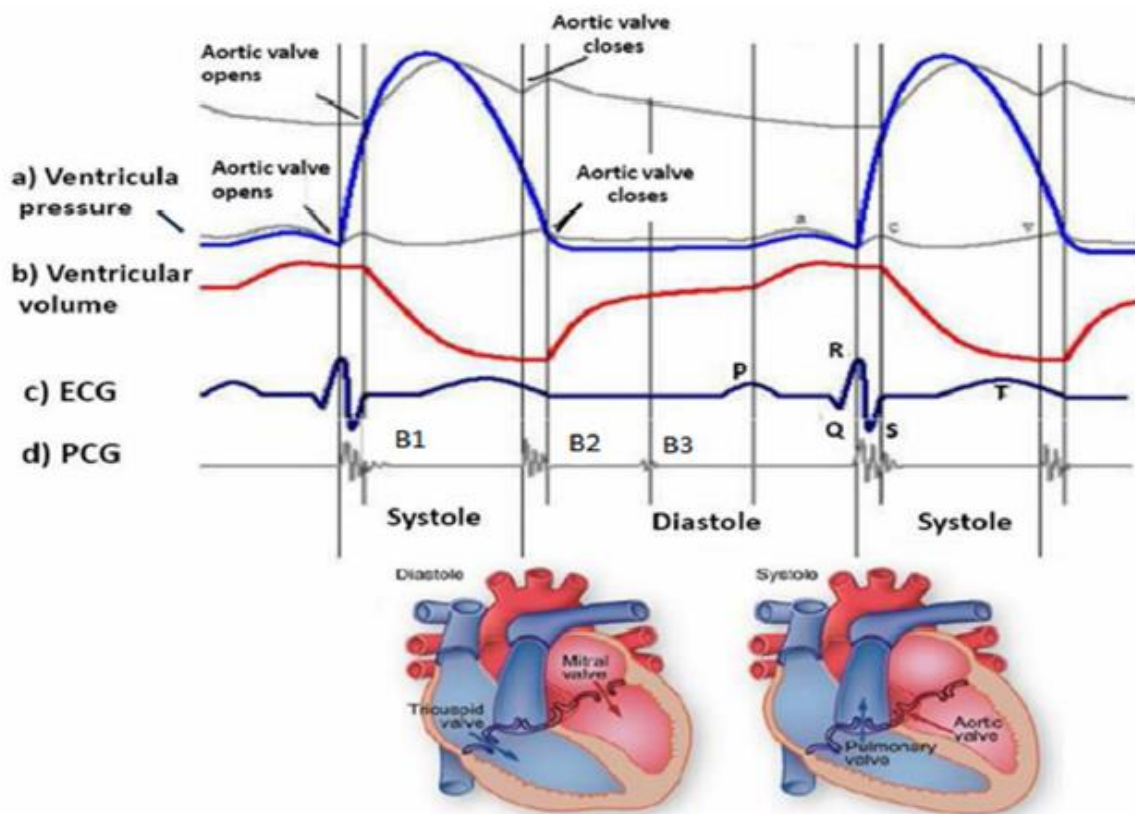


Figure I.3 : Exploration du système cardiovasculaire : Pressions, Volume ventriculaire, ECG, Bruit du cœur (PCG)

I.2.4.2. Diastole ventriculaire

- Phase de relaxation : Le relâchement du myocarde entraîne une diminution des pressions ventriculaires mais toutes les valvules restent encore fermées.
- Phase de remplissage : Les pressions ventriculaires sont maintenant descendues en dessous de celles des oreillettes, les valvules atrio-ventriculaires sont ouvertes et le sang passe des oreillettes vers les ventricules. Ce phénomène est passif –la contraction des oreillettes évoquée précédemment ne contribue qu’à environ 10% du remplissage des ventricules lorsque la fréquence cardiaque est normal.

Une Synthèse schématique du cycle cardiaque est représentée sur la figure I.1.

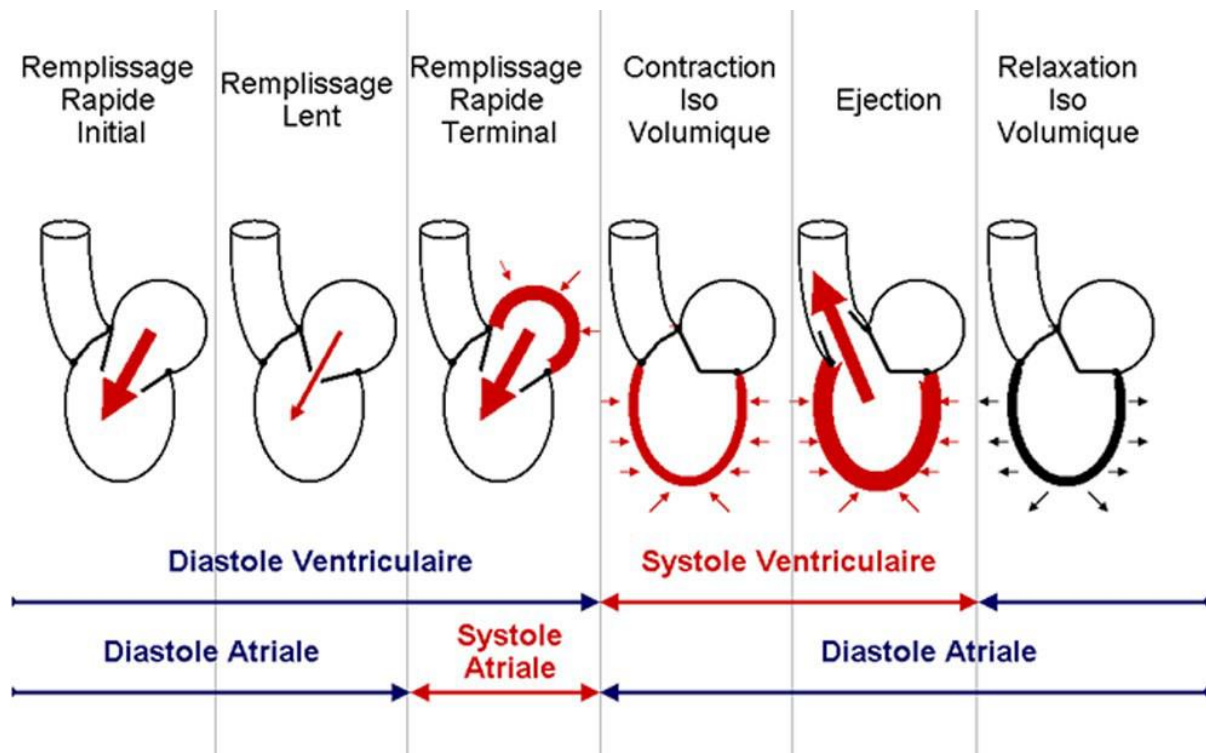


Figure I.4 : Synthèse du cycle cardiaque : détails des phases successives du cycle et place de [4]

I.3. Le phono-cardiogramme (PCG)

Le phono-cardiogramme est la représentation temporelle des sons produit lors du fonctionnement mécanique du cœur. Un PCG est dit normal (sain) s'il est composé de premier son cardiaque B1 et deuxième son cardiaque B2 (et parfois il contient aussi un troisième et un quatrième son cardiaque, B3 et B4 respectivement), s'il représente une maladie, il porte le nom de celle-ci.

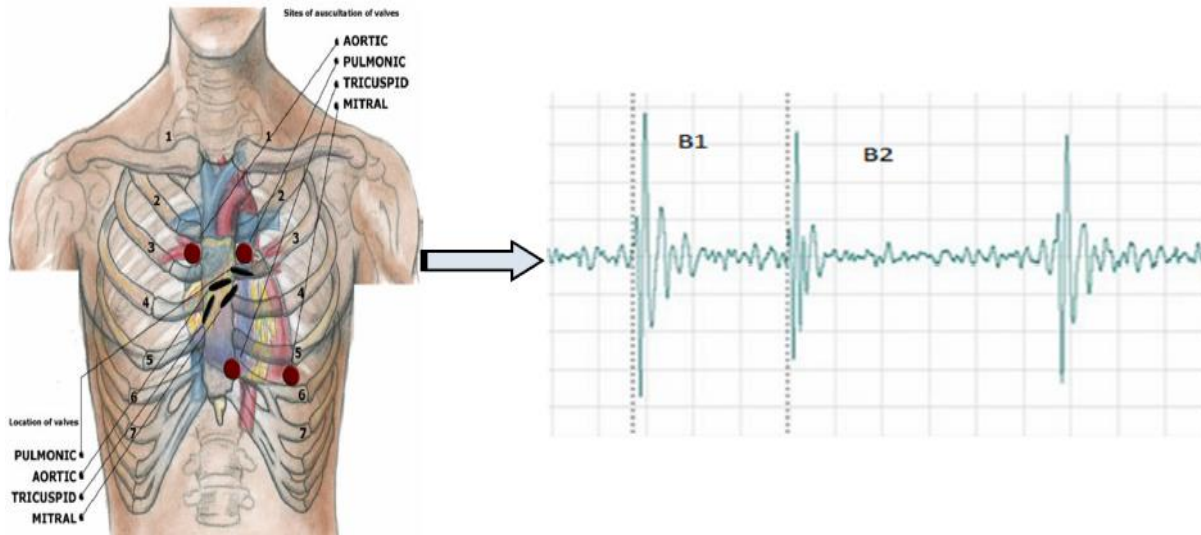


Figure I.5 : Les Foyers d'auscultation cardiaques et la forme du signal (PCG) généré, cas sain

I.3.1. Bruit du cœur et souffles cardiaque [1]

I.3.1.1. les bruits du cœur

Le cœur ne travaille pas de manière silencieuse. Les vibrations créées par les battements de l'activité cardiaque seront transmises à la cage thoracique où elles pourront être entendues à l'aide d'un stéthoscope. On appelle cet examen l'auscultation (l'écoute) du cœur. On entend deux bruits cardiaques lors de l'auscultation d'un cœur sain (chez l'adulte) :

I.3.1.1.1. Le premier bruit cardiaque (B1)

B1 est entendu pendant la phase de contraction de systole. Du fait de la contraction musculaire brutale, le sang dans les ventricules se met en vibration. Le premier bruit cardiaque s'appelle pour cela le bruit de contraction.

I.3.1.1.2. Le deuxième bruit cardiaque (B2)

Survient à la fin de la systole lors de fermeture brutale des valves pulmonaire et aortique. Ces deux bruits cardiaques se retrouvent chez tous les individus en bonne santé.

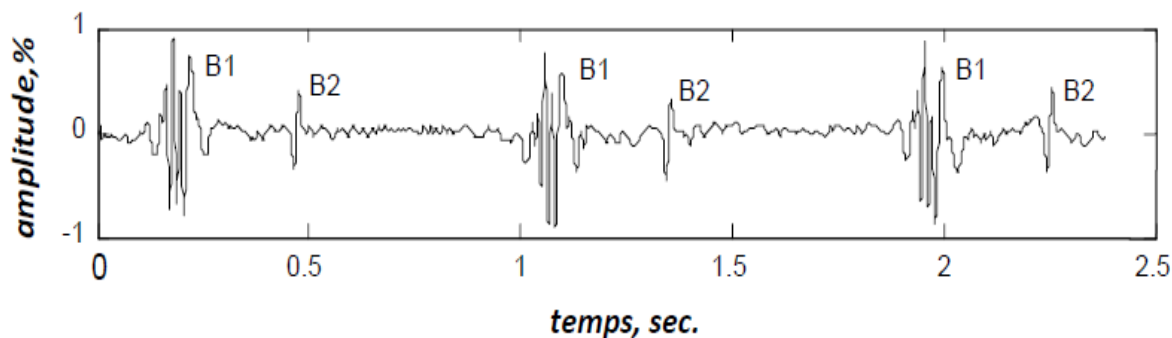


Figure I.6 : Signal Phonocardiographique normal

I.3.1.1.3. Le troisième et le quatrième bruit cardiaque (B3 et B4)

Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être visibles sur un signal phonocardiogramme PCG.

Le troisième bruit B3 survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide, et son apparition est après le bruit B2 (figure I.7). Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique.

Par contre, le quatrième bruit B4 débute juste avant le premier bruit B1 (figure I.7). Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. Il n'est jamais audible normalement, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité auriculaire, droite ou gauche (galop pré-systolique). Chez les personnes âgées de plus de 50 ans, le signal phonocardiogramme enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit B4.

La figure 1.7 illustre un schéma qui montre les différentes composantes des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4 ainsi une illustration de leurs causes physiologiques. Uniquement le côté gauche du cœur est affiché dans cette figure.

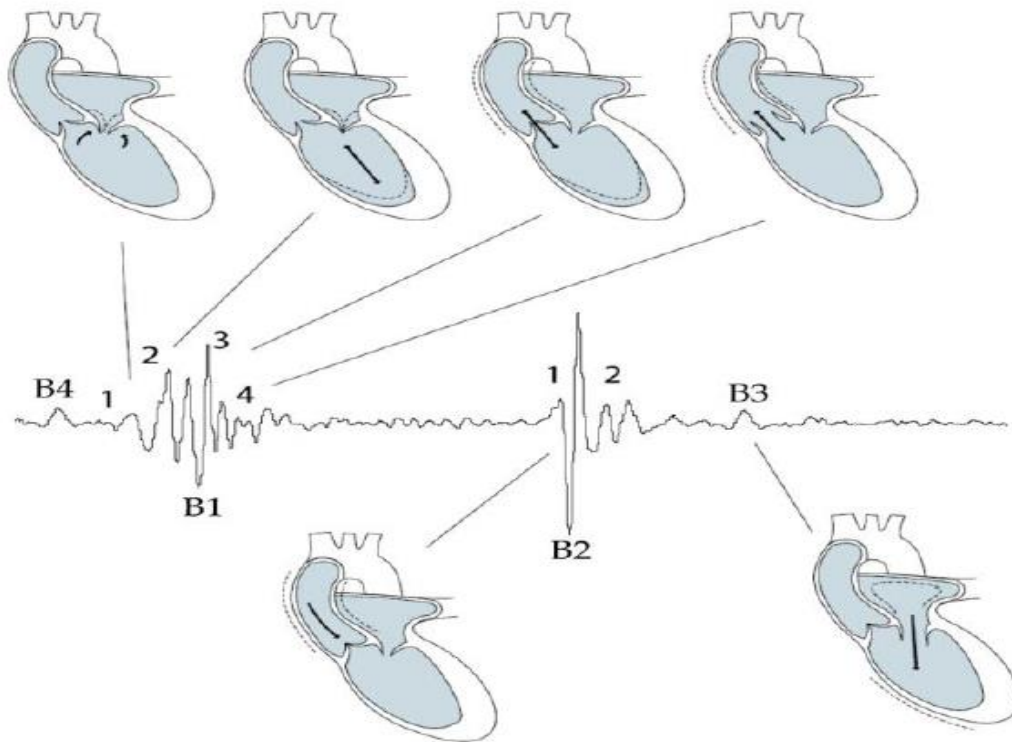


Figure I.7 : Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque

I.3.1.2. Les souffles cardiaques [1] [2]

Tous les autres sons sont appelés souffles cardiaques pour les différencier des bruits cardiaques normaux. Ils sont souvent pathologies et indiquent une anomalie du flux sanguin.

I.3.1.2.1. La sténose aortique

Un deuxième bruit diminué associé à un souffle systolique crescendo/decrecendo doit nous faire soupçonner la présence d'une sténose aortique. Si le même patient a une diminution de la pulsation carotidienne avec de la dyspnée, des lipothymies ou des douleurs thoraciques, il faut penser que cette sténose aortique est grave et mérite une évaluation urgente (figure I.8).

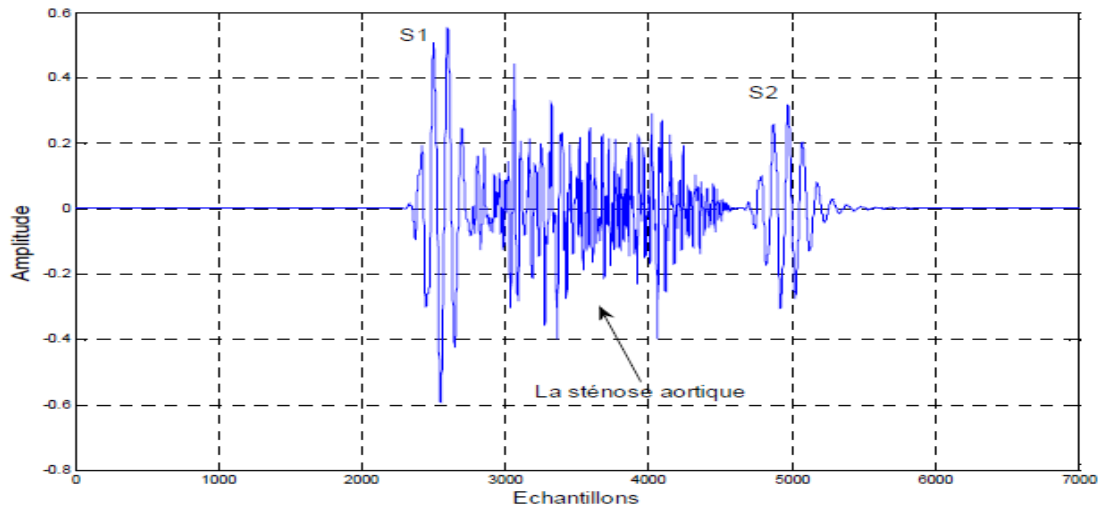


Figure I.8 : Représentation d'un cycle cardiaque contenant une sténose aortique de forte intensité positionnée au milieu du régime systolique.

I.3.1.2.2. La sténose mitrale

Il est toujours anormal d'avoir un souffle diastolique. Le souffle de sténose mitrale est appelé « roulement diastolique », car il est de basse tonalité et perçu à l'apex avec la cloche du stéthoscope chez le patient en décubitus latéral gauche. Il est associé à un premier bruit qui est fort et un claquement d'ouverture qui suit le deuxième bruit et précède le roulement (figure I.9).

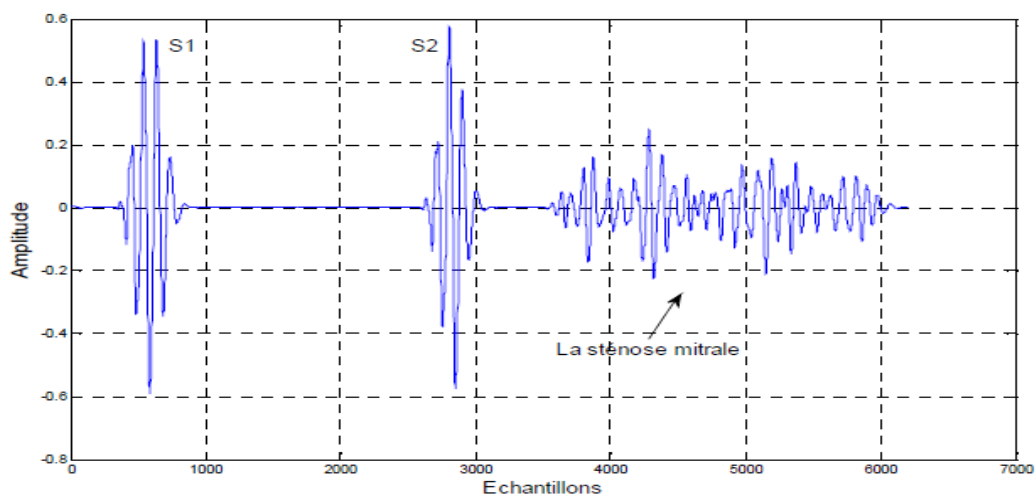


Figure I.9. Représentation d'un cycle cardiaque contenant une sténose mitrale.

I.3.1.2. 3. L'insuffisance aortique

Le souffle d'insuffisance aortique est decrescendo dès le début de la diastole (immédiatement après le deuxième bruit). Il est maximal en parasternal et mieux perçu en position assise. La différentielle de la tension artérielle est augmentée dans l'insuffisance aortique grave (figure I.10).

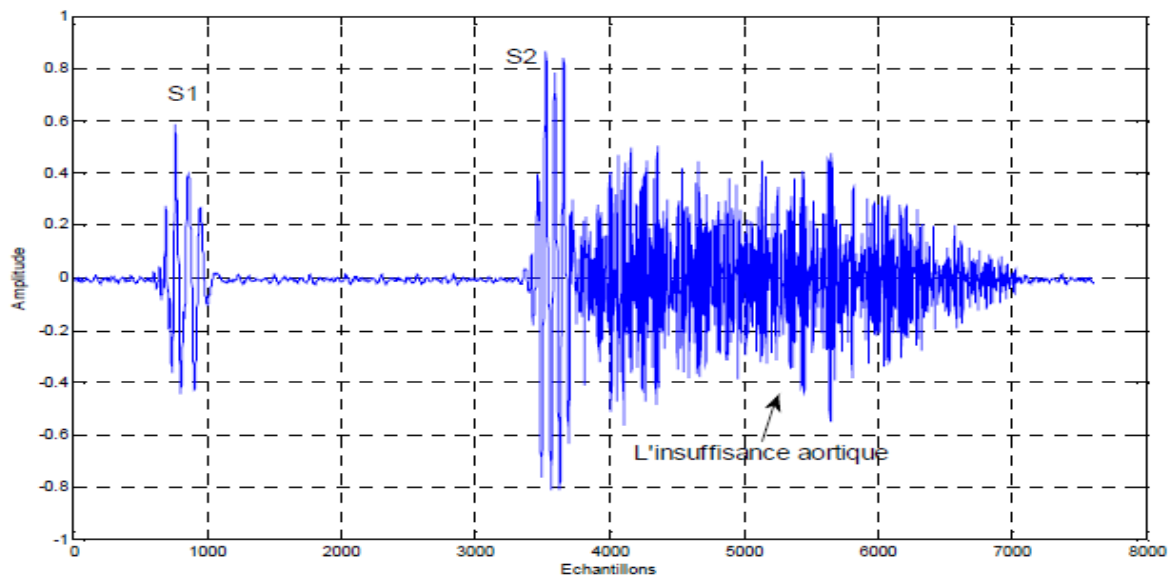


Figure I.10 : Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique

I.3.1.2.4. L'insuffisance mitrale

Un souffle de haute tonalité qui occupe toute la systole (holosystolique), et qui est maximal à l'apex, suggère la présence d'une insuffisance mitrale. Si ce souffle débute en mid-systole et est précédé d'un clic (bruit sec et bref), l'insuffisance est probablement due à un prolapsus mitral (figure I.11).

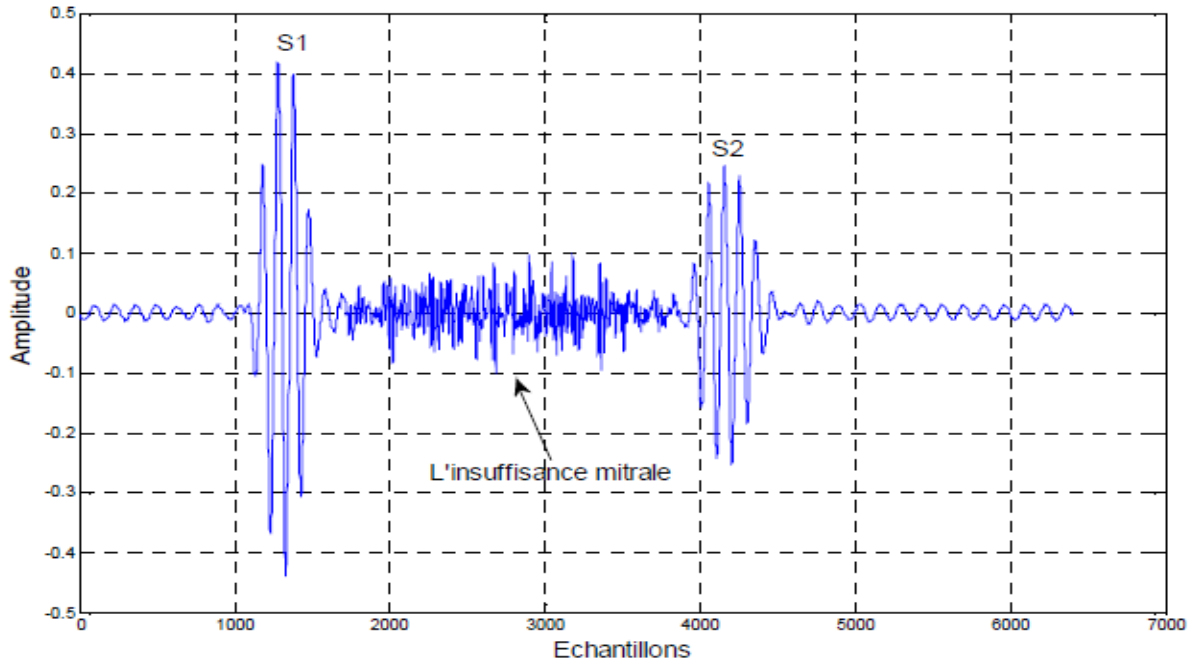


Figure I.11 : Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance mitrale

I.3.1.2.5. L'insuffisance tricuspidiennne [2]

Le souffle d'insuffisance tricuspidiennne est holosystolique et doux, maximal en parasternal, augmenté à l'inspiration et associé à des veines jugulaires distendues.

I.4. Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté le fonctionnement général du système cardiovasculaire ainsi que le fonctionnement du système électrique du cœur humain. On a présenté aussi une description détaillée sur la phonocardiographie, et les différentes caractéristiques des sons et des souffles cardiaques.

Le signal enregistré au cour d'une auscultation des sons cardiaques est le signal phonocardiogramme PCG. Ce signal nous permet de diagnostiquer certaines pathologies cardiaques en relation avec le mécanisme cardiaque.

Références

- [1] Nicole Menche. « Anatomie, Physiologie, biologie ». 3^eÉdition. Maloine 2007.
- [2] Arsène Basmadjian. « Les souffles cardiaques : quelles sont leurs correspondances valvulaires? ». Université de Montréal, novembre 2007.
- [3] S.Debbal, F.Bereksi-reguig « Analyse spectro-temporelle des bruits cardiaques par les transformées discrète et continue d'ondelettes », Sciences & Technologie b – n°23, Juin (2005), pp. 5-15
- [4] <http://campus.cerimes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/poly-cardiologie-et-maladies-vasculaires1.pdf>.

CHAPITRE II :

GENERALITES SUR LA TRANSFORMEE EN

ONDELETES DISCRETE ET LA

DECOMPOSITION MODALE EMPIRIQUE

Chapitre II : Généralités sur la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique

II.1. Introduction

Comme décrit lors du chapitre précédent, le signal Phonocardiogramme est un signal physiologique qui représente les bruits cardiaques. Avoir un signal PCG de bonne qualité, aide le médecin à mieux faire son diagnostic. Pour cela le signal PCG doit être traité afin d'extraire les différentes sources de bruits qui peuvent le contaminer.

Ainsi, dans ce chapitre, deux méthodes de débruitage du signal PCG seront présentées à savoir : la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique.

II.2. La transformée de Fourier (FFT) [1][2]

A partir du signal temporel, il est possible d'effectuer une analyse spectrale qui permet de mettre en évidence les caractéristiques fréquentielles du signal. L'outil d'analyse nécessaire à ce type d'étude est la transformée de Fourier (dont l'application informatique se nomme FFT : Fast Fourier Transform). Cependant ce type d'approche a de nombreuses limitations quand les signaux à analyser sont non stationnaires (dont les caractéristiques spectrales varient au cours du temps).

La formulation de cette transformée est la suivante :

$$S(f) = \int s(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt \dots (II.1)$$

$$t \in R ; f \in R ; S(f) \in C.$$

La transformée de Fourier inverse est donnée par :

$$s(t) = \int S(f) \cdot e^{j2\pi ft} df \dots (II.2)$$

La formulation d'énergie est la suivante :

$$E_s = \int |s(t)|^2 dt = \int |S(f)|^2 df \dots (II.3)$$

La représentation fréquentielle obtenue par transformation de Fourier (TF) fournit des informations auxquelles nous n'avons pas accès temporellement. L'analyse spectrale, basée sur la TF, est un outil puissant de traitement du signal reposant sur le concept physique de fréquence (spatiale ou temporelle). Cependant, ces deux analyses, prises séparément, sont insuffisantes (inadaptées) pour une large classe de signaux. Considérons par exemple le signal $x(n)$ régi par :

$$x(n) = \begin{cases} \sin(2\pi f_1 n) & 0 \leq n \leq N1 - 1 \\ \sin(2\pi f_2 n) & N1 \leq n \leq N1 + N2 - 1 \end{cases} \quad (II.4)$$

Avec $N1=128$ et $N2=64$; $f1=0.1\text{Hz}$ et $f2=0.2\text{Hz}$ (figure II.1)

Sur l'intervalle $n=[0, N1-1]$, seul le signal de basse fréquence est présent ; puis sur l'intervalle $[N1, N1+N2-1]$, seule la plus haute fréquence est présente.

On observe, sur la figure II.1, les deux pics situés aux fréquences 0.1 et 0.2.

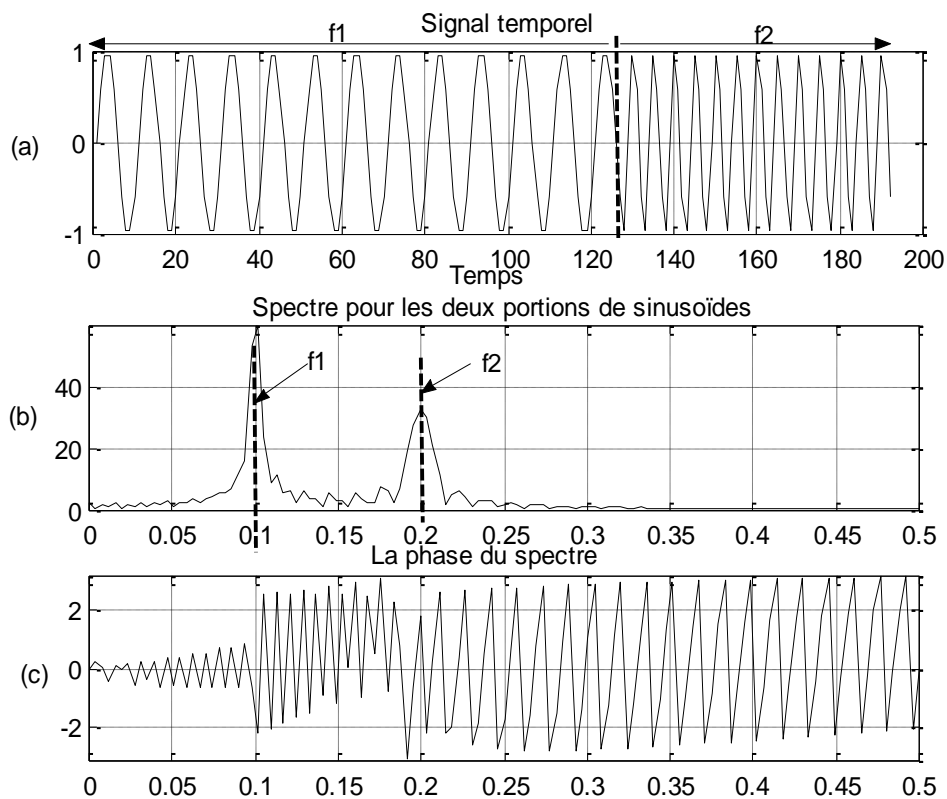


Figure II.1 : (a) Représentation temporelle

(b) Représentation fréquentielle (module du spectre)

(c) Représentation fréquentielle (phase du spectre)

Comme le montre la figure II.1, les représentations temporelles et fréquentielles du signal $x(n)$, ne permettent pas de rattacher facilement l'instant d'apparition (et de disparition) des deux sinusoïdes. On imagine donc qu'une approche mixte combinant simultanément les deux aspects temporel et fréquentiel devrait permettre une meilleure compréhension des différents phénomènes présents dans le signal ; c'est l'analyse temps-fréquence.

II.3. La Transformée de Fourier à court Terme (TFCT) [1]

L'idée de la TFCT est de partager le signal non stationnaire en fractions supposées stationnaires. Pour chaque fraction temporelle, une transformée de Fourier (FFT) est appliquée. Le signal est découpé au moyen d'une fenêtre (« g ») où l'indice τ représente le positionnement temporel de cette fenêtre et donc le positionnement du spectre correspondant (voir figure II.2).

La formule suivante résume le principe :

$$S_{\tau}(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot g(t - \tau) \cdot e^{-j2\pi f(t-\tau)} dt \dots (II.5)$$

Où τ représente le paramètre de localisation de la fenêtre g . $S_{\tau}(f)$ correspond au spectre du signal s autour de τ . f est le paramètre de fréquence.

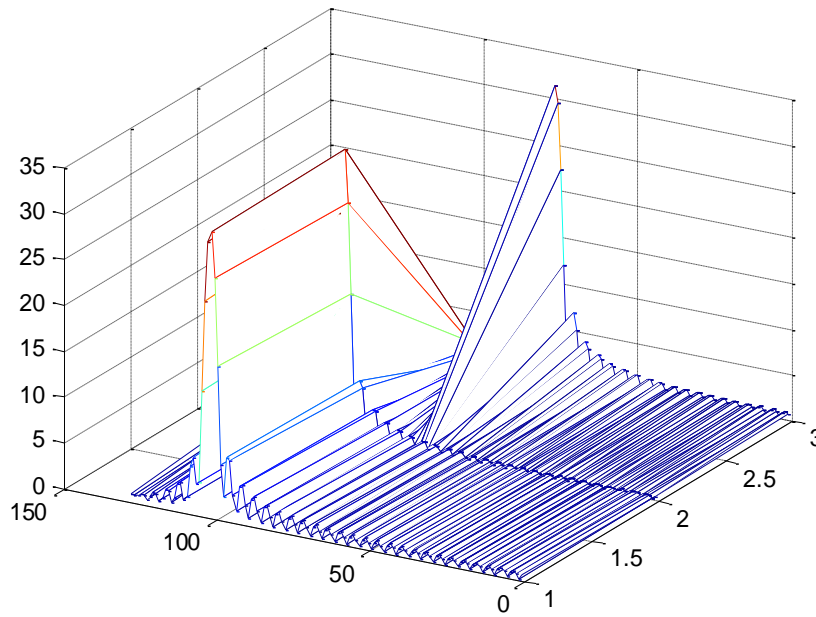


Figure II.2 : Principe de la TFCT

La TFCT inverse est donnée par :

$$s(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} S_{\tau}(f) \cdot g(t - \tau) \cdot e^{-j2\pi f(t-\tau)} d\tau df \dots (II.6)$$

La formulation d'énergie est la suivante :

$$E_s = \frac{1}{E_g} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |S(f)|^2 d\tau df \dots (II.7)$$

E_g représente l'énergie de la fenêtre

$$E_g = \int_{-\infty}^{+\infty} |g(f)|^2 df \dots (II.8)$$

La figure II.3 présente la transformée de Fourier à court terme du signal $s(t)$ donnée par l'équation (II.5) pour un nombre de sous intervalles égal à 3 ($N_{si}=3$).

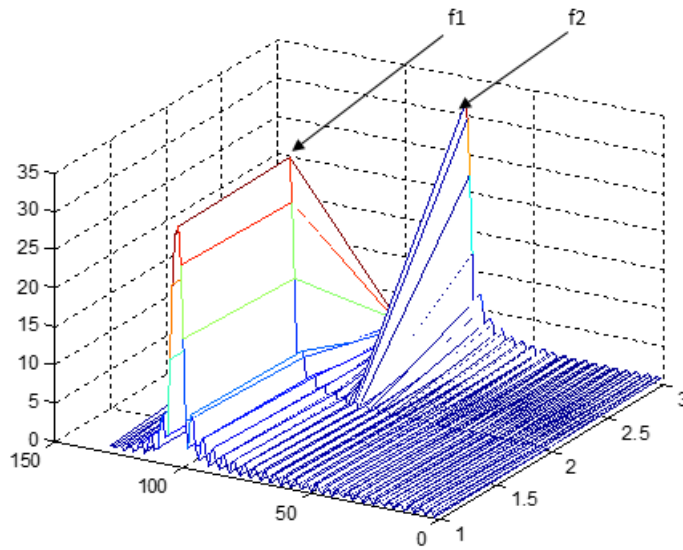


Figure II.3 : la TFCT du signal de l'équation (II.5) pour $N_{si}=3$.

La figure II.4 présente la transformée de Fourier à court terme du signal $s(t)$ donné par l'équation (II.5) pour un nombre de sous intervalles égal à 9 ($N_{si}=9$).

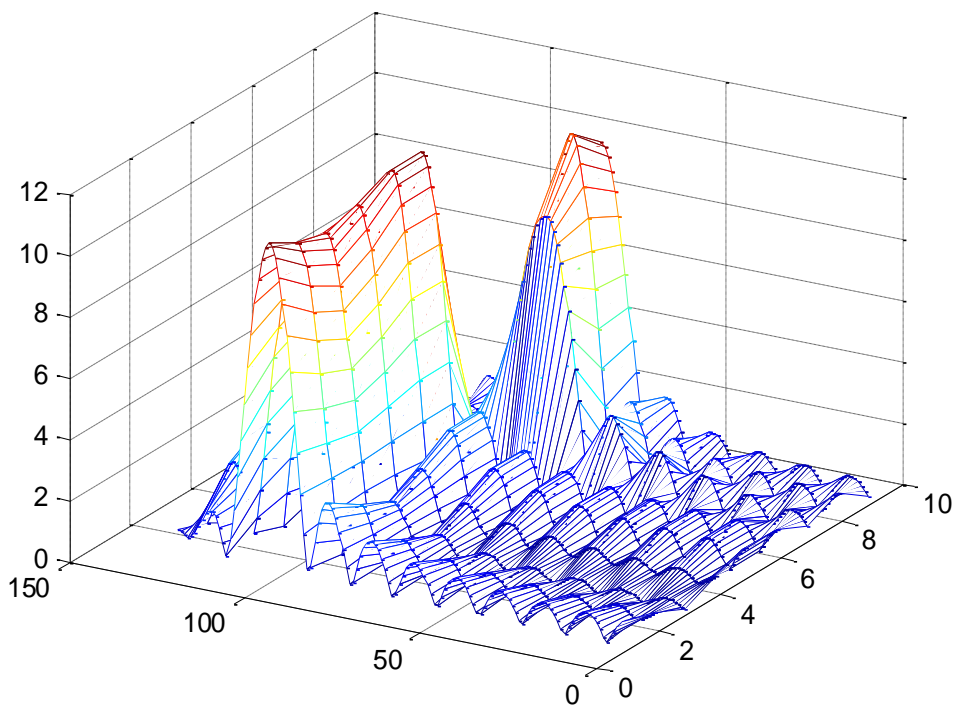


Figure II.4 : la TFCT du signal de l'équation (II.5) pour $N_{si}=9$.

Nous voyons clairement qu'en suivant l'axe des temps, la TFCT met en évidence l'ordre des deux fréquences qui interviennent dans le signal. En comparant les deux figures (Figure II.3 et Figure II.4), on remarque que, plus le nombre de points dans un sous-intervalle est choisi petit, plus il est facile de localiser sur l'axe des temps la position qui correspond au changement de la valeur de fréquence et plus il est difficile de localiser sur l'axe des fréquence la position des deux pics du fait de largeur des lobes principaux.

Ce traitement fait l'hypothèse de stationnaires durant la durée de la fenêtre g quelle que soit la partie du signal considéré. La longueur de la fenêtre est cependant choisie pour respecter cette hypothèse. Ce choix influence directement les propriétés de résolution de la composition ; plus la fenêtre g est petite, plus la résolution temporelle est meilleure mais plus la résolution fréquentielle est mauvaise. Si une haute résolution fréquentielle est nécessaire alors une longue fenêtre temporelle g sera utilisée et il sera difficile de respecter les hypothèses de stationnarité.

La forme, la longueur de cette fenêtre ainsi que le pas d'incrémentations sont des paramètres fixés avant l'analyse. Ils présupposent une bonne connaissance à priori du signal à analyser.

Il est donc évident que la majeure limitation de la TFCT est la résolution temps-fréquence fixe. Ce qui a conduit à trouver de nouveaux outils 'flexibles' pour résoudre ce problème.

II.4. La Transformée En Ondelettes [1]

Lorsqu'on parle de représentation temps-échelle (RTE), on pense classiquement aux ondelettes. Les premiers travaux liés à la théorie des ondelettes sont apparus dans les années 30 à l'occasion des études de Lusin et Caldéron. Mais c'est en 1975 que Jean Morlet définit pour la première fois la transformation en ondelettes (TO). La validité théorique n'a été confirmée que 9 ans plus tard, en 1984, par Alex grossman.

L'analyse en ondelettes constitue une suite logique des travaux abordés dans le cadre de l'analyse temps-fréquence. L'apport de cette technique est l'utilisation d'une famille d'atomes temps-fréquence obtenue en dilatant et en translatant une ondelette analysante.

La famille d'ondelette est déduite à partir d'ondelette mère $\psi(t)$ par la formulation suivante :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{II.9})$$

Avec a correspondant au facteur d'échelle. Ainsi définir $|a| < 1$ dilate la fonction $\psi(t)$ et prendre $|a| > 1$ la comprime. b correspond au paramètre de translation.

Le paramètre d'échelle a de la transformée en ondelettes est comparable à celui du paramètre fréquence de la transformée de Fourier à court terme (TFCT).

L'ondelette mère $\psi(t)$ représente une courte oscillation de moyenne nulle. Un exemple est illustré sur la figure II.5.

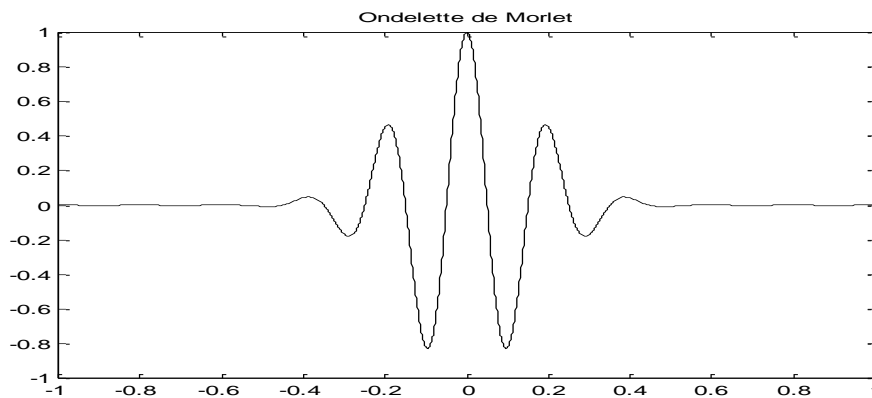


Figure II.5 : Exemple de fonction d'ondelette (ondelette de Morlet)

La figure II.6, montre l'évolution de l'ondelette de Morlet en fonction du paramètre d'échelle a . Sur les figures II.6.b et II.6.c, le signal est comprimé ($|a| > 1$). Les figures II.6.d et II.6.e, montrent que le signal est dilaté ($|a| < 1$).

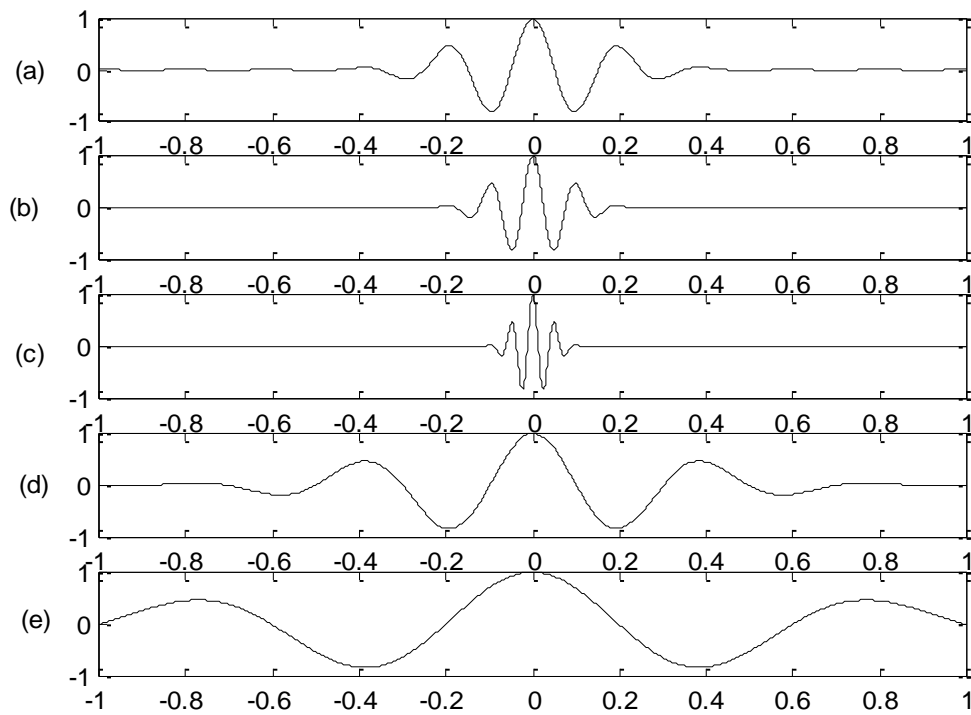


Figure II.6 : l'évolution de l'ondelette de Morlet en fonction du facteur d'échelle a

La valeur b de la formule (II.9), correspond au paramètre de translation. La figure II. 7 montre l'ondelette de Morlet traduite pour différentes valeurs de b .

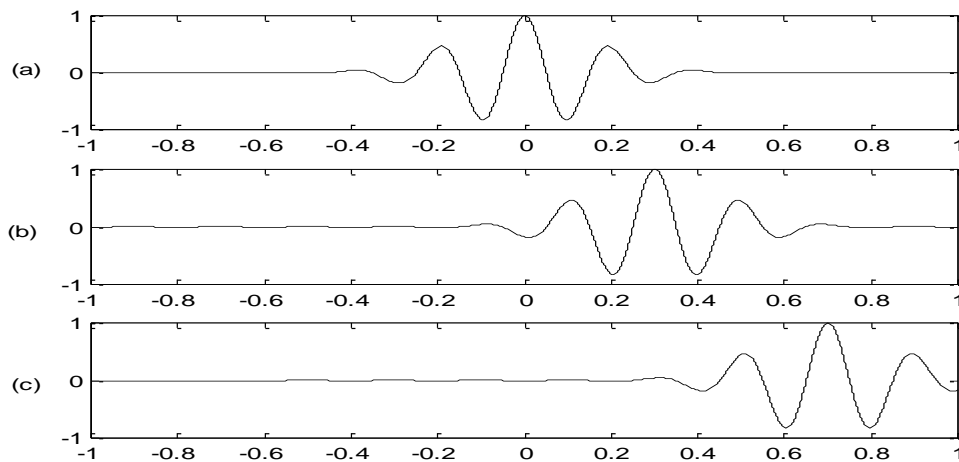


Figure II.7 : l'ondelette de Morlet traduite pour différentes valeurs de b .

II.4.1. Famille d'ondelettes [5]

II.4.1.1. Ondelettes de Daubechies

Cette famille d'ondelettes (dbN) à un paramètre, due à I. Daubechies, est la première permettant de manipuler des ondelettes orthogonales à support compact de régularité arbitraire, on dira que N est l'ordre de l'ondelette dbN. Ces ondelettes pour les ordres de 2 à 10 (db2, db3, ..., db10) sont présentées dans la figure II.8.

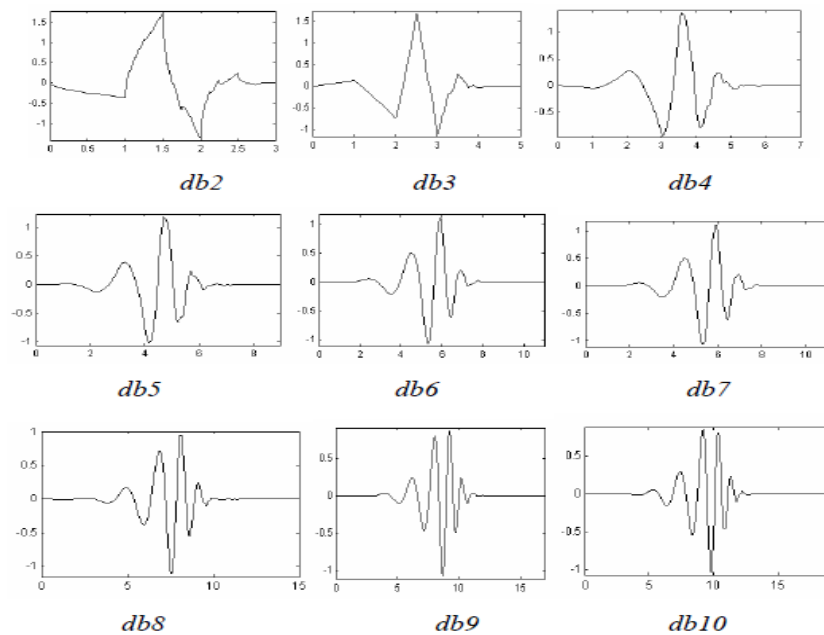


Figure II.8 : Les ondelettes de Daubechies

II.4.1.2. Ondelettes de Symlets

Les symlets (symN) constituent une famille d'ondelettes presque symétrique, proposée par I. Daubechies en modifiant la construction des dbN. A part la symétrie, les autres propriétés des deux familles sont similaires. Les symlets d'ordre 2 à 8 (sym1 est simplement l'ondelette de Haar) sont présentées dans la figure II.9.

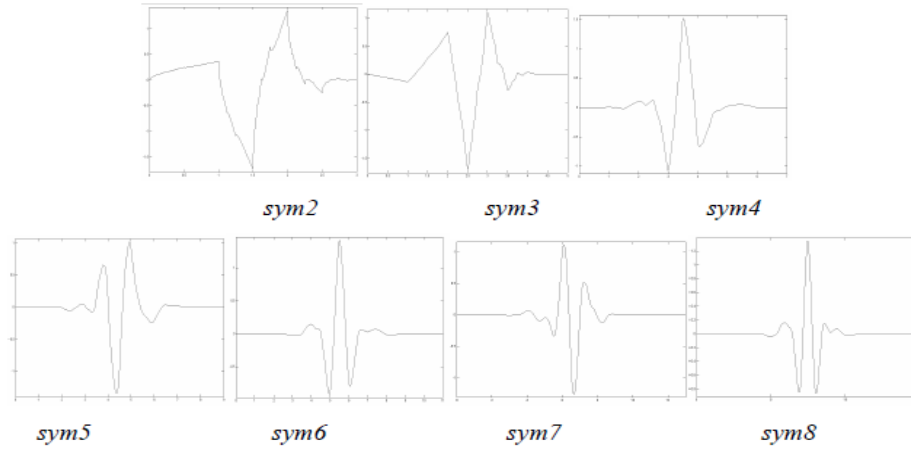


Figure II.9 : les ondelettes de symlet

II.4.1.3. Ondelettes de Coiflet

Les coiflet (coifN) constituent une famille d'ondelettes possédant une propriété inhabituelle. Non seulement, comme pour les deux familles précédentes, l'ondelette ψ associée à coifN a $2N$ moments nuls.

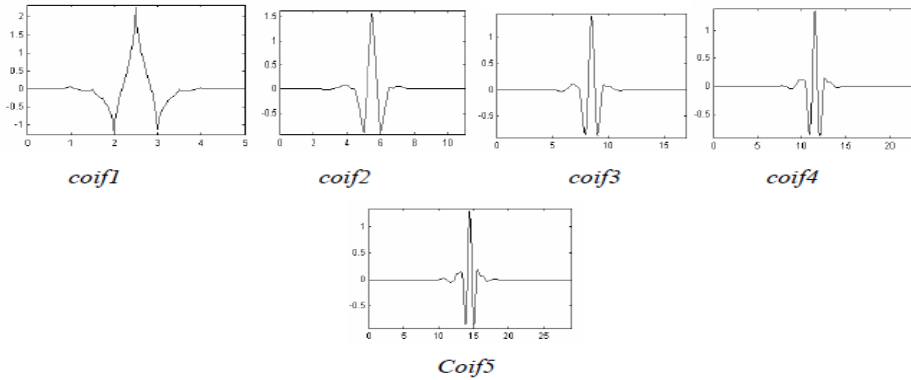


Figure II.10 : Les ondelettes de coiflet

II.4.2. La transformation en ondelettes continue (TOC)

La transformation en ondelettes continue (TOC) d'un signal $x(t)$ est donnée par :

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)x(t)dt \quad (\text{II.10})$$

Où $\Psi(t)$ est l'ondelette mère analysante. a est un facteur d'échelle de dilatation temporelle et b est un facteur de translation dans le temps.

Le résultat de la transformation en ondelettes continue (TOC) est donc des coefficients W fonction de a (facteur d'échelle) et de b (facteur de translation).

Les coefficients $W(a,b)$ décrivent la corrélation entre le signal à analyser et l'ondelette mère analysante.

La transformation en ondelettes continue (TOC) produit une représentation temps-échelle similaire à celle de la représentation temps-fréquence produite par la transformée de Fourier à court terme (TFCT).

II.4.3. La transformation en ondelettes discrète (TOD)

Lorsque les paramètres d'échelle et de translation a et b prennent des valeurs discrètes avec :

$$a = 2^j \quad \text{et} \quad b = n \cdot 2^j, \quad \text{Où } j \text{ et } n \text{ sont des nombres entiers.}$$

On obtient alors la transformation en ondelettes discrètes (TOD) définie par la relation suivante:

$$W(i, m) = 2^{-\frac{i}{2}} \sum_{n \in \mathbb{Z}} x(n) \Psi\left(\frac{n}{2^i} - m\right) \quad (\text{II.11})$$

L'inconvénient majeur de la transformée en ondelettes discrète (TOD) est qu'elle produit un nombre élevé de coefficients pour représenter un signal exigeant un temps de calcul élevé pour reconstituer le signal d'origine.

La transformée en ondelettes discrète décompose le signal en deux parties :

- les approximations qui correspondent à la basse fréquence
- les détails qui correspondent à la haute fréquence

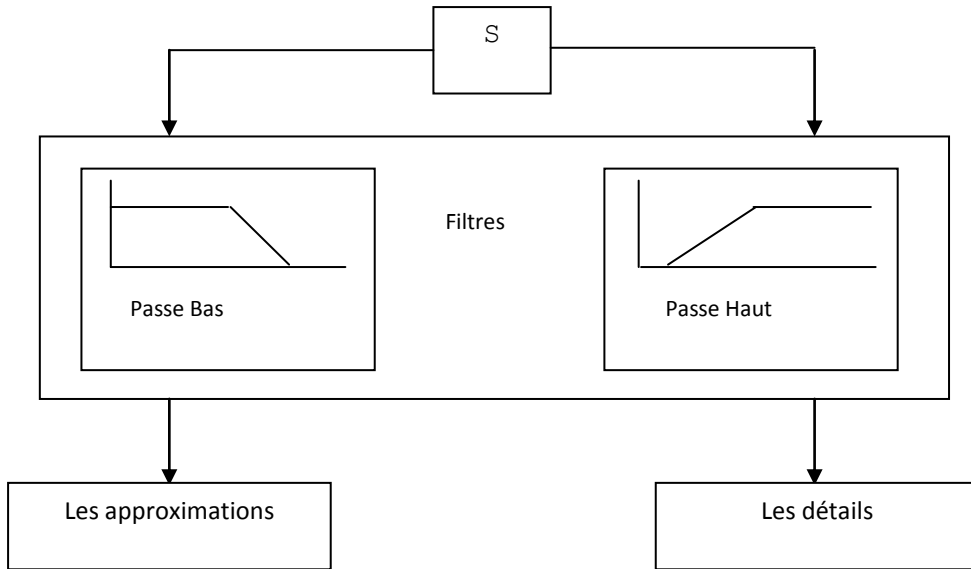


Figure II.11. Les approximations et les détails

Le processus de décomposition peut être réitéré, de sorte qu'un signal peut être décomposé en plusieurs composantes de basse résolution : ceci s'appelle l'arbre de décomposition d'ondelette (voir figure ci-après).

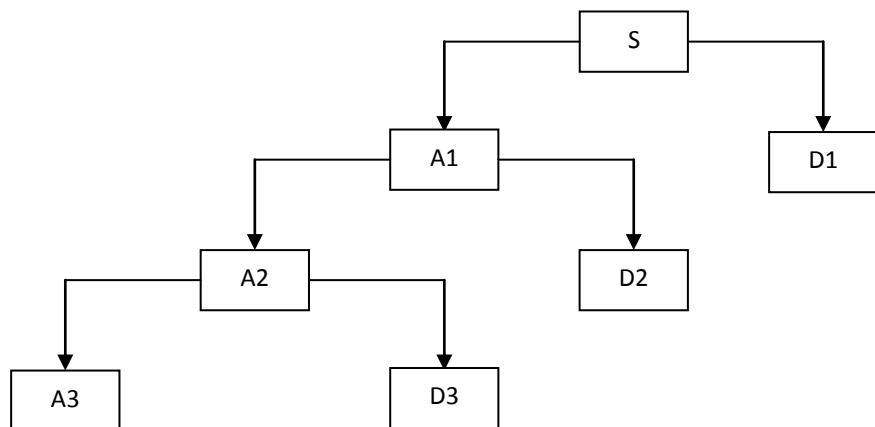


Figure II.12. Décomposition en multi niveau

Un exemple d'application sur un signal bruité est représenté sur la figure suivante :

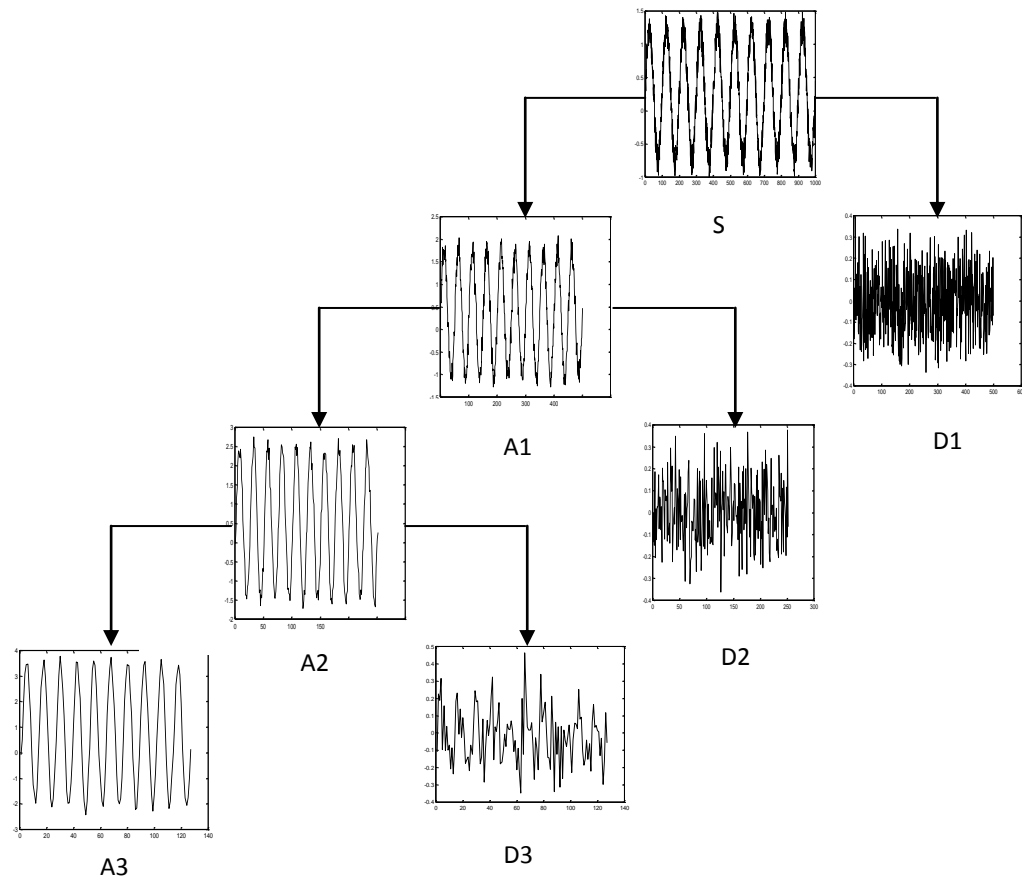


Figure II.13 : Décomposition d'un signal bruité en approximations et en détails

II.5. La Décomposition Modale Empirique [2] [3]

En 1988, la décomposition modale empirique Mode Décomposition (EMD), une nouvelle méthode d'analyse du signal a été proposée par N.E.Huang. Cette méthode a pour particularité de n'être définie que par un algorithme et, bien que sans fondements théorique, elle s'avère très efficace. Des recherches sont effectuées pour tenter de justifier la méthode.

La méthode EMD a pour objective de décomposer des signaux en différentes modes ayant une bonne signification physique. Cela veut dire notamment que la connaissance de ces modes permet de comprendre de manière intuitive le contenu fréquentiel du signal.

Les méthodes classiques décomposent un signal sur une base de fonctions propre à la méthode, qui sont donc indépendantes du signal étudié. Ainsi, par exemple, la transformée de Fourier décompose un signal en une somme de sinusoides.

La méthode des ondelettes, quant à elle, utilise pour fonctions de base les "ondelettes", qui sont des fonctions localisées : la signification physique des différents modes est donc déjà meilleure.

La méthode EMD, au contraire, à une approche adaptative : pour chaque signal étudié, une nouvelle base de fonctions est construite. Ainsi ces modes décriront mieux le signal. Ces modes, appelés IMFs (Intrinsic Mode Function), ont pour seule caractéristique d'être de moyenne nulle.

II.5.1 Définition De L'EMD

L'EMD est définie par un processus appelé tamisage (sifting) permettant de décomposer le signal en contribution de base appelée modes empirique ou IMF (Intrinsic mode function). La décomposition est locale, itérative, séquentielle (fine to coarse approach) et entièrement pilotée par les données (data driven approach). L'EMD considère les signaux à l'échelle de leurs oscillations locales, sans que celles-ci soient nécessairement harmoniques au sens de Fourier. L'extraction des IMF est non-linéaire, mais leur recombinaison pour la reconstruction exacte du signal est linéaire.

En se basant essentiellement sur les variations(ou oscillations naturelles) du signal, l'EMD permet une interprétation des phénomènes physique présents. En plus de sa simplicité de mise en œuvre informatique et de sa capacité à décrire ponctuellement et de manière instantanée les phénomènes fréquentiels non résolus par l'analyse de Fourier, l'EMD est bien adaptée à l'étude des signaux non-stationnaires et/ou générés par des systèmes non-linéaires.

Cependant, l'EMD est simplement définie par un algorithme et elle ne possède pas de cadre théorique pour le moment. Dans la plupart des cas, les études (performance, analyse ...) menées sur l'EMD se font avec des simulations numériques extensives et dans des conditions contrôlées.

II.5.2. Principe De La Décomposition

L'EMD repose sur la décomposition adaptative du signal en une série d'IMF, au moyen du processus de tamisage. Chacune des IMF peut être considérée comme un niveau d'échelle distinct les unes des autres. Cette notion d'échelle est locale et la décomposition est non-linéaire.

La décomposition décrit localement le signal comme une succession de contributions d'oscillations rapides (hautes fréquences) sur des oscillations plus lentes (basses fréquences) (figure II.14). Contrairement aux ondelettes, EMD n'utilise aucune filtre ou fonction prédéterminée. A noter, que l'EMD nécessite toutefois le choix d'une fonction interpolatrice (spline cubique) afin d'estimer les enveloppes supérieures et inférieures du signal nécessaires à la reconstruction de l'IMF. Toutefois, on ne parle d'une IMF que si elle vérifie les critères suivant :

- 1) Une moyenne nulle.
- 2) La différence entre le nombre d'extrema et le nombre de passage à zéros au plus de un (c'est-à-dire qu'entre un minimum et un maximum successif, l'IMF passe par zéros).

Le principe de la décomposition de l'EMD est assuré par le processus de tamisage, suite auquel un signal $s(n)$ s'écrit :

$$s(t) = \sum_{j=1}^K IMF_j(t) + r_K(t) \dots (II.12)$$

Où IMF_j est l'IMF d'ordre j qui est de type plus haute fréquence que l' IMF_{j+1} . K est le nombre des IMF obtenus. Le signal $r_K(t)$ est appelé résidu, il correspond à la composante la plus basse fréquence du signal. D'après (l'équation II.12) et en supposant que K est fini, on reconstruit le signal original sans perte ou distorsion de l'information.

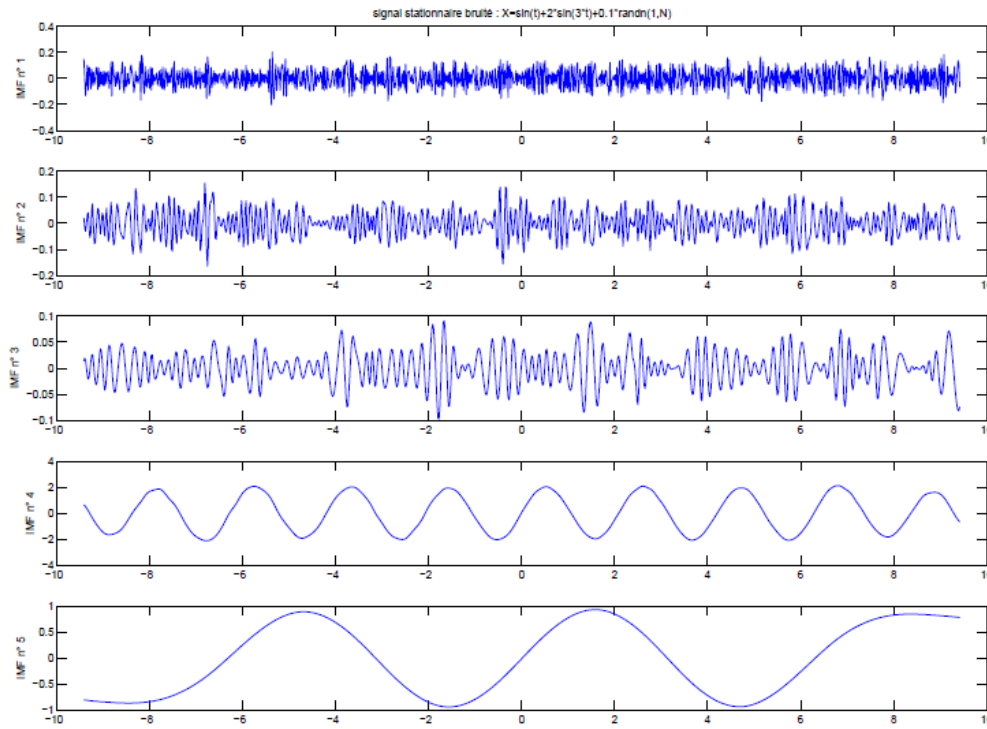


Figure II.14 : principe de l'EMD

II.5.3 Processus De Tamisage : Principe Algorithmique

Les différentes étapes du procédé de tamisage (ou “sifting”) peuvent être décrites par la procédure suivante :

1. Identifier les extrema $der_j(t)$.
2. Interpoler (par une spline cubique les minima (resp. maxima), pour définir une “enveloppe“ $e_{min}(t)$ (resp. $e_{max}(t)$).
3. Calculer la moyenne $m(t) = (e_{min}(t) + e_{max}(t))/2$.
4. La soustraire à la forme d'onde initiale : $S[r_j](t) = r_j(t) - m(t)$.

Si on itère n fois cette procédure, les IMF et résidus à l'échelle $j+1$ sont définis comme $IMF_{j+1}(t) = S^n[r_j](t)$ et $r_{j+1}(t) = r_j(t) - IMF_{j+1}(t)$.

D'un point de vue pratique :

- L'algorithme est initialisé en prenant pour première forme d'onde le signal $s(t)$;

- A chaque étape de décomposition, le tamisage est itéré n fois jusqu'à ce que la moyenne globale devient négligeable au sens d'un critère fixé par l'utilisateur ;
- La décomposition s'achève lorsque le dernier résidu ne présente plus d'oscillation.

L'ensemble des étapes citées ci-dessus sont décrites sur les figures II.15 à II.20 [4].

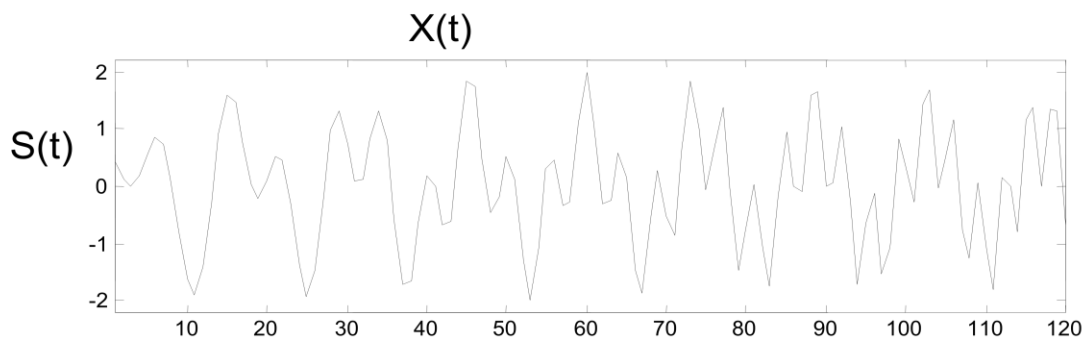


Figure II.15 : Etape 0 : Obtenir le signal original

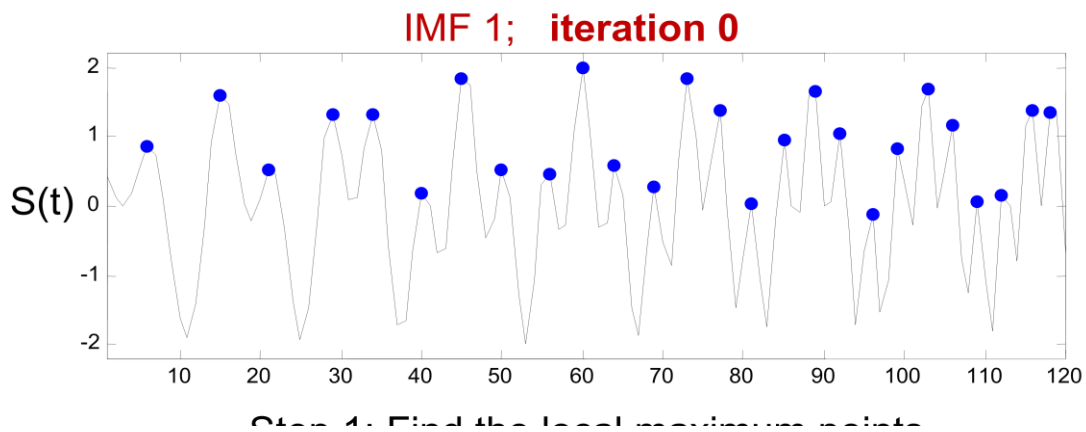


Figure II.16 : Etape 1 : Trouver les points correspondants aux maximums locaux

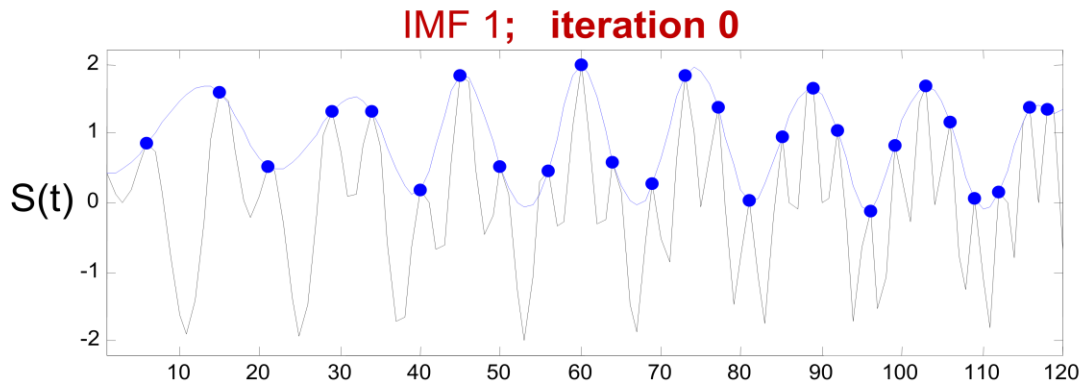


Figure II.17 : Etape 2 : construire l'enveloppe

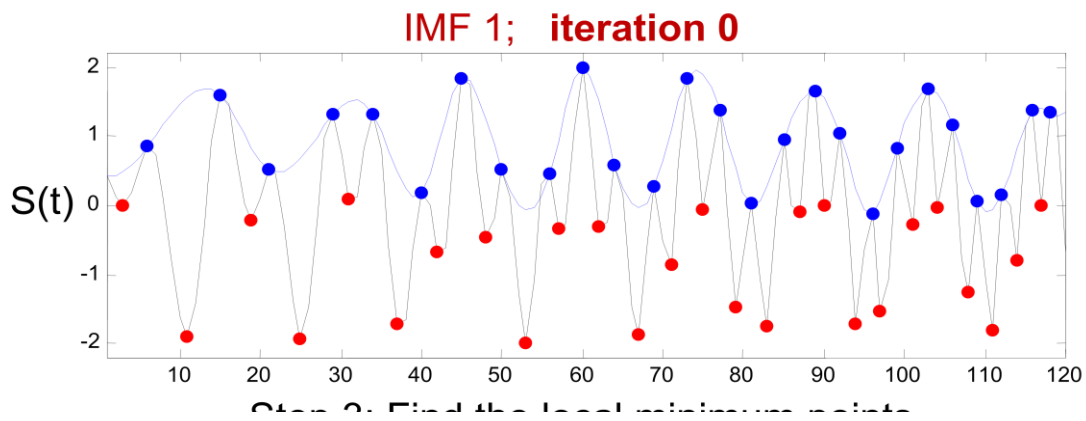


Figure II.18 : Etape 3 : Trouver les points correspondants aux minimums

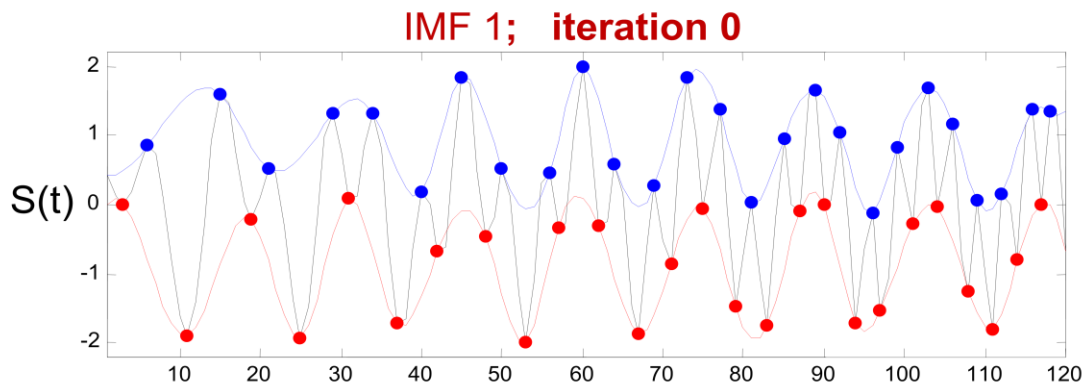


Figure II.19 : Etape 4 : construire l'enveloppe

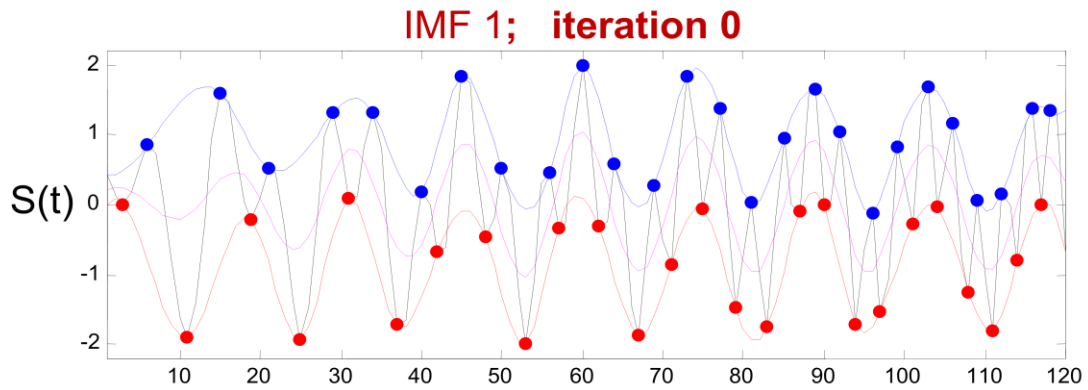


Figure II.20 : Etape 5 : Calculer la valeur moyenne définie par le maximum local et l'enveloppe minimal

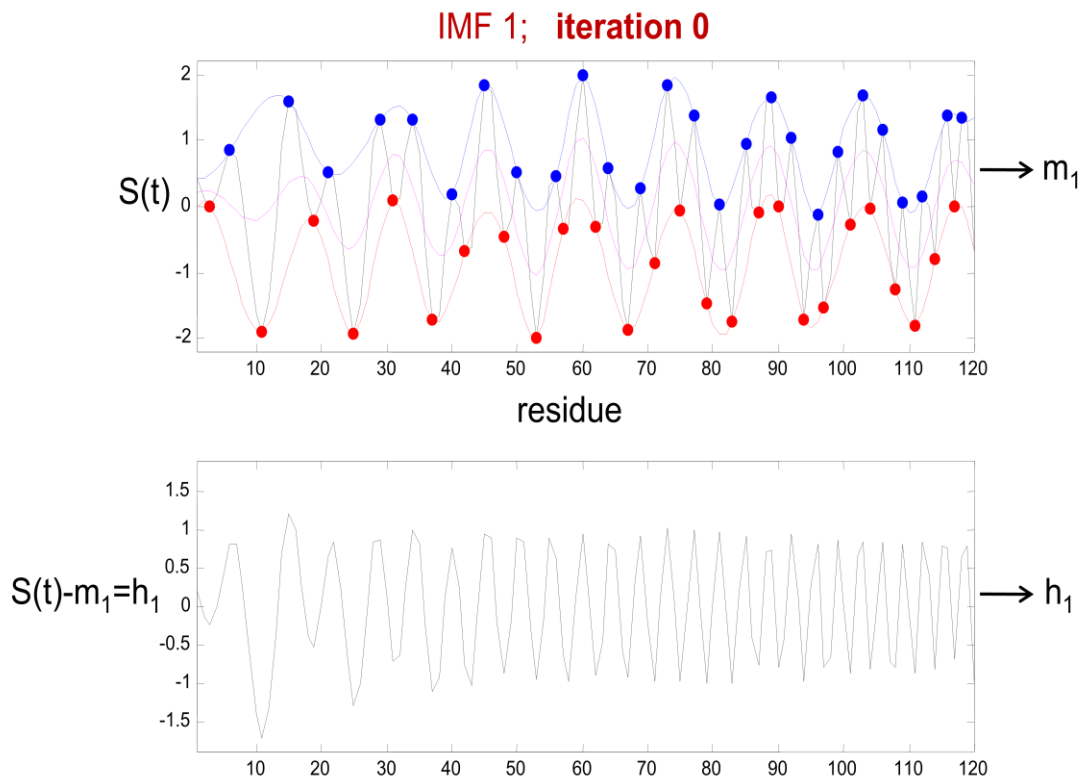


Figure II.21 : Etape 6 : Calcul du résidu

II.6.Conclusion

Dans ce chapitre, deux méthodes d'analyse ont été présentées à savoir : la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique. Dans le chapitre suivant, les deux méthodes en question vont être utilisées pour le débruitage du signal Phonocardiogramme. Une étude comparative sera faite afin de trouver les différentes limitations de chacune des dites méthodes.

Références

- [1] Cours et TP de M. Z.E. Hadj slimane, Département du génie biomédical, Faculté de Technologie, université de Tlemcen.
- [2] A. MEKDAD, A. BETTACHE. « Filtrage et analyse fréquentielle du signal électrocardiogramme par la décomposition modale empirique ». Mémoire de Master en Electronique biomédicale. Département génie biomédical. Faculté de Technologie. Université de Tlemcen. Soutenu en juillet 2009.
- [3] J. Cexus, « Analyse des signaux non-stationnaires par transformation de Huang, Opérateur de Teager-Kaiser, et transformation de Huang-Teager (THT) », thèse de doctorat, université de Rennes 1, 2005.
- [4] Prof. Dr. Bingli Jiao. "Wireless ECG System". Wireless Communications Lab. Peking University. Oct. 13, 2010
- [5] ABID Tarek, "analyse du signal ECG par les ondelettes". Mémoire de Magister. Option : intelligence artificielle. Département d'informatique. Faculté des sciences de l'ingénieur. Université de Annaba, 2008

CHAPITRE III :

DEBRUITAGE DU SIGNAL PCG PAR LA

EMD ET TOD

Chapitre III : Débruitage du signal phonocardiogramme par la décomposition modale empirique et la transformée en ondelette discrète

III.1. Introduction

Le signal phonocardiogramme (PCG) est un signal physiologique utilisé pour le diagnostic des maladies cardiaques. Il comporte deux bruits B1 et B2. On peut trouver deux autres bruits B3 et B4 qui peuvent parfois être visibles sur un signal phonocardiogramme PCG et qui sont le signe d'une pathologie chez les sujets adulte.

Pour obtenir une bonne interprétation de signal PCG il faut trouver une bonne qualité de trace. En effet, le signal Phonocardiogramme peut contenir différents sources de bruits indésirables et d'autres types de bruits dont la présence signale l'existence d'une pathologie et dont la description a été faite lors du chapitre précédent. Ainsi, la suppression de ces bruits en question constitue une étape très importante dans le traitement du signal phonocardiogramme.

Dans la littérature, Debbal et al. ont pu répondre au choix délicat du type d'ondelette et de son ordre, mettant plus en relief l'analyse des signaux PCG (normaux et pathologiques) en fonction de l'importance de leurs souffles surajoutés [1].

Anita devi et al. ont développé un système permettant l'identification du bruit cardiaque en se basant sur l'utilisation de la transformée en ondelettes discrète [2].

Hao sun et al. ont utilisé la décomposition modale empirique (EMD) pour extraire le premier et le deuxième bruit cardiaque (B1 et B2) [3].

L'objectif de notre travail est de faire une étude comparative entre deux méthodes à savoir : la décomposition modale empirique et la transformée en ondelette discrète pour le débruitage du signal PCG.

III.2. Présentation du travail proposé

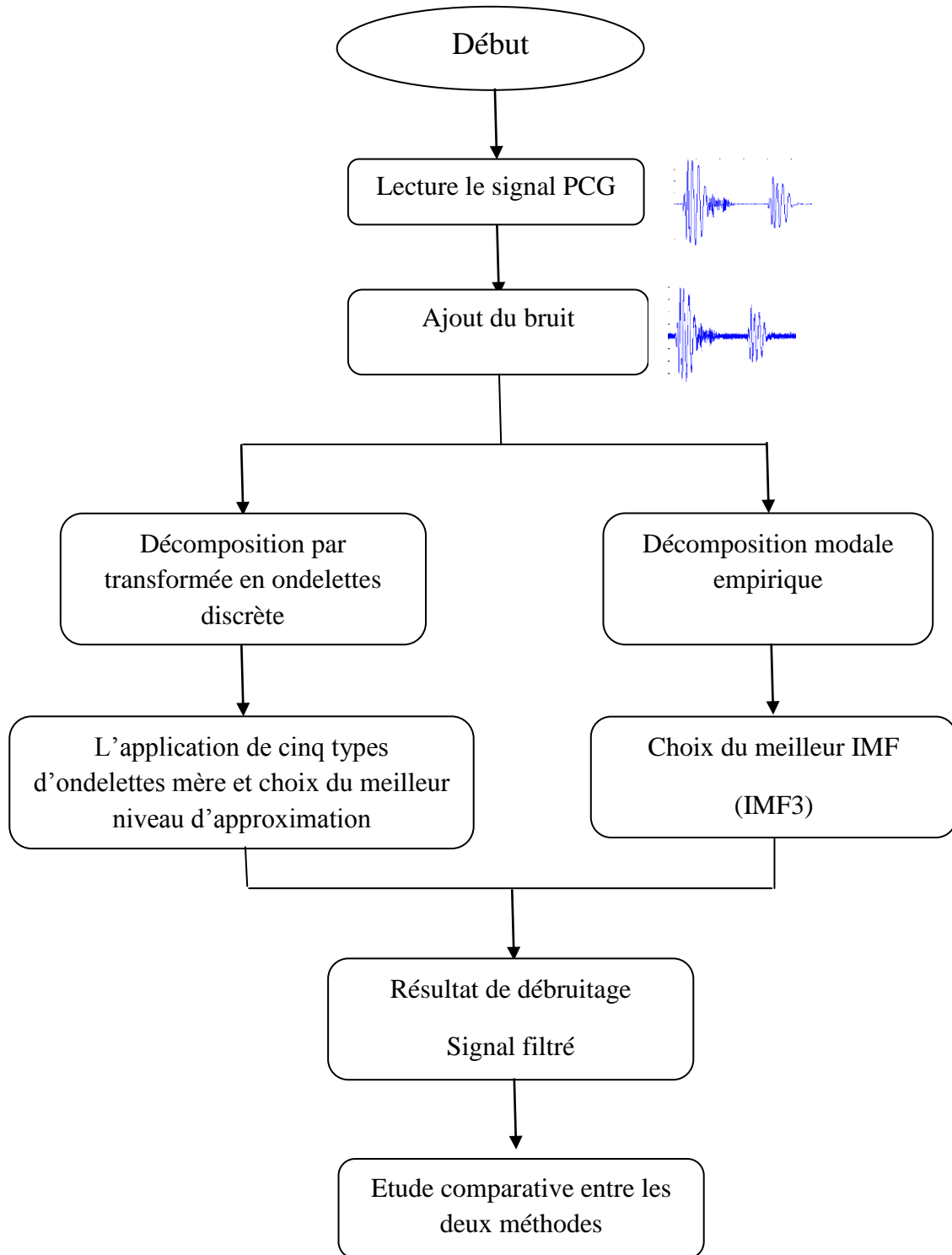


Figure III.1 : Organigramme de la comparaison entre la décomposition modèle empirique et la transformée en ondelette discrète

III.2.1. lecture du signal phonocardiogramme (PCG)

Les signaux phonocardiogramme utilisés pour le test sont échantillonnés à la fréquence 11025Hz. La figure III.1 représente le signal PCG utilisé comme signal d'origine lors de l'élaboration de notre algorithme. Il sera noté $PCG(n)$.

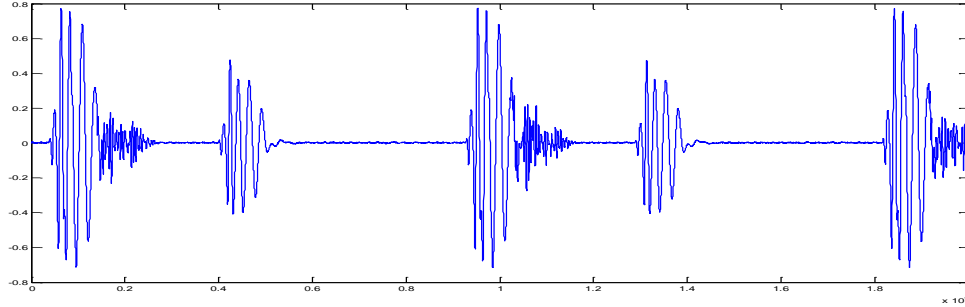


Figure III.2 : le signal phonocardiogramme d'origine

III.2.2. Etape préliminaire (ajout de bruit)

Le signal d'origine présenté sur la figure III.2 sera bruité à des niveaux allant de 1dB à 30dB. Pour réaliser cette opération, on ajoute un bruit blanc suivant la formulation suivante :

$$PCGB(n) = PCG(n) + B(n) \quad (III.1)$$

Le rapport signal sur bruit comme définit dans la littérature, est donné par la formule suivante :

$$SNR1 = (S/B)_{dB} = 20 \log_{10} \left(\frac{E(PCG(n))}{E(B(n))} \right) \quad (III.2)$$

Avec :

$$E(PCG(n)) = \sum_{i=1}^N |PCG(n)|^2 \quad (III.3)$$

Et :

$$E(PCGB(n)) = \sum_{i=1}^N |PCGB(n)|^2 \quad (III.4)$$

Un exemple d'un signal PCG bruité à 20dB est représenté sur la figure III.3.

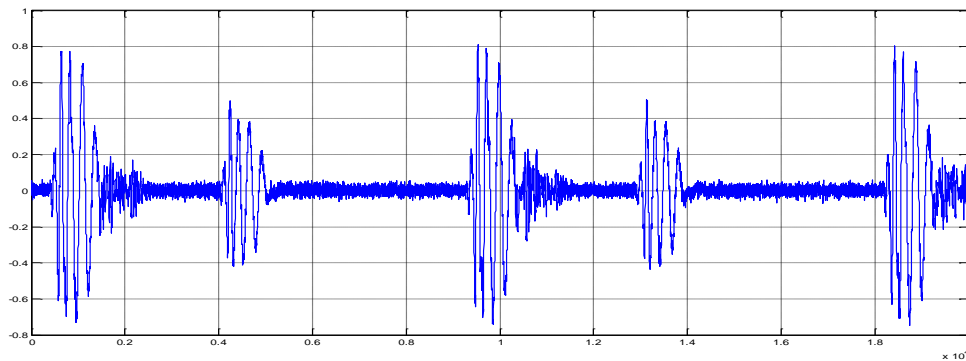


Figure III.3 : signal phonocardiogramme bruitée à 20dB

III.3 Analyse du signal PCG par la transformée en ondelette discrète

Après l'ajout du bruit au signal PCG d'origine, le signal PCGB(n) sera analysé en utilisant la transformée en ondelette discrète. Pour écourter la durée de notre recherche sur le type d'ondelette à utiliser dans notre analyse, nous nous sommes inspirées du travail du Professeur DEBBAL Sidi Mohammed membre du laboratoire Génie biomédical de Tlemcen. Sur cette base, cinq ondelettes mères ont été utilisées pour le test à savoir : l'ondelette daubechies (Db), symlete (Sym), coiflet (Coif), biororthogonale (Bior), biororthogonale réversible (rBior).

Pour chaque choix d'ondelette mère, on procède à une décomposition du signal PCGB(n) en approximations. La figure III.3 montre un exemple de décomposition d'un signal PCG utilisant l'ondelette Coif5.

Comme c'est mentionné lors du paragraphe III.2.2, le signal à analyser est le signal PCGB(n) obtenu en ajoutant du bruit blanc à des niveaux différents. Le signal ainsi obtenu sera décomposé en approximations A2 à A5.

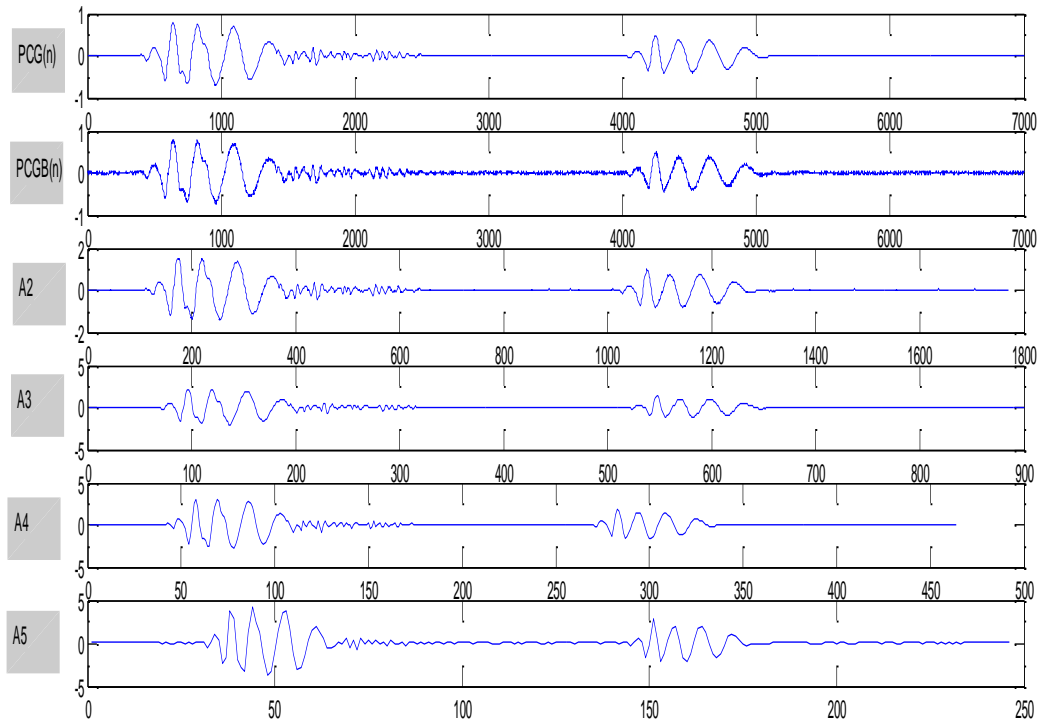


Figure III.4 : Analyse du signal PCG bruité noté (PCGB(n)) par la transformée en ondelette discrète

Parmi les dites approximations, une représente une meilleure estimation du signal d'origine. Après l'avoir choisis, elle sera notée $\widehat{PCG}(n)$. Le bruit estimé sera noté \widehat{B} . Il est obtenu à travers la relation suivante :

$$\widehat{B}(n) = PCGB(n) - \widehat{PCG}(n) \quad (\text{III.5})$$

On calcule ensuite l'énergie du bruit estimé comme suit :

$$E(\widehat{B}(n)) = \sum_{i=1}^N |\widehat{B}(n)|^2 \quad (\text{III.6})$$

Sur

$$SNR2 = (S/B)_{dB} = 20 \log_{10} \left(\frac{E(\widehat{PCG}(n))}{E(\widehat{B}(n))} \right) \quad (\text{III.7})$$

III.4. Analyse du signal PCG par la décomposition modale empirique

Dans cette partie, l'analyse du signal PCG va se faire par la décomposition modale empirique.

Les mêmes étapes sont suivies pour cette analyse à savoir :

- Ajout du bruit au signal PCG(n) ; le signal résultant sera noté PCGB(n)
- Le signal PCGB(n) obtenu sera décomposé en niveau d'IMFs (figure III.5)

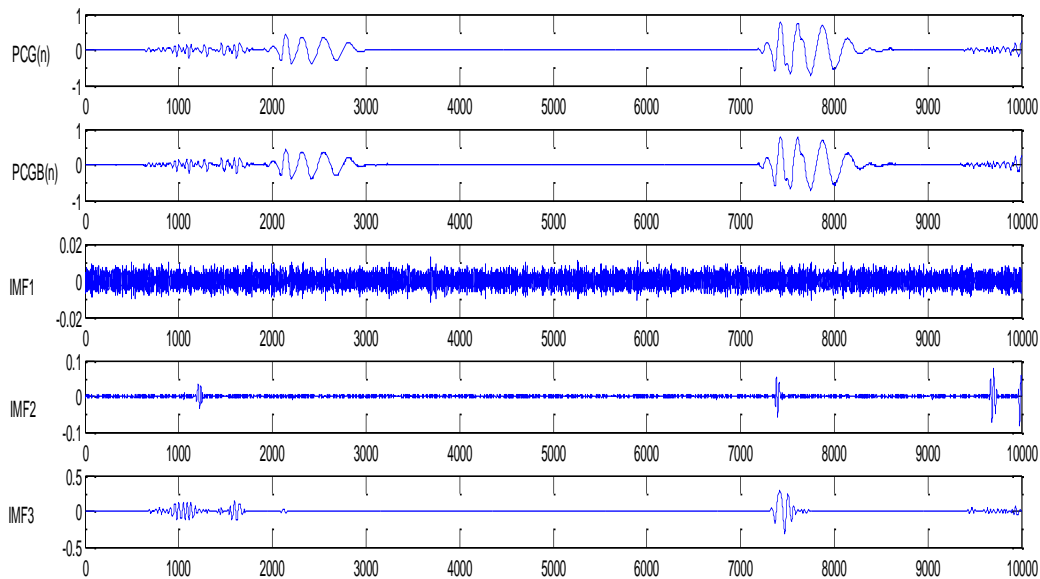


Figure III.5 : Décomposition du signal PCG bruité noté PCGB(n) en niveau d'IMFs

Parmi les IMFs, une représente une meilleure estimation du signal d'origine. Après l'avoir choisis, On procède au calcul du rapport signal sur bruit en passant par les formules III.5, III.6 et III.7.

III.5. Résultats et discussions

Les différents résultats obtenus par analyse en ondelettes discrètes sont représentés sur les tableaux III.1 à III.5. Les cinq ondelettes mères utilisées pour le test sont : l'ondelette Daubechies (Db), Symelet (Sym), coiflet (Coif), biororthogonale (Bior), biororthogonale réversible (rBior). A partir des résultats présentés, on peut constater que pour chaque niveau de bruit, on trouve une ondelette qui présente le meilleur résultat d'estimation du signal original. Ces dites résultats sont mentionnés en couleur verte.

SNRI (db) Type d'ondelette	5	10	15	20	25	30
Db1	5.5516	10.1726	14.3103	17.3445	19.0962	19.8312
Db2	5.7352	10.5445	15.4399	20.1249	24.1237	27.2252
Db3	5.7276	10.6269	15.5631	20.4189	25.0414	29.0951
Db4	5.7350	10.5893	15.5552	20.5005	25.2285	29.6479
Db5	5.7376	10.6185	15.5392	20.5113	25.3810	29.9542
Db6	5.7138	10.6367	15.5873	20.4869	25.3750	30.0340
Db7	5.6694	10.6082	15.5633	20.5328	25.3976	30.0508

Tableau III.1 : Résultats obtenues en utilisant l'ondelette Daubechies

SNRI (db) Type d'ondelette	5	10	15	20	25	30
sym1	5.5208	10.1444	14.3189	17.4005	19.1299	19.7940
sym2	5.7714	10.5645	15.4393	20.1524	24.2157	27.2033
sym3	5.7497	10.6992	15.5217	20.4203	25.0489	29.1340
sym4	5.6849	10.6915	15.6522	20.4190	25.3023	29.6750
sym5	5.7068	10.6482	15.5521	20.4746	25.2606	29.6707
sym6	5.7617	10.6298	15.6063	20.5322	25.2857	29.8528
sym7	5.7631	10.6250	15.5621	20.5122	25.4464	30.1557

Tableau III.2: Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de Symelet

SNR1 (db) Type d'ondelette	5	10	15	20	25	30
Coif1	5.6453	10.5965	15.4341	20.1005	24.2828	27.3689
Coif2	5.7306	10.6115	15.5640	20.5258	25.3175	29.7108
Coif3	5.7298	10.6161	15.6153	20.5185	25.3884	30.0418
Coif4	5.7797	10.5375	15.5487	20.5344	25.4247	30.1614
Coif5	5.6437	10.6481	15.6648	20.4446	25.4230	30.2536

Tableau III.3: Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de Coiflet

SNR1 (db) Type d'ondelette	5	10	15	20	25	30
Bior1.1	5.5756	10.2036	14.2878	17.3166	19.1173	19.8420
Bior2.2	5.6888	10.5701	15.4970	20.3572	25.0865	29.1862
Bior3.3	5.6361	10.4057	15.3679	20.3708	25.1653	29.8928
Bior3.9	5.7413	10.6576	15.5525	20.4970	25.4481	30.1958
Bior4.4	5.7301	10.6566	15.5508	20.4792	25.3293	29.9322
Bior6.8	5.6864	10.6737	15.5833	20.5159	25.4586	30.0532

Tableau III.4: Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de Bior

SNR1 (db) Type d'ondelette	5	10	15	20	25	30
rbio1.1	5.6072	10.1628	14.3151	17.3386	19.0810	19.8074
rBio2.2	5.5779	10.4006	14.8299	18.5917	21.0476	22.3106
rBio2.6	5.7182	10.6335	15.5730	20.4986	25.2480	29.6703
rBio3.3	5.5428	10.1433	14.5274	17.9333	19.9757	20.9928
rBio4.4	5.7386	10.5351	15.5414	20.3953	25.0697	29.0514
rBio6.8	5.7198	10.6432	15.5117	20.4888	25.3597	30.0791

Tableau III.5: Résultats obtenues en utilisant l'ondelette de rBio

Les différents résultats obtenus par la décomposition modale empirique sont représentés sur le tableau III.6.

SNR1	2	4	10	15	20	25	30
SNR2	2.0314	4.8730	10.5183	15.5726	19.3193	18.8356	19.1085

Tableau III.6: Résultats obtenues en utilisant la méthode de la décomposition modale empirique (IMF3)

D'après le tableau III.6, on peut constater que l'énergie du signal estimé est conservée. Par contre la morphologie du signal ne suit pas l'allure du signal original.

III.6. Etude comparative entre le débruitage par la transformée en ondelettes discrètes (TOD) et le débruitage par la décomposition modale empirique (EMD)

Lors de l'étude précédente, on a pu constater qu'à partir de l'utilisation de la TOD pour le débruitage du signal PCG, que pour chaque niveau de bruit, on trouve une ondelette mère qui présente le meilleur résultat d'estimation du signal d'origine. Suite aux résultats obtenus et à la qualité morphologique du signal estimé, les ondelettes mères qui ont donné de bons résultats sont : *coif5*, *sym7*, *db7*, *bior3.9*, *rbio2.6*.

Une étude comparative est ensuite faite entre la transformée en ondelettes discrète et la décomposition modale empirique. La courbe de la figure III.6, montre l'évolution du rapport signal sur bruit (SNR2) pour chaque méthode (TOD et EMD), ainsi que le rapport signal sur bruit initial (SNR1). Pour la transformée en ondelettes discrète, on a choisi l'ondelette mère *coif5*, vu qu'elle donne la meilleure estimation parmi les cinq ondelettes mères citées dans le paragraphe précédent.

D'après la courbe de la figure III.6, on peut clairement remarquer que pour un rapport signal sur bruit compris entre 1dB à 20dB, les résultats sont comparables. Au-delà de 20dB, On note une mauvaise estimation du signal par l'EMD et une bonne estimation par la TOD. Sachant aussi que par application des deux méthodes on peut constater que

- En utilisant l'EMD, on note une bonne conservation d'énergie avec une mauvaise conservation de la morphologie du signal d'origine ;
- En utilisant la TOD, on note une bonne conservation d'énergie avec une bonne conservation de la morphologie du signal d'origine ;

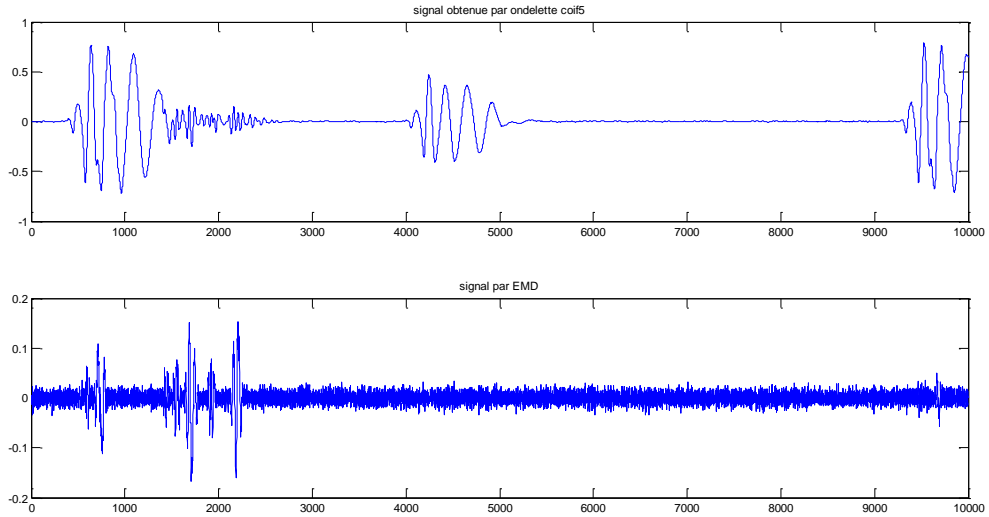


Figure III.6. La morphologie de signal avec EMD et TOD

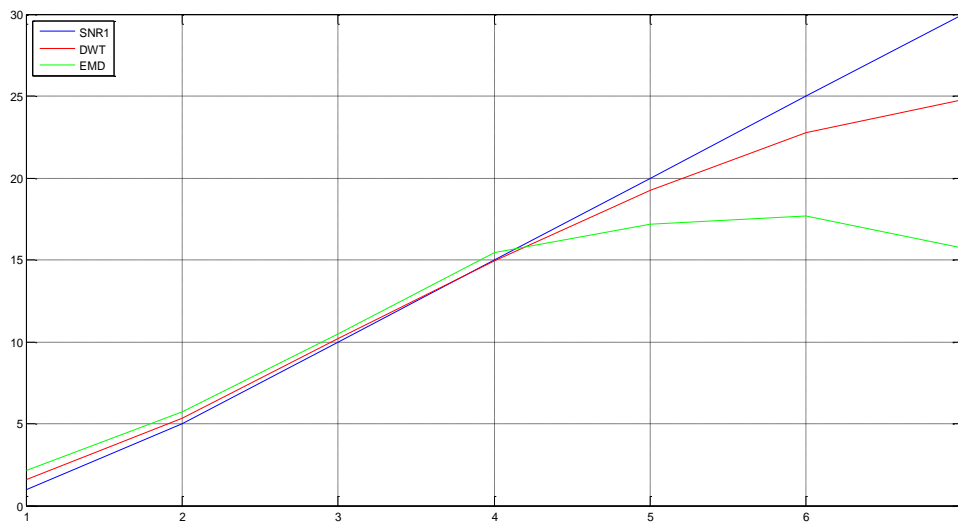


Figure III.7. La courbe de comparaison entre le débruitage par TOD et EMD (représente SNR1 et SNR2 de (coif5) et (IMF3))

III.7. Conclusion

Dans ce chapitre, et dans le cadre de l'analyse et le débruitage du signal PCG, une étude comparative entre la décomposition modale empirique (EMD) et la transformé en ondelettes discrète a été faite. Les résultats obtenus montrent que le débruitage par la transformée en ondelette discrète est meilleur par rapport à la décomposition modale empirique. Dans le chapitre suivant, une interface graphique pour la présentation des différentes applications mis en place, sera faite.

Références

- [1] S.M. Debbal et F. Bereksi-Reguig, «Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phonocardiogram mes en fonction des souffles surajoutés», Afrique SCIENCE 01(1) (2005) 1 – 13 ISSN 1813-548X
- [2] Anita devi et al., “Performance Analysis of DWT at different levels for Feature Extraction of PCG Signals”, International Conference on Microelectronics, Communication and Renewable Energy (ICMiCR-2013)
- [3] Hao sun et al., “An Improved Empirical Mode Decomposition-Wavelet Algorithm for Phonocardiogram Signal Denoising and its Application in the Frist and Second Heart Sound Extraction”, 2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI 2013)

***CHAPITRE IV : REALISATION DE
L'INTERFACE GRAPHIQUE***

Chapitre IV : Réalisation de l'interface graphique

IV.1.Introduction

Dans ce chapitre, nous nous orientons vers la réalisation d'une interface graphique pour la présentation des différentes applications mis en place dans le cadre de ce projet de fin d'étude. Le logiciel utilisé est MATLAB. Il est destiné au calcul scientifique et aux applications d'ingénierie car ils permettent de gagner beaucoup de temps vu leurs caractéristiques de programmation qui offre des bibliothèques dédiés à des applications spécifique.

IV.2. Présentation de l'interface graphique

IV.2.1. fenêtre principale (figure IV.1)

Dans cette page on trouve :

- Le titre du projet ;
- Les noms et prénoms des concepteurs du logiciel ;
- Le nom de l'encadreur ;
- Les informations concernant l'institution dont le projet a été concrétisé ;

La page principale contient aussi deux boutons :

- Le bouton « exit » : pour fermer l'application ;
- Le bouton « next » : pour se déplacer vers la fenêtre d'accueil ;

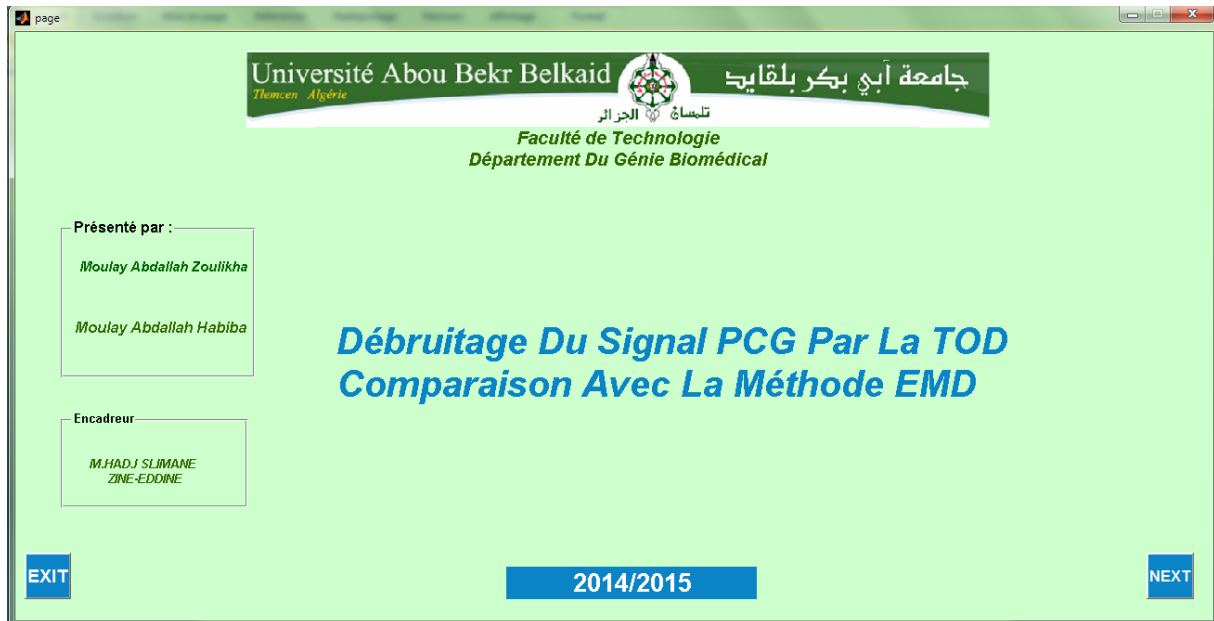


Figure IV.1. Fenêtre principale

IV.2.2. Fenêtre “plan de travail” (figure IV.2)

Cette fenêtre contient cinq boutons, chacun de ces boutons permet l'accès à la fenêtre correspondante. Ces boutons sont les suivants :

- Débruitage par la décomposition modale empirique ;
- Débruitage par la transformée en ondelettes discrète ;
- Comparaison entre l'EMD et la TOD ;
- Un bouton « help » ;
- Un bouton retour à la page précédente « << ».



Figure IV.2. Fenêtre ‘‘plan de travail’’

IV.2.2.1. Fenêtre ‘‘débruitage par la décomposition modale empirique’’

Cette fenêtre permet :

- De charger et d'afficher le signal à analyser. La taille du signal est choisie par l'utilisateur ;
- De choisir un niveau de bruit (SNR1) (entre 1 à 30 dB) ;
- De débruiter le signal PCG (noté dans le chapitre III, PCGB) par l'EMD ;
- D'afficher la nouvelle valeur du rapport signal sur bruit noté SNR2.

Un slider est placé à la droite de chaque figure afin d'agrandir ou réduire l'affichage du signal. Les boutons « >> » et « << » permettent de ce déplacer vers les autres fenêtres.

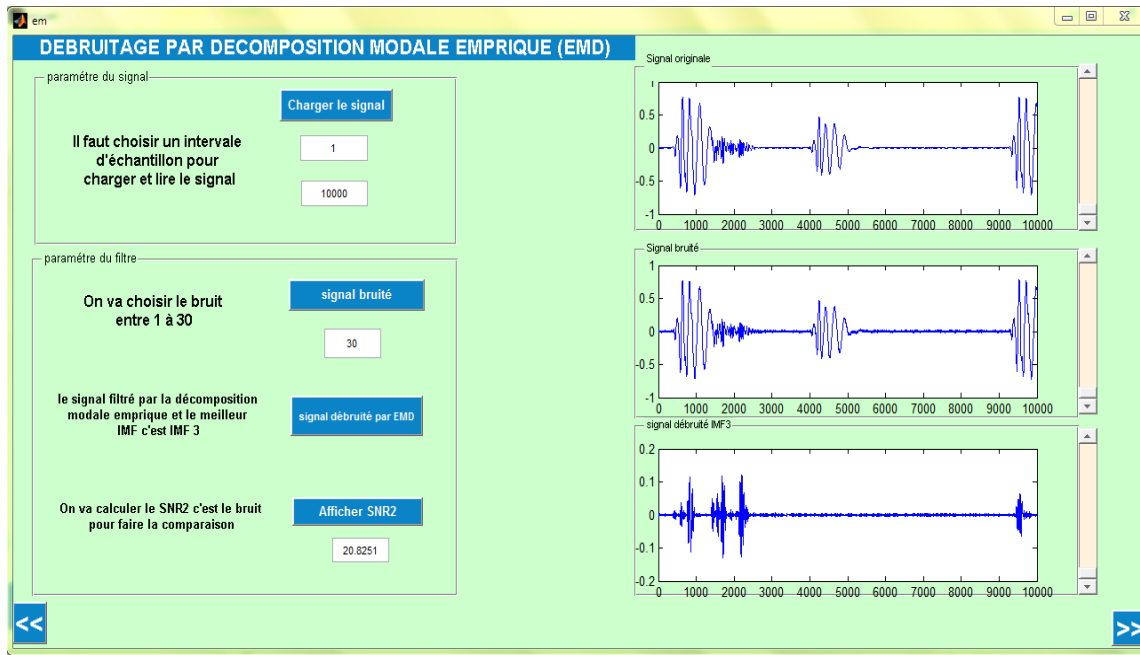


Figure IV.3 : Fenêtre «débruitage par la décomposition modale empirique »

IV.2.2.2. Fenêtre “débruitage par la transformée en ondelettes discrètes”

Cette fenêtre permet :

- De charger et d'afficher le signal à analyser. La taille du signal est choisie par l'utilisateur ;
- De choisir un niveau de bruit (SNR1) (entre 1 à 30 dB) ;
- De débruiter le signal PCG (noté dans le chapitre III, PCGB) par la TOD ;
- De choisir le type d'ondelette d'analyse ;
- D'afficher la nouvelle valeur du rapport sur bruit noté SNR2 ;

Un slider est placé à la droite de chaque figure afin d'agrandir ou réduire l'affichage du signal. Les boutons « >> » et « << » permet de ce déplacer vers les autres fenêtres.

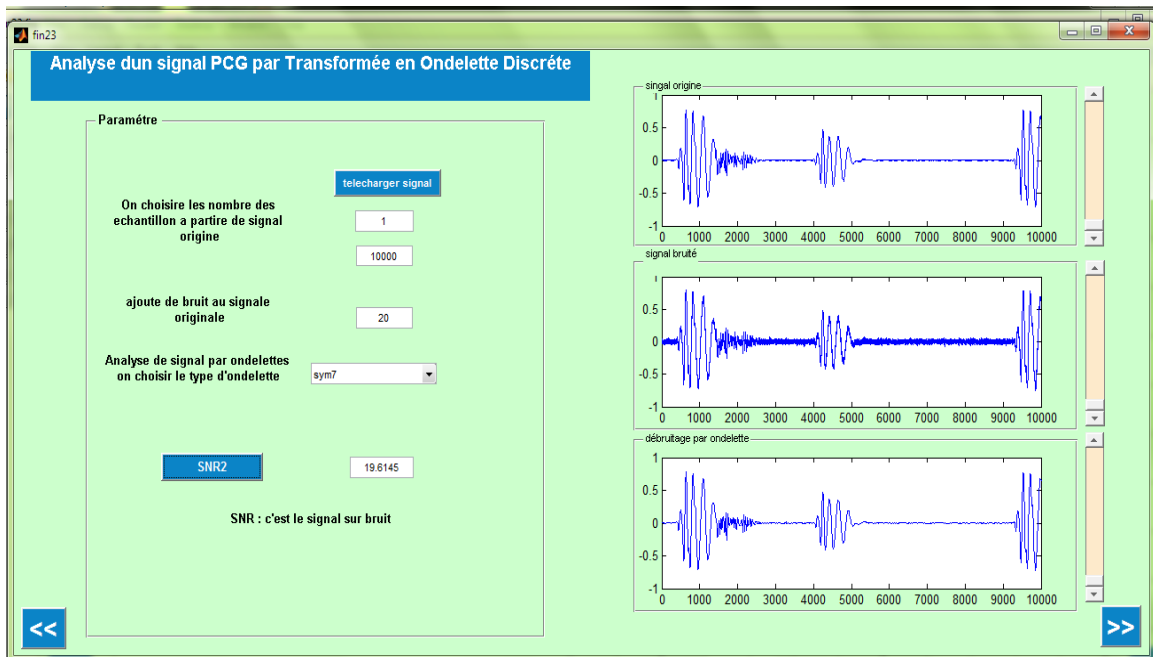


Figure IV.4. Fenêtre « analyse par la transformée en ondelettes discrète »

IV.2.2.3. Fenêtre « comparaison entre la TOD et l'EMD »

Après le calcul du meilleur SNR2 pour chaque méthode d'analyse. Les résultats seront affichés sur la fenêtre de la figure IV.5.

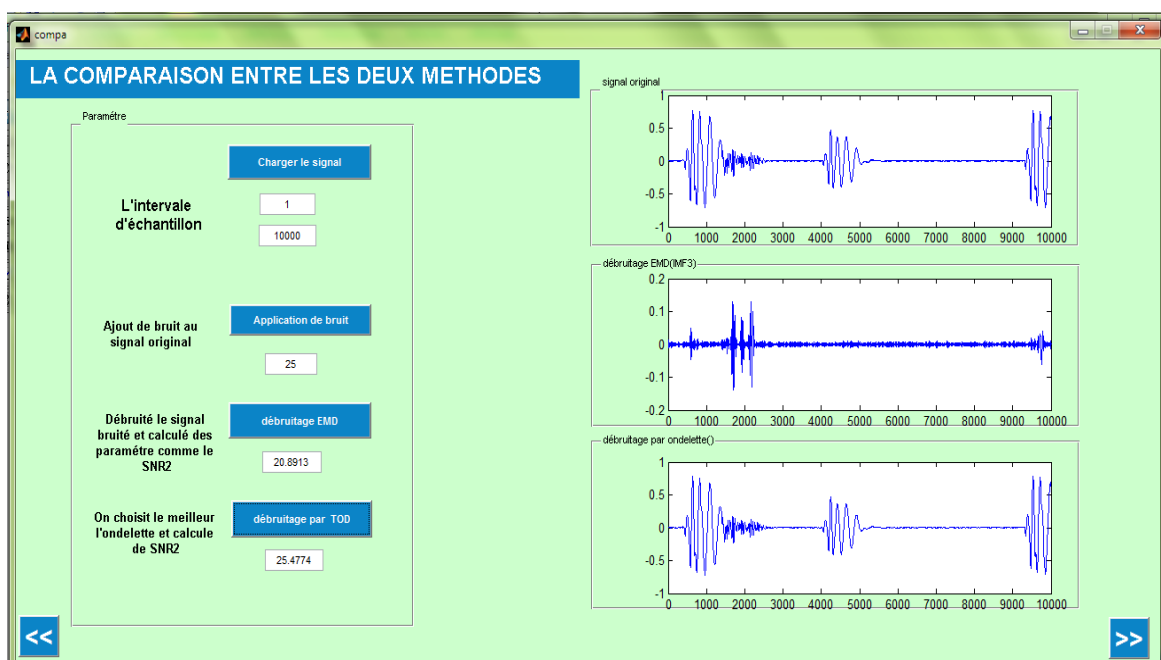


Figure IV.5. Fenêtre « Comparaison entre la TOD et l'EMD »

IV.2.4. Fenêtre « courbe de comparaison »

Cette fenêtre permet d'afficher la courbe de comparaison entre les deux méthodes de débruitage. Elle contient trois signaux (SNR1, DWT, EMD)

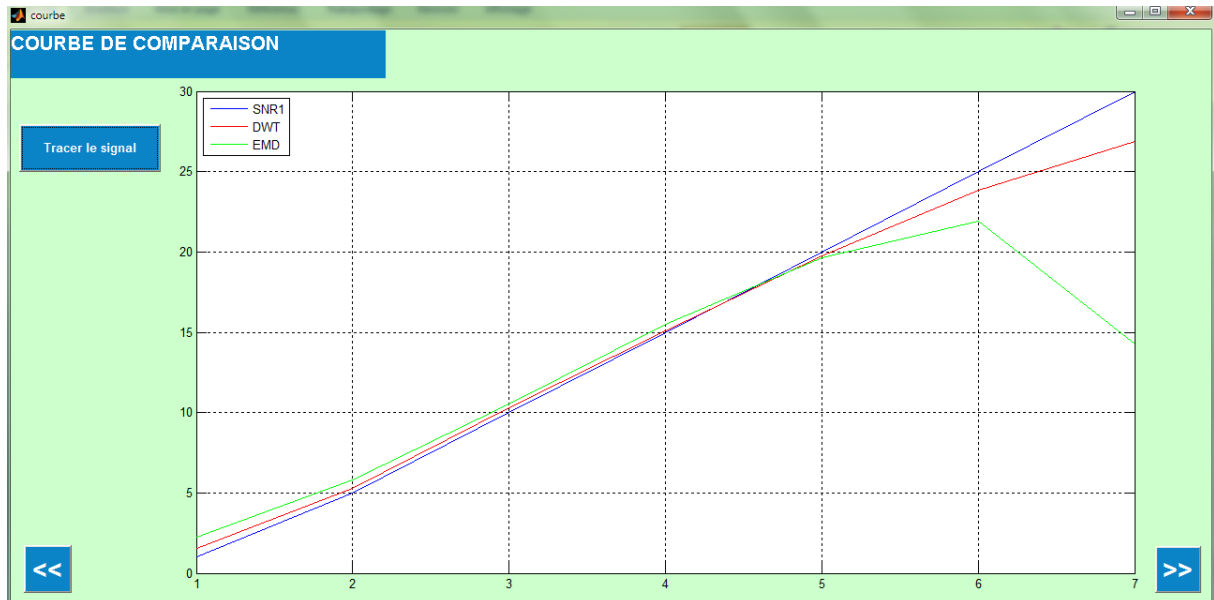


Figure IV.6: Fenêtre « courbe de comparaison »

IV.2.4. Fenêtre « help »

Cette fenêtre sert à guider l'utilisateur sur la manière d'utiliser l'interface graphique.



Figure IV.7: Fenêtre « help »

IV.3. Conclusion

Dans ce chapitre, une présentation de l'interface graphique a été faite. L'interface permet de d'automatiser la procédure de débruitage du signal PCG par les deux méthodes EMD et TOD. Une comparaison automatique est aussi faite entre les deux méthodes en question.

Conclusion Générale

Dans ce mémoire, nous avons présenté deux méthodes de débruitage du signal phonocardiogramme (PCG) en utilisant la transformée en ondelette discrète et la décomposition modal empirique (EMD). Les résultats obtenus, ont été comparés et évalués.

Après avoir présenté les deux méthodes classiques d'analyse de signaux à savoir :

- La transformée de Fourier ;
- La transformée de Fourier à court terme (STFT) ;

Nous avons démontré que la représentation fréquentielle obtenue par transformation de Fourier (TF) fournit des informations auxquelles nous n'avons pas accès temporellement. Par contre, la majeure limitation de la TFCT est la résolution temps-fréquence fixe. Ce qui a conduit à trouver de nouveaux outils 'flexibles' pour résoudre ce problème.

L'analyse en ondelettes constitue une suite logique des travaux abordés dans le cadre de l'analyse temps-fréquence. L'apport de cette technique est l'utilisation d'une famille d'atomes temps-fréquence obtenue en dilatant et en translatant une ondelette analysante.

La décomposition modale empirique est une méthode d'analyse des signaux qui est à la fois attractive et problématique. Attractive, car intuitive, flexible, non paramétrique et auto-adaptative ; mais problématique aussi car fortement non linéaire, d'interprétation délicate et définie seulement par un algorithme difficilement réductible à l'analyse. Elle repose sur une hiérarchie d'échelles « naturelles » extraites itérativement en fonction du signal analysé.

Dans le cadre de l'analyse et le débruitage du signal PCG, une étude comparative entre la décomposition modale empirique (EMD) et la transformé en ondelettes discrète a été faite. Les résultats obtenus montrent que le débruitage par la

transformée en ondelette discrète est meilleur par rapport à la décomposition modale empirique.

Par application des deux méthodes on a pu constater que :

- En utilisant l'EMD, on note une bonne conservation d'énergie avec une mauvaise conservation de la morphologie du signal original ;
- En utilisant la TOD, on note une bonne conservation d'énergie avec une bonne conservation de la morphologie du signal original ;

Enfin, nous avons réalisé une interface graphique pour la présentation des différentes applications mis en place dans le cadre de ce projet de fin d'étude.