

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعلیم العالی و البحث العلمی

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd- Tlemcen –
Faculté de TECHNOLOGIE



THESE

Présentée pour l'obtention du **grade de DOCTORAT 3^{ème} Cycle**

En : Electronique biomédicale
Spécialité : Electronique biomédicale
Par : Mostafi Meryem

Sujet

Application de la transformée des ondelettes et du filtrage adaptatif dans le traitement du signal phonocardiogramme (PCG)

Soutenue publiquement, le 18 / 05 / 2022 , devant le jury composé de :

Mr BEREKSI-REGUIG Fethii	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
Mr DEBBAL S. M.	Professeur	Univ. Tlemcen	Directeur de thèse
Mr SOUIER Mahdi	Professeur	ESM Tlemcen	Examineur 1
Mme MEZIANI Fadia	MCA	Univ. Tlemcen	Examineur 2

Résumé

Phonocardiogramme PCG c'est l'enregistrement au niveau de la face antérieure du thorax des vibrations produites par les bruits cardiaques, il permet donc d'enregistrer les bruits normaux : premier bruit (B1) et deuxième bruit (B2), les bruits surajoutés et les souffles.

Les pathologies valvulaires introduisent des changements importants dans la morphologie du signal de phonocardiogramme.

Ces changements affectent les bruits cardiaques B1 et B2 en apportant des changements en termes de durée et d'amplitude. D'autre part, les murmures systolique et diastolique de différentes formes peuvent être ajoutés au signal PCG pour construire une maladie donnée.

Le but de la thèse est d'appliquer différentes méthodes de filtrage numérique et les ondelettes sur les signaux PCG pour objectif de faire la discrimination possible entre les bruits cardiaques, systolique et diastolique murmures et de clics.

Mots-clés : Phonocardiogramme, bruits cardiaques, transformée en ondelettes discrète, filtres réponse impulsionnelle finie, filtres réponse impulsionnelle infinie, l'algorithme de Wiener-Hopf, l'algorithme LMS

Abstract

The phonocardiogram PCG is the recording at the level of the anterior face of the thorax of the vibrations produced by heart sounds; it therefore makes it possible to record normal sounds: first sound (S1) and second sound (S2), superimposed sounds and the breaths

The pathologies of valve introduce important changes in the morphology of the phonocardiogram signal.

These changes affect the S1 and S2 heart sounds by bringing about changes in duration and amplitude.

On the other hand, systolic and diastolic murmurs of different shapes can be added to the PCG signal to construct a given disease.

The objective of the thesis is to apply different methods of Digital filtering and wavelets on phonocardiogram signals aim to make possible discrimination between heart sounds, systolic and diastolic murmurs and clicks

Keywords: Phonocardiogram, heart sounds, discrete wavelet transforms, Infinite Impulse Response filter, finite Impulse Response, algorithm of de Wiener-Hopf, algorithm LMS.

ملخص

مخطط صوت القلب هو التسجيل على مستوى الجزء الأمامي من الصدر للاهتزازات الناتجة عن أصوات القلب ، وبالتالي فإنه يسجل الأصوات العادية الصوت الأول (ص 1) والصوت الثاني (ص2) ، الأصوات المضافة الغير الطبيعية والنفخات القلبية

تقدم أمراض الصمامات تغييرات مهمة في شكل تسجيل مخطط صوت القلب

تؤثر هذه التغييرات على أصوات القلب (ص 1) و(ص2) من خلال إحداث تغييرات في المدة والسعة. من ناحية أخرى ، يمكن لنفخات الانقباضية والانقباضية ذات الأشكال المختلفة المضافة إلى مخطط صوت القلب تكوين مرض معين.

الهدف من هذه الرسالة هو تطبيق طرق مختلفة للمرشحات الرقمية والمويجات على تسجيل مخطط صوت القلب من أجل تحقيق تمييز محتمل بين أصوات القلب والنفخات الانقباضية والانقباضية والنفخات والنقرات

الكلمات الرئيسية: مخطط صوتي ، أصوات قلب ، المرشحات الرقمية ، المويجات

Remerciements

Je tiens à remercier avant tous, le bon Dieu de m'avoir donné la force et la patience tout au long de la préparation de cette thèse.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements et ma très profonde gratitude à mon directeur de thèse Mr DEBBAL Sidi Mohamed El Amine, professeur au département de Génie Electrique et Electronique, Université Abou-Bekr Belkaid, Tlemcen, pour toute la confiance qu'il m'a accordé , pour bruit aide, ses encouragements, et ses précieux conseils tout au long de cette thèse.

Je tiens à remercier le Professeur BEREKSI-REGUIG Fethi, Directeur du Laboratoire du Génie-Biomédical (GBM) Université Abou-Bekr Belkaid, Tlemcen, pour avoir accepté de présider ce jury, pour sa rigueur scientifique et bruit esprit d'ouverture.

J'exprime ma plus vive gratitude aux membres du jury, Mr Souier Mahdi, Maitre de Conférences classe A ESM Tlemcen ainsi que Mme MEZIANI Fadia , Maitre de Conférences classe A , à l'université Abou-Bekr Belkaid, Tlemcen qui m'ont fait l'honneur d'accepter d'être les rapporteurs de cette thèse.

J'aimerais remercier du fond du cœur ma mère, mon père, mes frères ainsi que mon mari et ma meilleur amie Sara Belarouci pour leur soutien moral infaillible durant toutes ces années d'études.

Enfin, un grand merci pour tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce travail.

Table des matières

Table des matières	1
Liste des figures	1
Liste des tableaux	1
Introduction générale.....	2
CHAPITRE I	5
Notions théoriques sur le signal phonocardiogramme	5
1. Introduction.....	5
2. Le système cardio-vasculaire.....	5
2.1. Le cœur humain.....	5
2.2. La circulation artérielle et veineuse	6
3. Le cœur.....	7
3.1. Anatomie du cœur.....	7
3.1.1. Généralités	7
3.1.2. Le cœur droit	8
3.1.3. Le cœur gauche	8
3.2. Les valves cardiaques	9
3.2.1. L'orifice tricuspide	9
3.2.2. L'orifice pulmonaire	9
3.2.3. L'orifice mitral.....	10
3.2.4. L'orifice aortique	10
3.3. La vascularisation du cœur.....	10
3.4. L'activation électrique du cœur	11
3.5. Le cycle cardiaque	12
4. Phonocardiogramme.....	14
4.1. Les courbes de pression	14
4.1.1. La courbe de pression ventriculaire	14
4.1.2. La courbe de pression auriculaire	16
4.1.3. La courbe de pression au niveau des gros vaisseaux	17
5. Les bruits et les souffles cardiovasculaires.....	17
5.1. Les bruits cardiaques.....	18
5.1.1. Le premier bruit (B1)	18
5.1.2. Le deuxième bruit (B2)	18

5.1.3.	L'ouverture de la mitrale.....	18
5.1.4.	Le troisième bruit (B3).....	18
5.1.5.	Le quatrième bruit (B4).....	19
5.2.	Les souffles cardiaques.....	19
5.2.1.	Les souffles diastoliques.....	20
5.2.2.	Les souffles systoliques.....	21
6.	Conclusion.....	24
	CHAPITRE II.....	25
	Notions théoriques sur la transformée en ondelettes.....	25
1.	Introduction.....	25
2.	Etat de l'art sur l'analyse automatique des signaux cardiaques.....	25
3.	La théorie des ondelettes.....	28
3.1.	La transformation de Fourier.....	28
3.2.	La transformée de Fourier à court terme.....	32
3.3.	La transformée en ondelettes continue (TOC).....	35
3.4.	La transformée en ondelettes discrète (TOD).....	36
3.4.1.	Définition.....	37
3.4.2.	Notion de détails et d'approximations.....	37
3.4.3.	Analyse multi-résolution par la TOD.....	38
3.5.	Transformée en paquets d'ondelettes (TPO).....	39
3.5.1.	Définition.....	40
3.5.2.	Analyse multi-résolution par TPO.....	40
4.	Conclusion.....	41
	CHAPITRE III.....	42
	Application de la transformée en ondelettes dans le débruitage du signal phonocardiogramme.....	42
1.	Introduction.....	42
2.	Le bruit gaussien.....	42
3.	Résultats et discussion.....	43
4.	Analyse du degré de sévérité des signaux phonocardiogrammes.....	59
5.	Conclusion.....	62
	Chapitre IV.....	63
	Analyse et synthèse des filtres.....	63

1.	Introduction.....	63
2.	Définition d'un filtre numérique	64
3.	Classification des filtres numériques.....	64
4.	Les filtres idéals	65
4.1.	Filtres passe-bas	65
4.2.	Autres filtres	66
5.	Gabarit des filtres	66
6.	Les types des filtres numériques	70
6.1.	Filtre à réponse impulsionnelle finie RIF	70
6.2.	Filtre à réponse impulsionnelle infinie RII.....	72
6.3.	Le choix entre un filtre FIR et IIR dépend	73
7.	Filtrage adaptatif	74
7.1.	Principe du filtrage adaptatif.....	74
7.2.	Filtre de Wiener.....	75
8.	Conclusion	79
	Chapitre V.....	80
	Application du filtrage dans le débruitage du signal	80
	phonocardiogramme.....	80
1.	Introduction.....	80
2.	Résultats et discussion	80
2.1.	Applications des filtres à réponse impulsionnelle finie (RIF)	93
2.2.	Application du filtrage adaptatif	97
3.	Conclusion	100
	Conclusion générale	102

Liste des figures

Fig 1. 1: Le cœur se situe dans le médiastin antérieur	6
Fig 1. 2: le système artériel et le système veineux.....	6
Fig 1. 3: Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans les cavités cardiaques	8
Fig 1. 4: Les valves intracardiaques : (a) systole, (b) diastole.....	10
Fig 1. 5: Le tissu nodal	12
Fig 1. 6: Cycle cardiaque.....	13
Fig 1. 7: Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal.....	14
Fig 1. 8: Courbe de pression	17
Fig 1. 9: Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (B3)	19
Fig 1. 10: Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (B4)	19
Fig 1. 11: Caractérisation schématique des différentes variétés des souffles que l'on peut rencontrer pendant la révolution cardiaque (B1 et B2).	20
Fig 1. 12: Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral.....	21
Fig 1. 13: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique.....	21
Fig 1. 14: Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement aortique de forte intensité.....	22
Fig 1. 15: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale	22
Fig 1. 16: Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement pulmonaire accompagné par un bruit ou un souffle B3.....	23
Fig 1. 17: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une communication inter-ventriculaire ...	24
Fig 2. 1: les grandes lignes des contributions qui ont été proposées dans la littérature concernant le domaine du traitement des bruit s cardiaques PCG	26
Fig 2. 2: Représentation du signal $x(t)=\cos(2\pi ft)$ avec différentes fréquences (5Hz, 25Hz et 50Hz) : a) Représentation temporelle ; b) Représentation fréquentielle.	30
Fig 2. 3: Représentation du signal $x(t) = \cos(2\pi 5t) + \cos(2\pi 25t) + \cos(2\pi 50t)$:.....	31
Fig 2. 4: Transformée de Fourier de deux signaux non stationnaires différents.	31
Fig 2. 5: Le signal non stationnaire $x(u)$ et la fenêtre à court terme $h^*(u-t)$ centrée en t.	32
Fig 2. 6: Représentation de la transformée de Fourier à court terme d'un signal non stationnaire en utilisant une fenêtre Gaussienne de la forme : $w(t) = \exp(-at^2/2)$ ($a=0.001$ détermine la longueur de la fenêtre).	34
Fig 2. 7: Le signal non stationnaire $x(u)$ et l'ondelette de base $h(u)$	35
Fig 2. 8: Décomposition du signal x en approximations et détails.	38
Fig 2. 9: L'arbre de décomposition utilisé dans l'analyse des signaux PCG : a)Analyse multi-résolution par TOD, b) Analyse multi-résolution par TPO	41
Fig 3. 1: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.01	46
Fig 3. 2: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 0.01)	47
Fig 3. 3: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.1	49
Fig 3. 4: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 0.1)	50

Fig 3. 5: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 1	52
Fig 3. 6: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 1)	53
Fig 3. 7: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 3	55
Fig 3. 8: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 3)	56
Fig 3. 9: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 5	58
Fig 3. 10: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 5)	59
Fig 3. 11: Histogrammes de la variation du ER et SNR pour différents cas de Sténose mitrale	61
Fig 3. 12: Histogrammes de la variation du ER et SNR pour différents cas de Sténose aortique	62
Fig 4. 1: exemple filtre passe-bande idéal.....	65
Fig 4. 2: Filtre passe-bas idéal.....	65
Fig 4. 3: Spectres des signaux d'entrée et de sorties d'un filtre passe-bas.....	66
Fig 4. 4: Réponses de filtres idéaux	66
Fig 4. 5: Gabarit fréquentiel linéaire	67
Fig 4. 6: Gabarits des filtres	68
Fig 4. 7: Principe du filtrage adaptatif.	75
Fig 5. 1: Filtrage du signal PCG (sujet sain) contaminé par un bruit blanc gaussien	81
Fig 5. 2: Erreur moyen (ϵ_{moy}) mesurée pour différents filtres appliqués au signal PCG (N) ϵ_{moy} du filtre de Butterworth, 2) ϵ_{moy} du filtre d'Elliptique 3) ϵ_{moy} du filtre de Bessel.....	82
Fig 5. 3: spectres correspondants au filtrage du signal PCG (N).....	84
Fig 5. 4: Filtrage du signal PCG (LS) contaminé par un bruit blanc gaussien.....	86
Fig 5. 5: Filtrage du signal PCG (ES) contaminé par un bruit blanc gaussien.....	87
Fig 5. 6: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (PAS).....	88
Fig 5. 7: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (ES).....	89
Fig 5. 8: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (AR).....	90
Fig 5. 9: Séparation des souffles cardiaques du signal PCG (AR).....	91
Fig 5. 10: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (PAS).....	92
Fig 5. 11: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (LS).....	93
Fig 5. 12: filtrage du signal PCG (N) bruité par un bruit gaussien blanc.....	94
Fig 5. 13: Comparaison des réponses fréquentielles pour différents ordre (N 50, 100, 150)	95
Fig 5. 14: la densité spectrale de puissance via la méthode de Welch	96
Fig 5. 15: Filtrage du signal PCG (AR) et la DSP a) Signal PCG (AR) b) signal filtré	97
Fig 5. 16: Filtrage adaptative de signal PCG normal noyé dans le bruit Gaussian : a)Wiener-Hopfapproach(L=64, 256 et 512).b) LMS (G=1,10et 50)	98
Fig 5. 17: la densité spectral (DSP) par la méthode de Welch appliqué au signal PCG pathologie AR) : a) PCG (AR) ; e) filtrage Wiener-Hopf ; f) filtrage LMS.....	100

Liste des tableaux

Tableau 3. 1: Types d'ondelettes utilisées dans l'analyse.....	44
Tableau 3. 2: Résultats des variations des rapports énergétiques et rapport signal sur bruit	60
Tableau 4. 1: Les différent bande des filtres passe bas, passe haut, passe bande, coupe bande	69
Tableau 4. 2: Le choix entre un filtre FIR et IIR dépend	74
Tableau 5. 1: l'erreur moyenne de deux approches : Wiener-Hopf et LMS.....	99

Introduction générale

1. Contexte générale

Les maladies cardiovasculaires représentent la cause la plus fréquente de mortalité dans le monde selon les études statistiques annuelles faites au niveau de l'organisation mondiale de la santé (OMS).

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

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

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

La Phonocardiographie (PCG) s'est révélée très utile dans la description et la compréhension des bruits cardiaques, car elle offre un affichage visuel de la forme d'onde du bruit du cœur mais la compréhension des fonctions du cœur et la complexité inhérente du signal PCG restent illimitées.

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

Un cycle de bruit cardiaque normal complet se compose principalement du premier bruit cardiaque (B1) suivi par le second bruit cardiaque (B2). Le cycle des bruits du cœur peut être segmenté en deux grandes parties: la systole et la diastole.

Parfois, après le bruit B2, les bruits cardiaques B3 et B4 peuvent être présents chez les enfants et les jeunes adultes; ils peuvent représenter un cas pathologique.

Les bruits cardiaques anormaux appelés les souffles, peuvent se rapporter à diverses conditions pathologiques telles que l'emplacement, la forme, la durée et d'autres caractéristiques associées. Par conséquent, à des fins d'analyse et de diagnostic utile, le signal du bruit cardiaque doit être segmenté.

La détection de l'emplacement des deux bruits B1 et B2 est une étape préliminaire et importante avant une analyse plus poussée du signal PCG pour la classification de la maladie.

Notre modeste travail d'investigation dans le très vaste domaine du traitement du signal phonocardiogramme rentre ainsi dans le cadre d'une aide au diagnostic médical au profit de spécialistes cliniciens par un établissement et mise au point d'algorithmes et de paramètres pertinents à même de faciliter la compréhension des activités acoustiques cardiaques (normales et pathologiques).

2. Contributions et organisation de cette thèse

Ce travail de thèse a été mené au sein du laboratoire Génie biomédical (GBM) de l'Université de Tlemcen, et à pour objectif, le développement d'outils d'analyse automatisés des bruits cardiaques enregistrés. Les signaux PCG étudiés proviennent des bases de données existantes sur internet [the Ears on Auscultation Program and Database, www.corbruitics.com (D.L. Roy, MD; B. Holt)], qui contiennent des signaux PCG normaux et pathologiques.

Ce manuscrit est organisé en cinq chapitres suivis d'une conclusion générale.

Dans un premier temps, nous allons aborder dans un chapitre introductif, le contexte général de la thèse qui s'inscrit dans le cadre de la synthèse des filtres numériques et des filtres adaptatifs sur les signaux Phonocardiogrammes normaux et pathologiques afin de démontrer l'efficacité de ces méthodes dans l'élimination des bruits en général et des bruits surajoutés du signal PCG constituant les pathologies cardiaques.

Dans les autres chapitres, nous allons tout d'abord présenté l'anatomie et le fonctionnement du cœur humain et le signal PCG et ses caractéristiques. Nous allons ensuite présenter les applications des ondelettes pour démontrer l'ordre et le type d'ondelette la plus adéquate pour une analyse ultérieure des signaux PCG (normaux et pathologiques). Enfin, nous allons proposer une classification des différents groupes des signaux (PCG) et justifier le choix de l'ondelette analysante choisie.

3. Publications

- Intitulé de la Revue : Int. J. Medical Engineering and Informatics
ISSN 17550653 17550661. EISSN

Url de la revue/article :

<https://www.inderscience.com/info/inarticletoc.php?jcode=ijmei&year=2019&vol=11&issue=4>

Catégorisation de la revue¹ : B

Indexation de la

revue :.....Scopus.....

Pérennité de la revue : [Volume 1: 2008/2009](#)

Politique de publication de la revue² : Non Prédatrice

Intitulé de la Publication : " *Discrimination of signals phonocardiograms by using SNR report*"

Position parmi les auteur³ :...**1**..... **M.MOSTAFI**, L.HAMZA CHERIF and S.M.DEBBAL

- Intitulé de la Revue : International Journal of Clinical Medicine Research : American Association for Science and Technology (AASCIT) ;

ISSN 2375-3838 . EISSN :.....

Url de la revue/article

<http://www.aascit.org/journal/archive?journalId=906&issuelId=9060103>

Catégorisation de la revue¹ : C

Indexation de la revue :.....academic Key / DRJI / world cat / PBN

Pérennité de la revue : [Volume 1: 2014](#)

Politique de publication de la revue² : Non
prédatrice.....

Intitulé de la Publication : " Digital filters in heart sound analysis

Position parmi les auteur³ :.....**2**.....(L.Hamza Cherif; M.Mostafi; S.M Debbal)

CHAPITRE I

Notions théoriques sur le signal phonocardiogramme

1. Introduction

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

2. Le système cardio-vasculaire

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

2.1. Le cœur humain

Le cœur est un organe musculaire d'environ 250 grammes, situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimité latéralement par les deux poumons, en avant le sternum et en arrière par la colonne vertébrale (**Fig 1.1**).

Il mesure entre 14 et 16 cm pour un diamètre de 12 à 14 cm chez l'adulte et d'un volume de 50 à 60 cm³, un peu plus gros chez l'homme que chez la femme [1].

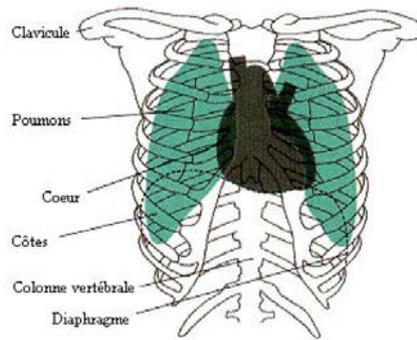


Fig 1. 1: Le cœur se situe dans le médiastin antérieur [1]

2.2. La circulation artérielle et veineuse

La grande circulation artérielle est un circuit à haute pression, qui assure le transport du sang oxygéné du cœur vers les différents organes de l'organisme par l'intermédiaire des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles et capillaires artériels (**Fig 1.2**). Ce dernier niveau est constitué de multiples petites ramifications qui facilitent le transfert de l'oxygène du sang aux tissus. Le sang, devenu pauvre en oxygène et riche en CO₂, revient au cœur par les veines, puis il est envoyé par l'artère pulmonaire dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons. Le réseau veineux est le principal réservoir de sang puisqu'il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte [1].

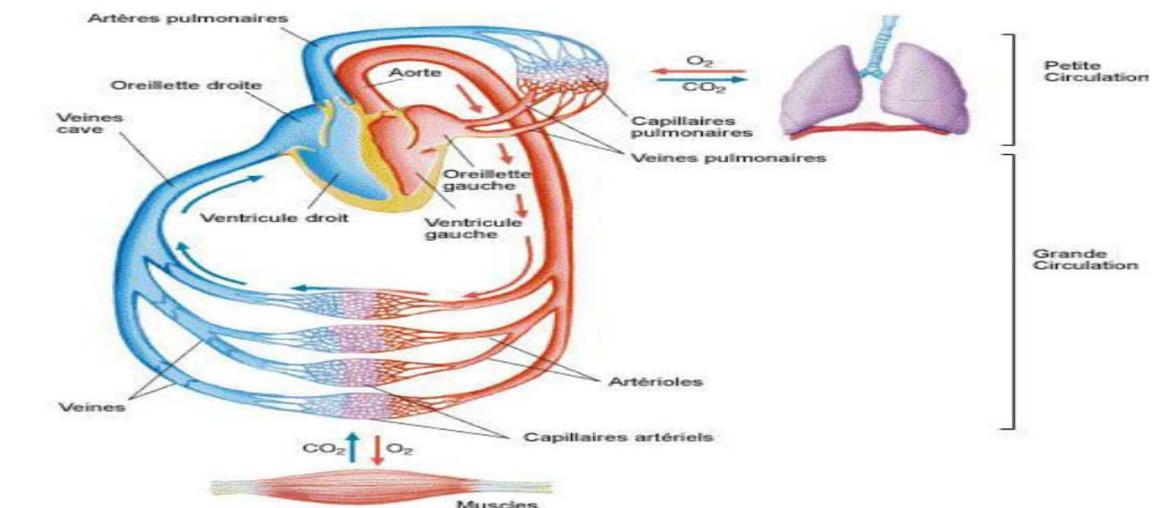


Fig 1. 2: le système artériel et le système veineux.[1]

3. Le cœur

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

3.1. Anatomie du cœur

3.1.1. Généralités

Le cœur est un organe musculaire creux formé de trois couches (parois) distinctes qui sont de l'extérieur vers l'intérieur respectivement: le péricarde (enveloppe externe), le myocarde (muscle cardiaque) et l'endocarde qui tapisse le fond du cœur (Fig 1.3).

Il est composé de deux entités distinctes séparées: le cœur droit et le cœur gauche. Chaque cœur est composé d'un ventricule sur la partie inférieure et d'une oreillette sur la partie supérieure, séparés par des valves : tricuspide pour le cœur droit et mitral pour le cœur gauche.

Le septum inter auriculaire est la cloison séparant les deux oreillettes. Le septum inter ventriculaire est la cloison séparant les deux ventricules. Il n'y a pas de connexion du tissu myocardique entre oreillettes et ventricules. Le passage de sang est unidirectionnel de l'oreillette vers le ventricule et cela via les valves cardiaques [1].

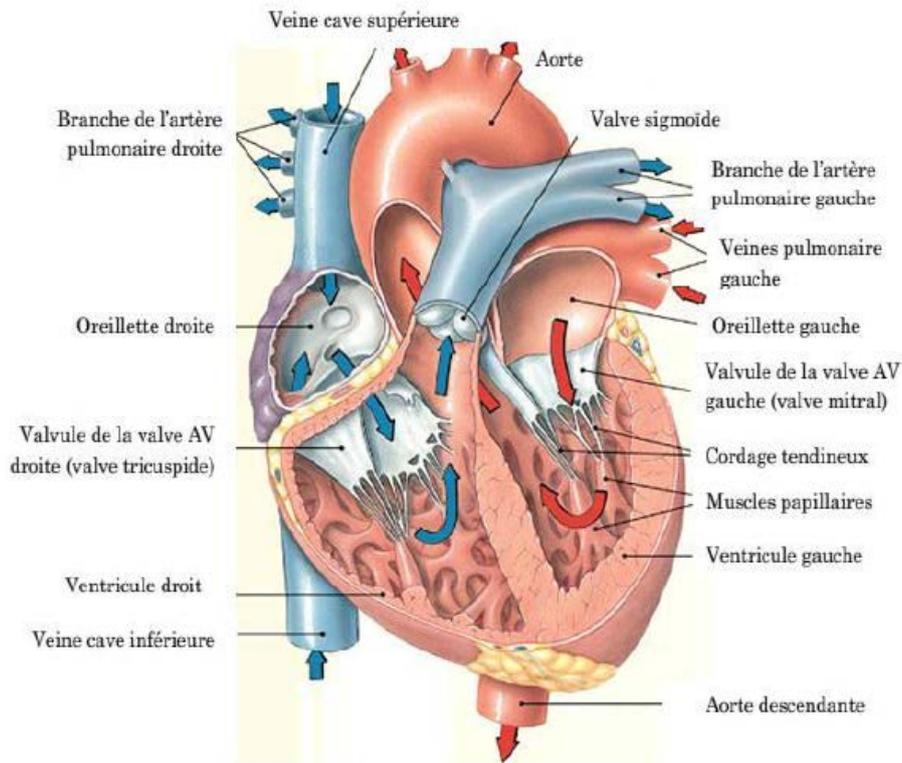


Fig 1. 3: Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans les cavités cardiaques [1]

3.1.2. Le cœur droit

La partie droite (le ventricule droit et l'oreillette droite) du cœur est responsable de la récupération du sang désoxygéné depuis les organes du corps à travers les deux veines caves inférieure et supérieure ; et le renvoyer vers les poumons pour le ré oxygéner à travers l'artère pulmonaire [1].

3.1.3. Le cœur gauche

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

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

artères coronaires qui sont situées sur la surface du cœur et qui vont à leur tour diffuser le sang oxygéné vers tous les points de corps [1].

3.2. Les valves cardiaques

Les valves cardiaques jouent un rôle très important dans la circulation sanguine. Ces valves qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de régurgiter et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur. Seuls les ventricules possèdent les deux types de valves [1].

Quand à lui, le cœur est divisé en quatre chambres, les deux atriums (droit et gauche) et les deux ventricules (droit et gauche). Entre l'oreillette droite et le ventricule droit se trouve la valve tricuspide. Entre l'atrium gauche et le ventricule gauche la communication est assurée par la valve mitrale. Entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire se trouve la valve pulmonaire, la valve aortique se trouve quant à elle entre le ventricule gauche et l'aorte [1].

3.2.1. L'orifice tricuspide

L'orifice tricuspide est constitué de trois valves formant un anneau, la valve septale, la valve antérieure et la valve postérieure. Chaque valve est reliée à la paroi musculaire du ventricule par des cordages qui se divisent près des bords valvulaires (comme une « toile de parachute »). Le rôle des valves est d'empêcher le retour du sang du ventricule vers l'atrium sans compromettre le passage du sang de l'atrium vers le ventricule. Un orifice peut être atteint d'un rétrécissement ou d'une insuffisance (comme par une rupture de cordage) [1].

3.2.2. L'orifice pulmonaire

Situé en haut de l'infundibulum pulmonaire. L'orifice pulmonaire est pourvu d'une valve qui possède trois cuspidés. Chaque cuspidé a la forme d'un « nid de pigeon » accompagné d'un nodule à bruit extrémité libre. Cette conformation permet le passage facile du sang du ventricule vers l'artère pulmonaire et empêche le reflux du sang de l'artère vers le ventricule. Ces valves peuvent également être rétrécies ou insuffisantes [1].

3.2.3. L'orifice mitral

Les cavités gauches du cœur suivent le même schéma global que celui des cavités du cœur droit. Des différences existent, parmi lesquelles il convient de noter que l'orifice mitral ne comporte que deux valves, que la paroi postérieure de l'atrium reçoit les quatre veines pulmonaires sans qu'il y ait de résidu valvulaire [1].

3.2.4. L'orifice aortique

L'orifice aortique est constitué comme l'orifice pulmonaire, sauf qu'il est le siège de la naissance des artères coronaires juste en dehors des « nids de pigeon » de deux des trois cuspides. L'entrée du flux sanguin dans ces artères coronaires se fait alors lors du reflux sanguin qui survient avec la fermeture des cuspides [1].

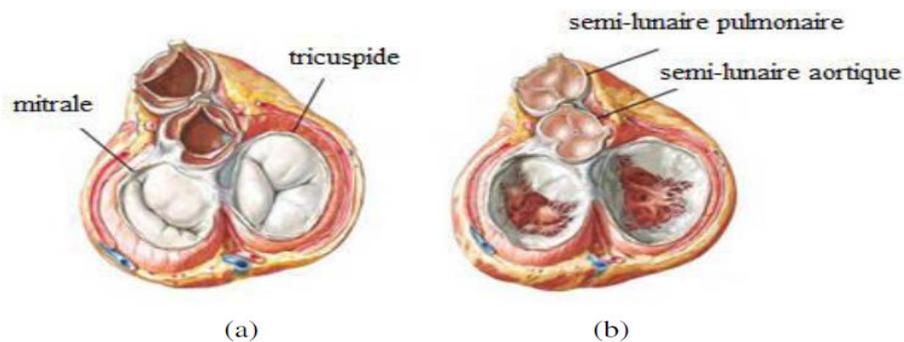


Fig 1. 4: Les valves intracardiaques : (a) systole, (b) diastole [1]

3.3. La vascularisation du cœur

Le cœur est vascularisé par deux artères [1] :

- **L'artère coronaire droite** : naît du bord droit de l'origine de l'aorte.
- **L'artère coronaire gauche** : naît du bord gauche de l'origine de l'aorte, croise en arrière le tronc de l'artère pulmonaire. Elle donne rapidement une branche **circumflexe**.

L'artère coronaire gauche donne plusieurs branches pour l'atrium gauche, pour la majeure partie du ventricule gauche, pour la partie adjacente du ventricule droit.

Le drainage veineux suit la même disposition.

3.4. L'activation électrique du cœur

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

- D'un centre de commande ou « pace maker » qui émet automatiquement à intervalles réguliers une onde d'excitation.
 - D'un système spécial: le tissu nodal, qui est un tissu de conduction chargé de propager à grande vitesse l'onde d'excitation.
 - D'un système régulateur extra cardiaque : système nerveux sympathique qui accélère la fréquence cardiaque et para sympathique qui ralentit la fréquence cardiaque.
1. «Le pace maker » normal : est le nœud sinusal ou nœud de KEITH ET FLACK. La fréquence du nœud sinusal est élevée, elle est de 100 battements par minute, mais la fréquence cardiaque réelle est plus basse par action constante de parasympathique qui réalise «le frein vagal» ramenant le rythme sinusal à 70-75 par minute. La dépolarisation commence au niveau du nœud sinusal et s'étend à l'oreillette droite puis à l'oreillette gauche .Dans les oreillettes, il n'existe pas de voie de conduction spécifique [1].
 2. Le tissu nodal : comprend (**Fig 1.5**) [1].
 - Le nœud d'aschoff- tawara : il recueille l'onde d'activation à bruit pole supérieur et la conduit jusqu'au faisceau de HIS.
 - Le faisceau de HIS: c'est un pont musculaire reliant les oreillettes et les ventricules, il chemine sur la face droite du septum et se divise en deux branches droite et gauche : La branche droite est longue, la branche gauche se divise en deux branches antérieure et postérieure.
 - Le réseau de purkinje : les deux branches du faisceau de HIS se résolvent en un réseau couvrant l'endocarde des ventricules.

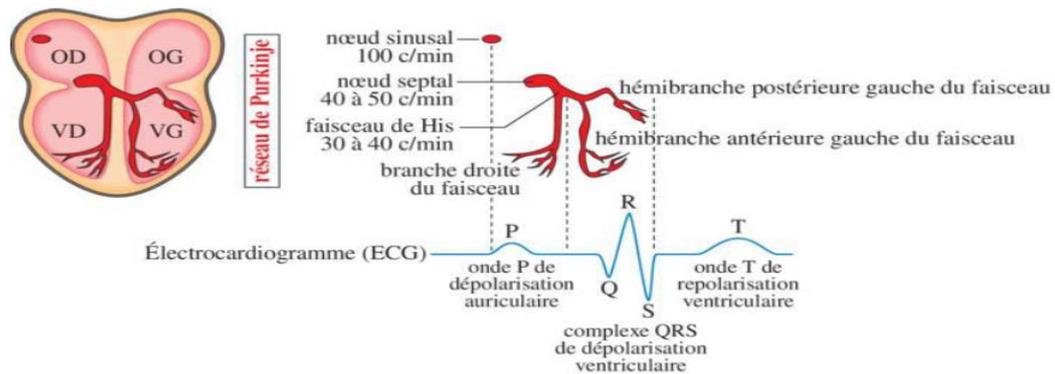


Fig 1. 5: Le tissu nodal [1]

3.5. Le cycle cardiaque

Généralement, elle est caractérisée par trois phases: **la systole auriculaire, la systole Ventriculaire et la diastole (Fig 1.6)**. Le cœur agit comme une pompe double. Chaque moitié du cœur fonctionne séparément de l'autre [2].

- **Le côté droit du cœur** : est chargé de renvoyer le sang pauvre en oxygène aux poumons pour éliminer le dioxyde de carbone et ré oxygéner le sang. L'oreillette droite reçoit le sang veineux apporté par les veines cave (supérieure et inférieure). Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule droit (la systole de l'oreillette droite) après l'ouverture de la valve tricuspide. Lorsque le ventricule droit se contracte c'est (la systole ventricule droit) le sang pénètre dans l'artère pulmonaire et dans les poumons. L'artère pulmonaire est la seule artère de l'organisme à transporter du sang pauvre en oxygène [2].
- **Le côté gauche du cœur** : reçoit le sang fraîchement oxygéné provenant des poumons et le redistribue dans tout le corps. Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche par les quatre veines pulmonaires. Ce sont les seules veines de l'organisme à transporter du sang oxygéné. Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule gauche (systole de l'atrium gauche) et doit traverser la valve mitrale pour le remplir (diastole de ventricule gauche), contrôle le débit. Les parois du ventricule gauche sont trois fois plus grosses que les parois du ventricule droit. L'épaisseur du muscle cardiaque donne au ventricule gauche la puissance nécessaire pour pomper

le sang dans tout le corps (la systole ventriculaire gauche), de la tête aux pieds. Lorsque votre cœur se contracte, le sang est propulsé à travers la valve aortique dans l'aorte, qui est le plus gros vaisseau de l'organisme, il est ensuite distribué dans le corps par l'intermédiaire d'un réseau d'artères [2].

Cette fonction mécanique cardiaque est la conséquence d'une activation électrique organisée du myocarde. Pour accomplir cette fonction de pompe, le myocarde est constitué principalement de deux types de tissus : Le tissu de conduction ou tissu nodal et le tissu myocardique contractile C.

Donc, le fonctionnement des cellules musculaires se compose de trois étapes principales suivantes [2]:

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

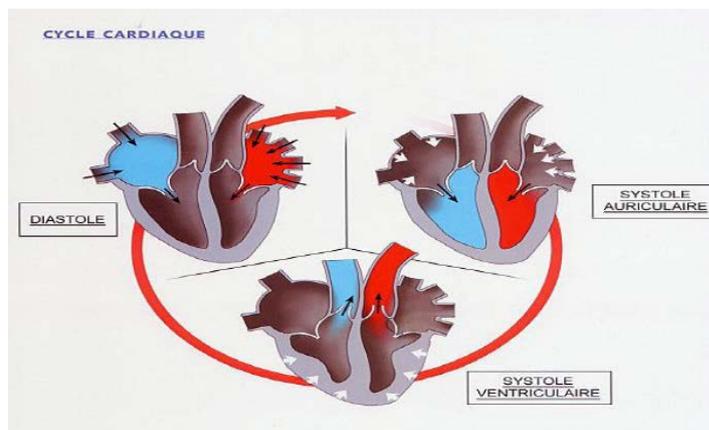


Fig 1. 6: Cycle cardiaque [2]

4. Phonocardiogramme

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

Le PCG C'est l'enregistrement au niveau de la face antérieure du thorax des vibrations produites par les bruits cardiaques, il permet donc d'enregistrer les bruits normaux (B1, B2), les bruits surajoutés et les souffles.

Le PCG est composé de deux types de bruits acoustiques: les bruits du cœur et les murmures cardiaques. Dans un cycle cardiaque, jusqu'à quatre bruits du cœur peuvent être trouvés: B1, B2, B3 et B4. B1 et B2 sont des bruits normalement observés chez tous les sujets (**Fig. I.7**) [3].

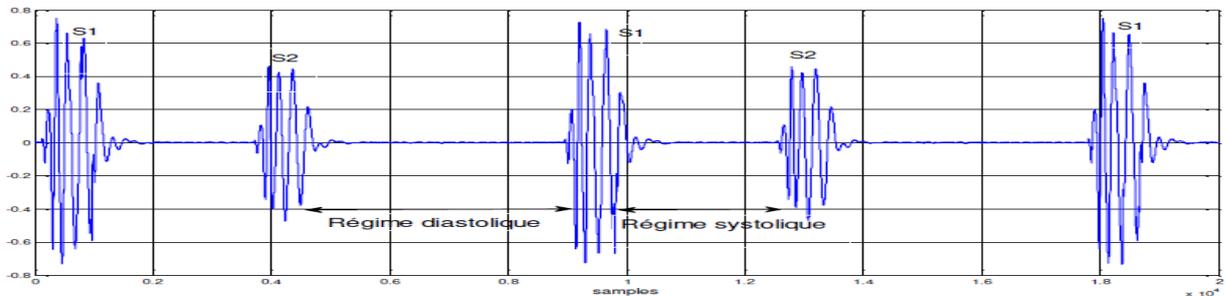


Fig 1. 7: Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal [3]

4.1. Les courbes de pression

4.1.1. La courbe de pression ventriculaire

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

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

La contraction du ventricule se poursuit ; les valves auriculo ventriculaires et sigmoïdes sont fermées ; la pression ventriculaire s'élève rapidement et devient

supérieure à la pression dans les gros vaisseaux ; d'où l'ouverture des valves sigmoïdes ; elle correspond à la première partie ascendante de la courbe [4].

- b. **Phase d'éjection**: elle commence après l'ouverture des sigmoïdes ; elle comprend plusieurs phases [3]:
- Phase d'éjection rapide : qui correspond à la deuxième partie ascendante de la courbe ; c'est la phase pendant laquelle la pression continue d'augmenter rapidement.
 - Phase d'éjection lente: qui correspond au sommet de la courbe.
 - La proto diastole de wiggers : pendant laquelle la pression ventriculaire chute rapidement mais reste supérieure à la pression aortique, elle correspond à la première partie descendante de la courbe.

Lorsque la pression ventriculaire devient inférieure à la pression dans les gros vaisseaux, il y a fermeture des valves sigmoïdes ce qui correspond au deuxième bruit cardiaque qui marque la fin de la systole et le début de la diastole.

2. **La diastole ventriculaire** : se décompose en 02 phases, une phase de relaxation et une phase de remplissage [4].

- a. **Phase de relaxation** : durant cette phase les valves auriculo ventriculaires et sigmoïdes sont fermées ; la pression dans le ventricule continue à diminuer ce qui correspond à la deuxième partie descendante de la courbe : c'est la relaxation iso volumétrique.
- b. Lorsque la pression dans le ventricule devient inférieure à la pression dans l'atrium, il y a ouverture des valves auriculo ventriculaires [4].**Phase de remplissage** : elle commence dès l'ouverture des valves auriculo ventriculaires ; elle comprend plusieurs phases [4]:
- Phase de remplissage rapide : elle correspond à la dernière partie descendante de la courbe ; la pression dans l'oreillette est supérieure à la pression dans le ventricule ; d'où remplissage rapide du ventricule. Les 03 bruits cardiaques correspondent à la fin de cette phase.

- Phase de remplissage lent : la pression dans le ventricule commence à s'élever lentement alors que la pression dans l'atrium continue à diminuer, le ventricule poursuit bruit remplissage.
- Phase de diastasis : qui est la phase pendant laquelle il y a égalité des pressions dans le ventricule et l'oreillette, c'est une période de repos complet pour le cœur. Lorsqu'il y a accélération de la fréquence cardiaque, cette phase diastasis disparaît.
- Phase de remplissage actif : pendant laquelle il existe une élévation transitoire de la pression ventriculaire qui est due à la systole auriculaire qui chasse le sang restant dans l'atrium vers le ventricule et termine ainsi le remplissage du ventricule ; cette phase correspond aux quatre bruits cardiaques.

4.1.2. La courbe de pression auriculaire

- La systole auriculaire : c'est la contraction de l'atrium, elle s'accompagne d'une augmentation de la pression dans l'atrium qui se traduit dans la courbe sous la forme de (l'onde a) [3].
- Le sang chassé dans le ventricule lors de la systole auriculaire complète le remplissage ventriculaire qui s'accompagne d'une augmentation de pression dans ce dernier qui devient supérieure à la pression auriculaire d'où la fermeture des valves auriculo ventriculaire au point (z).
- La fermeture des valves a-v s'accompagne d'un bombement des valves (dans l'oreillette, ce qui entraîne un ressaut de la pression qui se traduit par (l'onde c).
- La diastole auriculaire est traduite par une diminution de pression qui est enregistrée sur la courbe sous forme du (creux x).
- L'arrivée du sang par les veines pulmonaires entraîne une augmentation de la pression auriculaire qui correspond à (l'onde v).
- Dès l'ouverture des valves a-v ; la pression auriculaire chute rapidement du fait du remplissage ventriculaire ; ce qui se traduit par le (creux y).
- il y a ensuite égalisation des pressions entre l'atrium et le ventricule, puis survient de nouveau la systole auriculaire (onde a) qui termine la vidange de l'oreillette et le remplissage du ventricule.

4.1.3. La courbe de pression au niveau des gros vaisseaux

- L'ouverture des sigmoïdes : se traduit lorsque la pression ventriculaire est supérieure à la pression aortique.
- Il existe alors une élévation brusque de la pression qui est parallèle à l'augmentation de la pression dans le ventricule ce qui correspond à l'éjection rapide, puis la pression se stabilise en même temps que celle du ventricule pendant la phase d'éjection lente puis elle décroît.

Lorsque la pression dans l'aorte devient supérieure à celle de ventricule, il y a fermeture des sigmoïdes qui est immédiatement suivie d'un ressaut de pression.

- Puis la pression décroît progressivement dans l'aorte pendant la diastole, mais elle reste toujours supérieure à la pression du ventricule pendant cette période, cette chute de pression est due à la fuite du sang dans les artères périphériques (Fig 1.8).

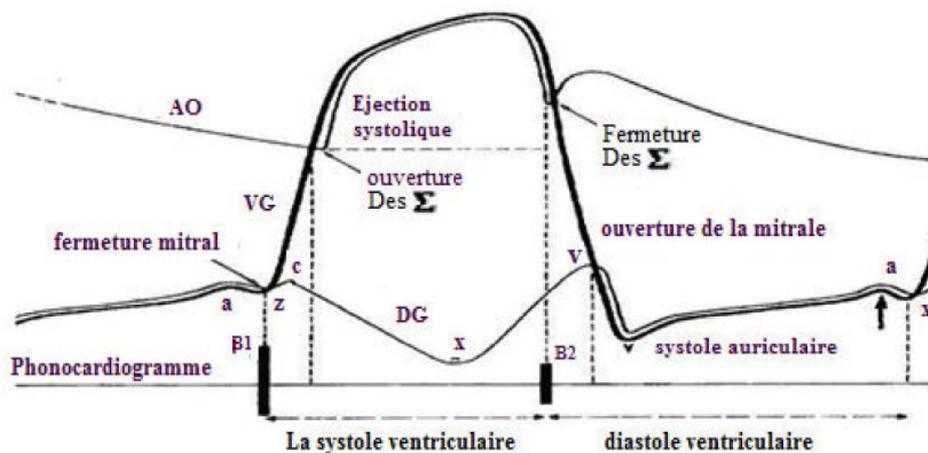


Fig 1. 8: Courbe de pression [3]

5. Les bruits et les souffles cardiovasculaires

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

5.1. Les bruits cardiaques

5.1.1. Le premier bruit (B1)

Le bruit B1 correspondant au début de la systole ventriculaire, il est dû à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires qui a lieu lorsque la pression intra ventriculaire devient supérieure à la pression intra auriculaire. Ce premier bruit est constitué de deux composantes : la composante mitrale (M1) qui précède la composante tricuspide (T1). Il est caractérisé par une amplitude forte et sa durée longue (100-200ms) par rapport aux autres bruits (B2, B3, B4), son spectre de fréquence se situe principalement entre 10-200 Hz. L'ouverture des valves sigmoïdes est inaudible [3-4].

5.1.2. Le deuxième bruit (B2)

Le bruit B2 marque la fin de la systole ventriculaire signifiant le début de la diastole, il est dû à la fermeture des valves sigmoïdes qui a lieu lorsque la pression ventriculaire devient inférieure à la pression artérielle au-dessus des sigmoïdes. Ce deuxième bruit est constitué de deux composantes : la composante aortique (A2) précédant la composante pulmonaire (P2). B2 a une durée minimale de 80 ms, sa durée est courte si comparé à celle de B1 du fait de la forme semi lunaire des valves aortique et pulmonaire qui se ferme rapidement. Les composants de fréquence de B2 sont généralement plus élevés que ceux de B1 et son spectre se situe principalement entre 50-250Hz [4-3].

5.1.3. L'ouverture de la mitrale

Cette ouverture a lieu lorsque la pression intra ventriculaire devient inférieure à la pression auriculaire, elle est normalement inaudible [2].

5.1.4. Le troisième bruit (B3)

Correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule, il se produit 0.15 secondes après la composante aortique du deuxième bruit. C'est un signal de faible fréquence et de faible intensité qui peut être entendu au début de la phase diastolique (juste après B2), B3 est considéré normal pour les enfants et l'adulte comme il peut être signe de maladie chez les vieux [3-4].

5.1.5. Le quatrième bruit (B4)

Correspond à la systole auriculaire ou phase de remplissage actif du ventricule; normalement inaudible de faible fréquence et faible intensité, se produit à la fin du régime diastolique (juste avant B1). B3 et B4 accompagnent souvent d'autres maladies cardiaques congénitales [3-4].

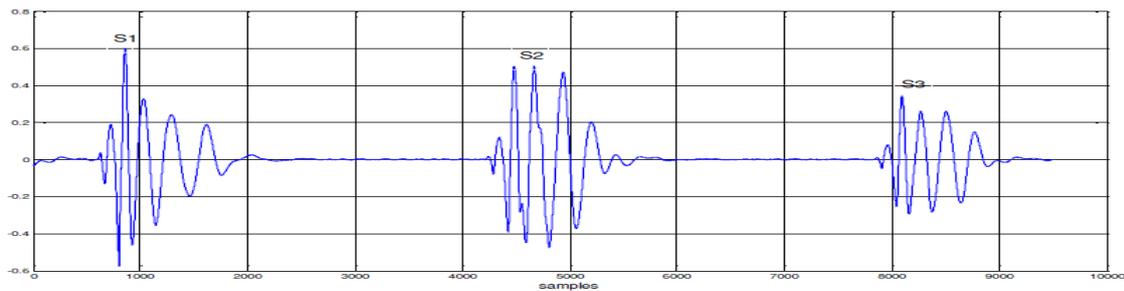


Fig 1. 9: Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (B3) [4]

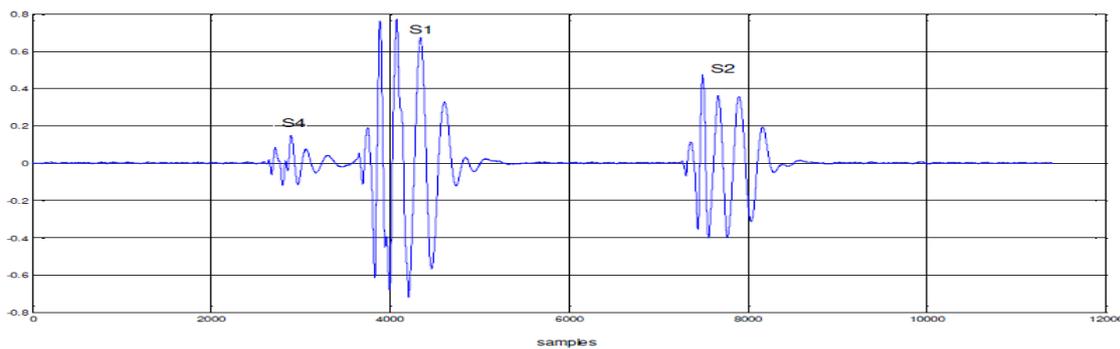


Fig 1. 10: Représentation d'un cycle cardiaque contenant le signal (B4) [4]

5.2. Les souffles cardiaques

Un souffle est un phénomène bruit ore d'une durée plus longue et doux que celle d'un bruit, il est produit par l'écoulement du sang d'une zone de haute pression vers une zone de basse pression à travers d'un orifice rétrécie. Selon la position des souffles dans le cycle cardiaque on distingue [2]:

- a. **Souffles systoliques** : se produisent entre B1 et B2 et sont classés comme début, milieu ou fin systolique ou holosystolique (occupant toute la systole).
- b. **Souffles diastoliques** : se produisent entre B2 et B1 et sont classés comme début, milieu ou fin de la diastole.

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

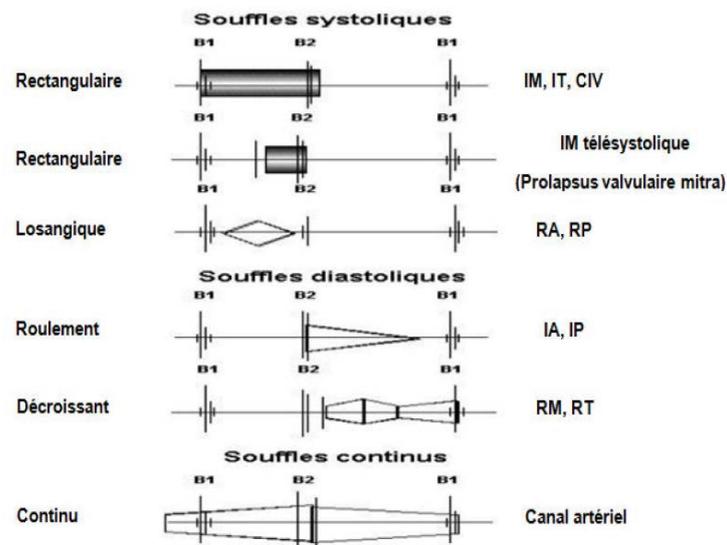


Fig 1. 11: Caractérisation schématique des différentes variétés des souffles que l'on peut rencontrer pendant la révolution cardiaque [2]

5.2.1. Les souffles diastoliques

1. Rétrécissement mitral

Le rétrécissement mitral réalise un obstacle au remplissage diastolique du ventricule gauche avec réduction de l'orifice mitral fonctionnelle (Surface mitrale inférieure à 2.5 cm^2). Le passage du sang à travers cette valve rétrécie va produire un souffle diastolique bien entendu autour de la région mitrale [4].

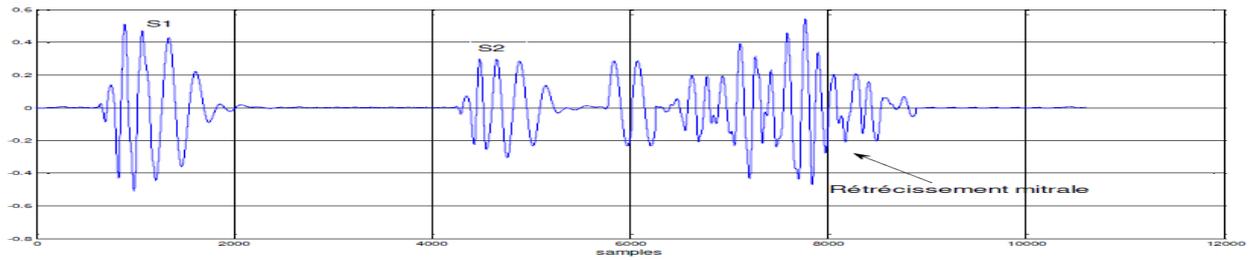


Fig 1. 12: Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement mitral [4]

2. Insuffisance aortique

L'insuffisance aortique "IA" se caractérise par un reflux anormal (régurgitation) du sang de l'aorte dans le ventricule gauche pendant la diastole. Elle survient lorsque la valve aortique du cœur ne se ferme pas complètement [4].

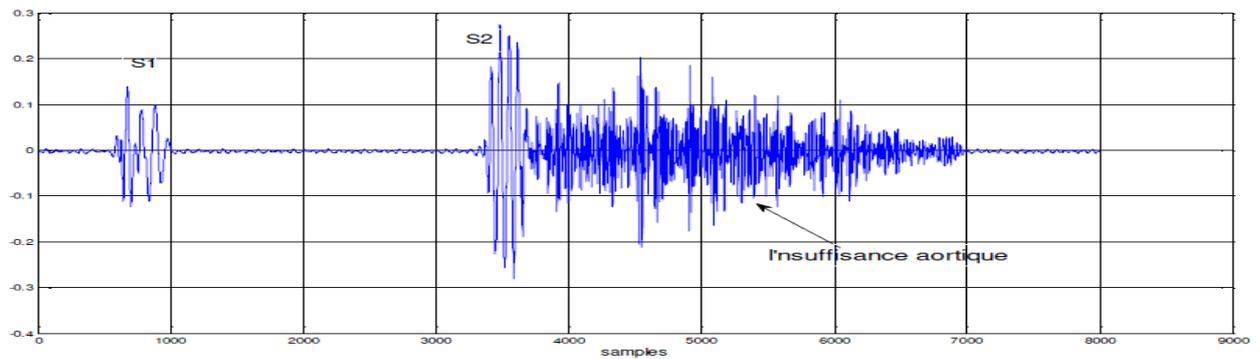


Fig 1. 13: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une insuffisance aortique [4]

5.2.2. Les souffles systoliques

1. Rétrécissement aortique

C'est la réduction de la surface de l'orifice aortique (normalement de 3 cm^2) qui fait obstacle à l'éjection du sang du ventricule gauche aux différents organes pendant la systole [4].

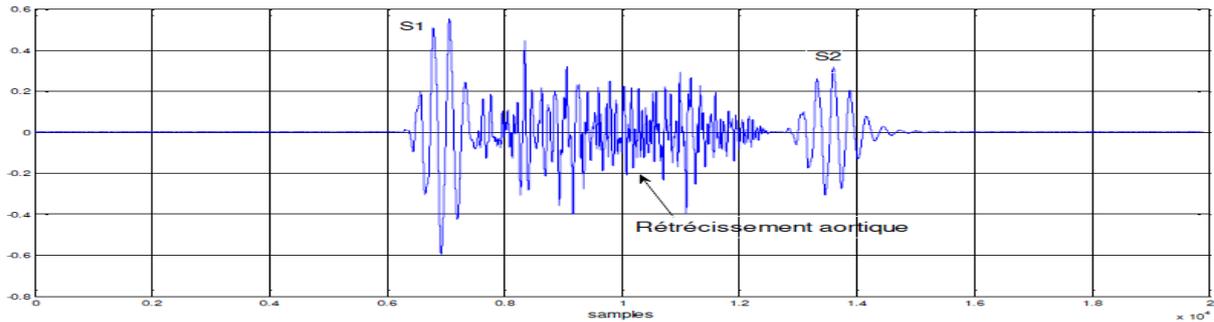


Fig 1. 14: Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement aortique de forte intensité [4]

2. Insuffisance mitrale

L'insuffisance mitrale "I.M" est caractérisée par le reflux systolique du sang du ventricule gauche vers l'oreillette gauche du fait de la perte d'étanchéité de la valve mitrale. La conséquence sera une surcharge volumétrique du ventricule gauche et une augmentation des pressions dans l'oreillette gauche et dans la circulation pulmonaire [4].

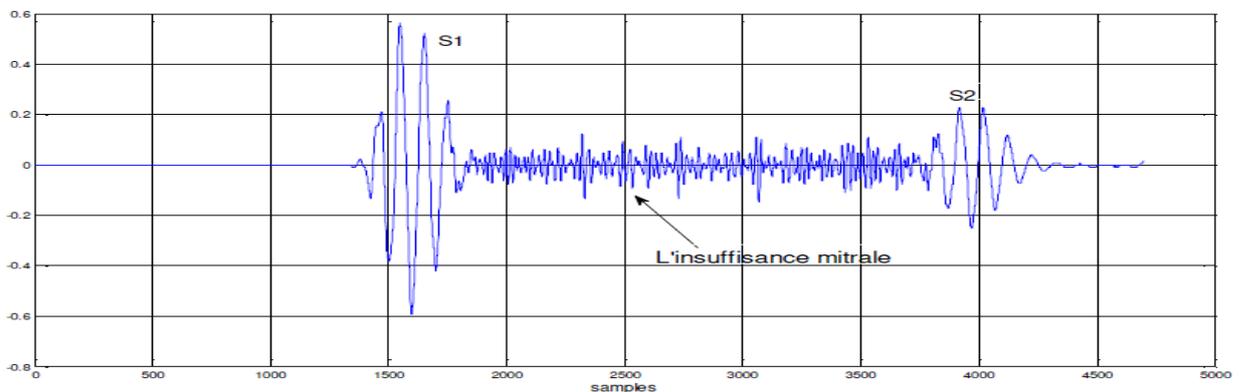


Fig 1. 15: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une régurgitation mitrale [4]

3. Rétrécissement pulmonaire

La valvule pulmonaire (qui permet au sang de circuler du ventricule (cavité inférieure) droit du cœur vers les poumons) devient rétrécie. Par conséquent, le ventricule droit doit pomper plus fort que la normale pour surmonter cet obstacle. Cela peut causer une surcharge du ventricule droit et provoquer une augmentation de bruit volume [4].

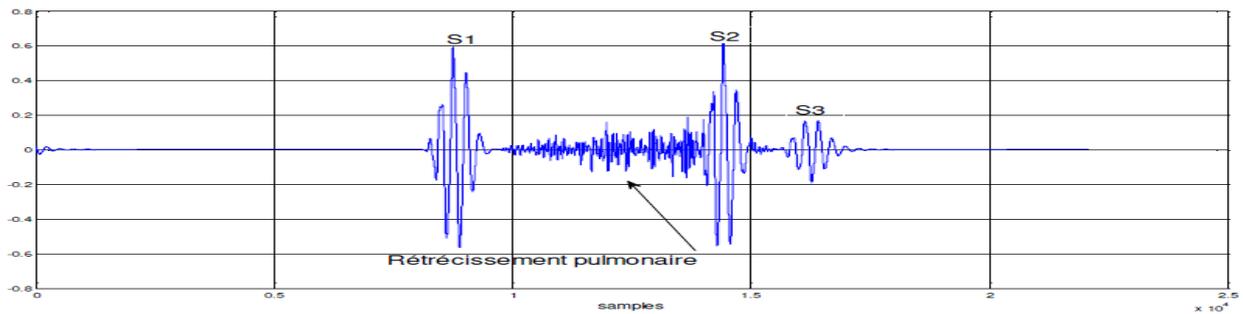


Fig 1. 16: Représentation d'un cycle cardiaque contenant un rétrécissement pulmonaire accompagné par un bruit ou un souffle B3 [4]

4. Communication inter-ventriculaire

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

Dans le cœur normal, la cloiture qui sépare les ventricules droit et gauche, dénommée «septum inter-ventriculaire», est totalement hermétique. Une CIV correspond à la présence d'un orifice plus ou moins large dans cette cloiture, permettant un passage direct du sang d'un ventricule vers l'autre. Les conséquences de cette malformation dépendent essentiellement de la taille de la communication. L'évolution d'une CIV dépend de sa localisation sur le septum, certaines étant susceptibles de se fermer spontanément dans les mois ou les années suivant la naissance. A l'auscultation cardiaque on note un souffle systolique diffus (en rayons de roue) dont l'intensité est inversement proportionnelle à la taille de la communication. L'intensité du souffle ne reflète donc absolument pas la gravité de la CIV (on pourrait même écrire au contraire...) [4].

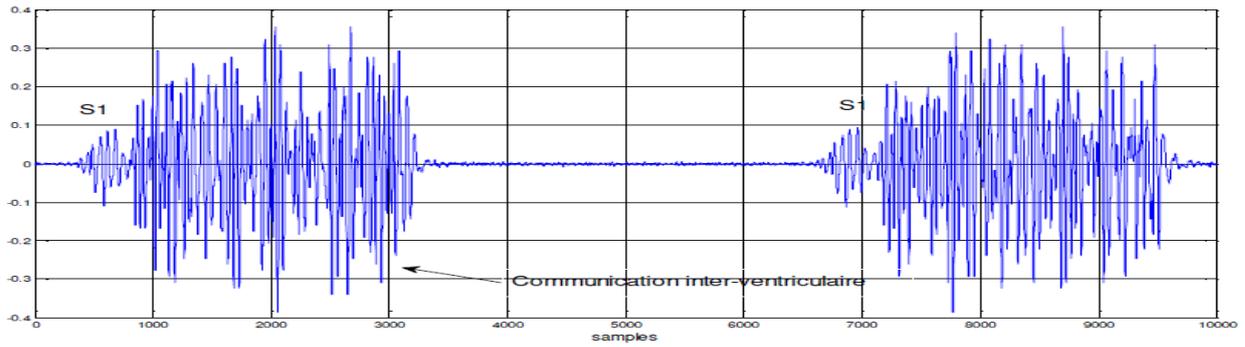


Fig 1. 17: Représentation d'un cycle cardiaque contenant une communication inter-ventriculaire [4]

6. Conclusion

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

Le signal phonocardiogramme PCG est l'outil de diagnostic 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 nécessite l'utilisation de technique de traitement de signal. Pour cela, il y a plusieurs méthodes d'analyse de traitement de signal afin de filtrer et d'extraire les différents composants.

CHAPITRE II

Notions théoriques sur la transformée en ondelettes

1. Introduction

Durant ces vingt dernières années, l'analyse temps-fréquence a fait l'objet de très nombreuses études, grâce auxquelles un grand nombre d'outils sont à présent disponibles [5], [6], [7], [8]. Mais bien que ces outils s'appuient sur des fondements théoriques clairement établis, leur champ d'application est souvent limité par des contingences pratiques. Une première contingence est liée à la difficulté d'obtenir des représentations temps-fréquence faciles à lire et à interpréter, particulièrement par des bruits inexpérimentés.

Enfin, les outils temps-fréquence se sont souvent développés dans un but d'analyse sans tenir compte du fait que l'obtention d'une représentation temps-fréquence n'est souvent pas le but final de leur utilisation, mais plutôt une étape nécessaire à la formulation d'un traitement (mesure, détection, classification, . . .) dont on espère alors qu'il soit performant dans des situations non stationnaires.

Apporter une réponse à ces besoins pratiques est la motivation principale à la proposition de post-traitements succédant à la première phase d'analyse (temps-fréquence).

La méthode basée sur la représentation des coefficients d'ondelettes continues, à laquelle ce chapitre est consacré, est une des solutions possibles.

2. Etat de l'art sur l'analyse automatique des signaux cardiaques

L'intérêt de l'analyse et du traitement des bruits auscultatoire, dont les signaux PCG, a été remarquable pendant les dernières années.

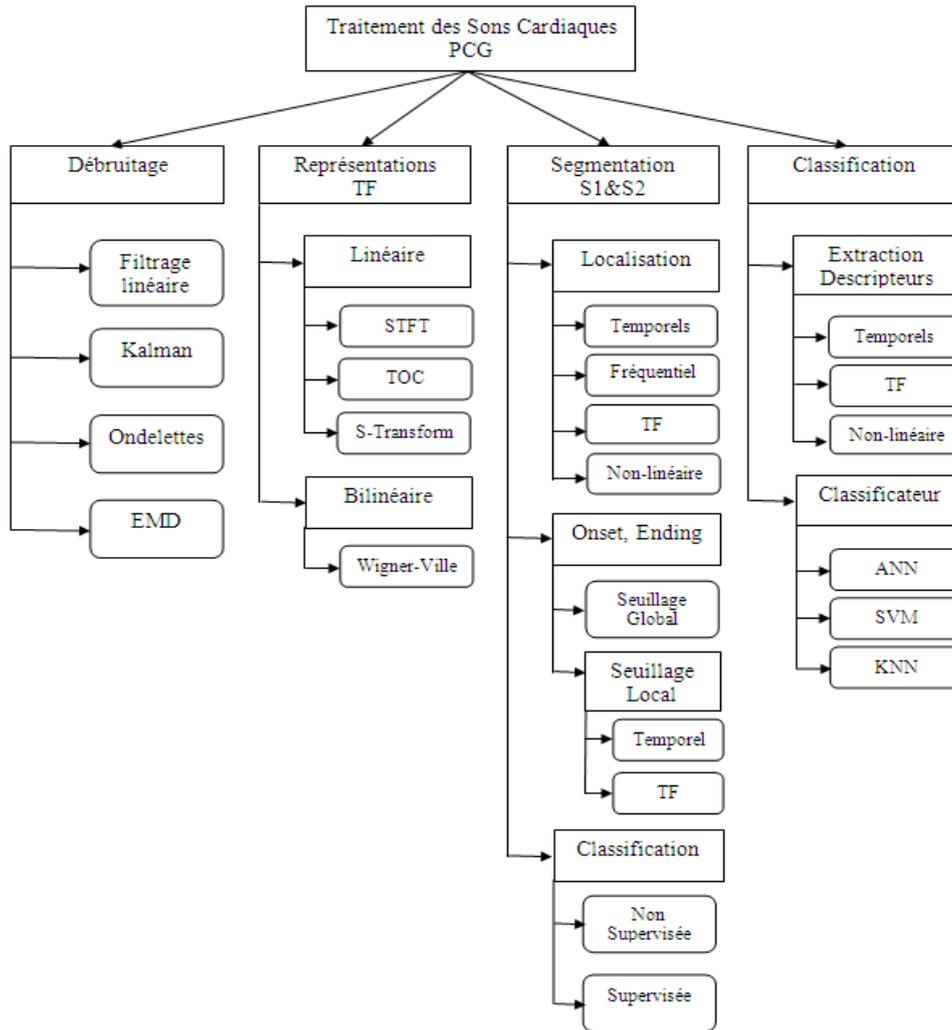


Fig 2. 1: Les grandes lignes des contributions qui ont été proposées dans la littérature concernant le domaine du traitement des bruits cardiaques PCG [8]

L'analyse des bruits cardiaques par auscultation, basée seulement sur l'oreille humaine, reste insuffisante pour un diagnostic fiable des cardiopathies et pour qu'un clinicien puisse obtenir toutes les informations qualitatives et quantitatives de l'activité cardiaque. Ces informations comme la localisation temporelle des bruits du cœur, le nombre de leurs composantes internes, leur contenu fréquentiel, l'importance des souffles diastoliques et systoliques, peuvent être étudiées directement sur le signal PCG par l'utilisation de méthodes et de techniques numériques du traitement de signal. [9]

Nous pouvons diviser les contributions dans le domaine de l'analyse et traitement automatique et semi-automatique des signaux PCG en quatre groupes essentiels (Fig 2.1) :

- Les méthodes qui s'intéressent au débruitage des signaux PCG afin de mieux explorer les différentes composantes du signal. Plusieurs outils ont été appliqués, comme le filtrage linéaire classique, le filtrage adaptatif [10], l'utilisation de filtre de Kalman[7], le débruitage par ondelettes [12] et plus récemment le débruitage des signaux cardiaques par décomposition modale empirique [13].
- La recherche d'une représentation Temps-Fréquence (TF) du signal PCG qui permet de mettre en exergue les propriétés temporelles et fréquentielles de ses différentes composantes. Les limitations de la transformée de Fourier standard dans le domaine de traitement des signaux non-stationnaires, comme les signaux PCG, étaient une motivation pour explorer les transformées les plus adaptées à ce type de signaux, comme les transformées TF linéaires, nous citons par exemple, la transformée de Fourier à court terme (STFT) [14], la transformée d'ondelettes [15]. la transformée en S [16] et les transformées bilinéaires, comme la transformée de Wigner-Ville [17].
- Le processus de segmentation des signaux PCG est une étape cruciale dans l'analyse des signaux cardiaques. Elle consiste à décomposer le signal PCG en quatre parties essentielles : B1, systole, B2 et diastole. Cette phase est la référence sur laquelle toute étude de pathologie se basera. La phase de segmentation peut être décomposée en 3 sous phases ; la localisation de B1 et B2, la détection des ses extrémités et la classification. Concernant la localisation, plusieurs méthodes ont été proposées comme l'énergie de Shannon, [18], le filtrage homomorphique [19], le produit multi-échelles [20], la transformée en S et les réseaux RBF [21]. Nous classifions ces méthodes en fonction des domaines où elles s'appliquent ; temporel, fréquentiel, temps-fréquence (TF) et domaine non-linéaire (Fig 2.1).
- La phase de classification des signaux PCG a un lien direct avec le diagnostic médical. C'est une phase cruciale dans la classification est l'extraction des descripteurs à partir des différentes composantes du signal PCG. Des descripteurs TF ont été

proposés pour évaluer la sévérité de sténose aortique [22], pour évaluer la sévérité d'une insuffisance mitrale [23] et pour discriminer entre B1 et B2 [24] (ce qui a un lien également avec la phase de classification de la partie de segmentation de B1 et B2).

Des descripteurs non-linéaires ont été explorés pour classifier entre différentes maladies des valves cardiaques [25] comme les méthodes de localisation : Nous divisons les descripteurs utilisés dans la littérature en fonction des domaines où ils s'appliquent (temporel, TF et non-linéaire).

Différents classificateurs ont été également utilisés, comme les réseaux de neurones (ANN : Artificial Neural Networks) pour discriminer entre les bruits normaux et pathologiques [26]. Le K plus proches voisins (KNN) pour classifier les souffles systoliques [27]. Les SVM (Support Vectors Machine) pour l'identification des maladies valvulaires [28,29].

3. La théorie des ondelettes

3.1. La transformation de Fourier

Soit $x(t)$, un signal généralement complexe et dépendant de la variable $t \in \mathbb{R}$. Sa transformée de Fourier $X(f)$, dépendant de la variable duale f , peut être interprétée comme le coefficient de la décomposition de $x(t)$ sur une base de signaux exponentiels complexes, notés $\phi_f(t) = \exp(2i\pi ft)$:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) \phi_f(t) df \quad (2.1)$$

Pour exprimer le coefficient de la décomposition $X(f)$ de $x(t)$, il est nécessaire de définir un produit scalaire dans l'espace des signaux :

$$(x_1(t), x_2(t)) = \int_{-\infty}^{+\infty} x_1(t) x_2^*(t) dt \quad (2.2)$$

Ainsi, $X(f)$ n'est que le produit scalaire de $x(t)$ avec le signal $\phi_f(t)$ de la base :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \phi_f^*(t) dt \quad (2.3)$$

Soit
$$x(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-2i\pi ft} dt \quad (2.4)$$

Interprétation de l'équation (2.4) [30]

Le signal $x(t)$, est multiplié par un terme exponentiel, à certaine fréquence f qui peut être écrit :

$$\cos(2\pi ft) + i \sin(2\pi ft) \quad (2.5)$$

- Et puis intégré (additionner tous les termes du produit) sur tous le temps. Si le résultat de cette intégration est une grande valeur, alors nous concluons que le signal $x(t)$ a une composante spectrale dominante à la fréquence f . Ceci signifie que la majorité de ce signal est composée de la fréquence f .
- Si le résultat de cette intégration est une petite valeur, alors nous concluons que le signal $x(t)$ n'a pas de composante spectrale dominante et majoritaire à la fréquence f .
- Si le résultat est nul, alors le signal ne contient pas du tout la fréquence f .

Le signal est multiplié avec le terme sinusoïdal de la fréquence f . Si le signal a une composante de la fréquence f d'amplitude élevée, alors cette composante et le terme sinusoïdal coïncideront, et leur produit donnera (relativement) une grande valeur. Ceci montre que le signal possède une fréquence majoritaire de f .

Pendant, si le signal n'a pas une composante de fréquence de f , le produit sera nul, donc le signal n'a pas une composante de fréquence de f . Si la fréquence f , n'est pas une composante importante du signal $x(t)$, alors le produit donnera (relativement) une petite valeur. Ceci signifie que, la composante de fréquence f dans le signal $x(t)$, a une petite amplitude, donc elle n'est pas une composante importante de $x(t)$.

L'information fournie par l'intégrale, correspond à tous les instants de temps, puisque l'intégration est de $-\infty$ à $+\infty$ sur le temps. Il suit qu'à n'importe quel instant du temps la composante avec la fréquence f apparaît, elle affectera également aussi bien le résultat de l'intégration. En d'autres termes, si la composante f de fréquence apparaît au temps $T1$ ou au temps $T2$, il y aura le même effet sur l'intégration.

C'est pourquoi la transformée de Fourier n'est pas appropriée si le signal a une fréquence variable dans le temps (non stationnaire). Si uniquement, le signal a une composante de fréquence f à tout moment (pour toutes les valeurs de f (stationnaire)) alors le résultat obtenu par la transformée de Fourier a un sens.

La figure 2.2.a (Fig 2.2) nous montre un exemple de trois signaux continus, qui ont une amplitude comprise entre -1 et 1. On voit bien à vue d'œil que c'est des signaux périodiques à une certaine fréquence (5Hz, 25Hz et 50Hz), mais il nous est impossible d'en déterminer la fréquence exacte à l'œil nu.

Si on y applique une transformée de Fourier, on va afficher ces signaux en fréquence, par contre, nous perdrons la notion de temps (le temps n'y plus représenté) tel que démontrer dans la figure 2.2.b (Fig 2.2).

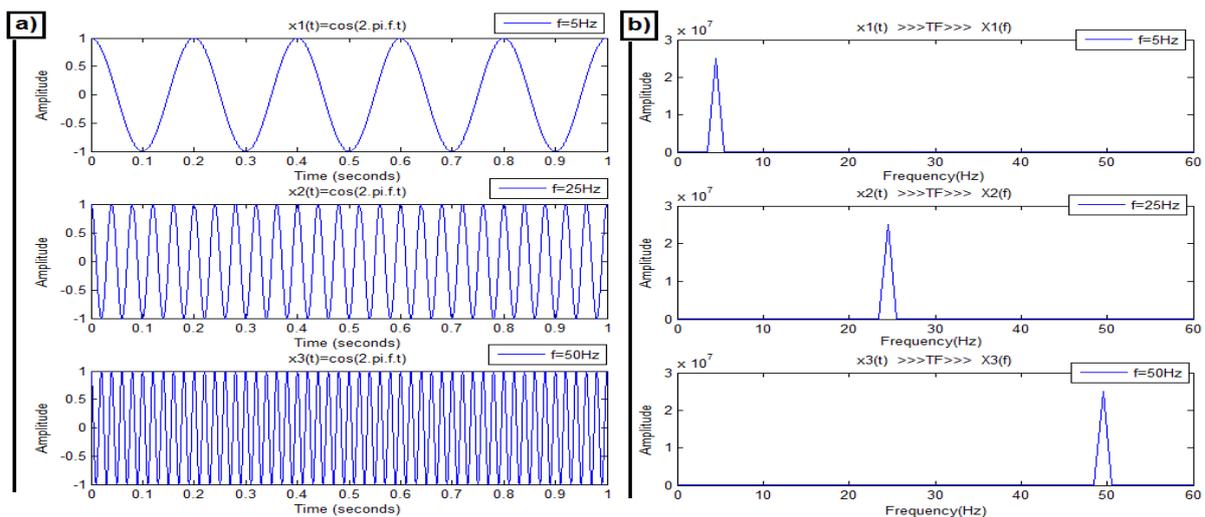
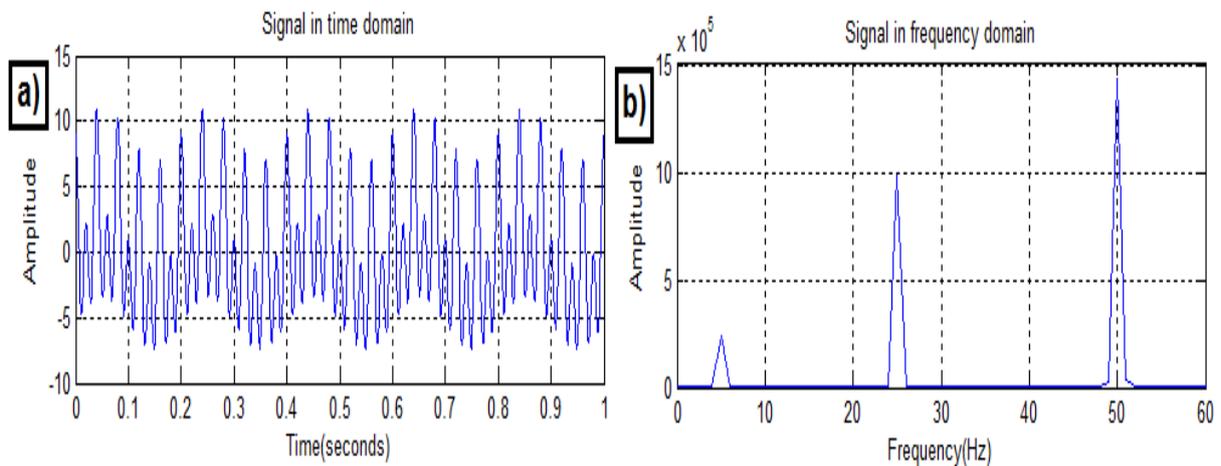


Fig 2. 2: Représentation du signal $x(t)=\cos(2\pi ft)$ avec différentes fréquences (5Hz, 25Hz et 50Hz) : a) Représentation temporelle ; b) Représentation fréquentielle. [30]

La transformée de Fourier permet de décomposer efficacement un signal complexe (signal a plusieurs composantes fréquentielles) en une suite de fréquences (Fig 2.3). Elle n'est efficace que sur les signaux stationnaires (signaux dont le contenu en fréquence ne change pas dans le temps).



**Fig 2. 3: Représentation du signal $x(t) = \cos(2\pi 5t) + \cos(2\pi 25t) + \cos(2\pi 50t)$:
a) Représentation temporelle ; b) Représentation fréquentielle. [30]**

Limitations de la transformation de Fourier

L'analyse spectrale basée sur la transformée de Fourier (FFT) fournit une bonne description des signaux stationnaires. Malheureusement, cette technique a de nombreuses limitations quand les signaux à analyser sont non stationnaires (Fig 2.4).

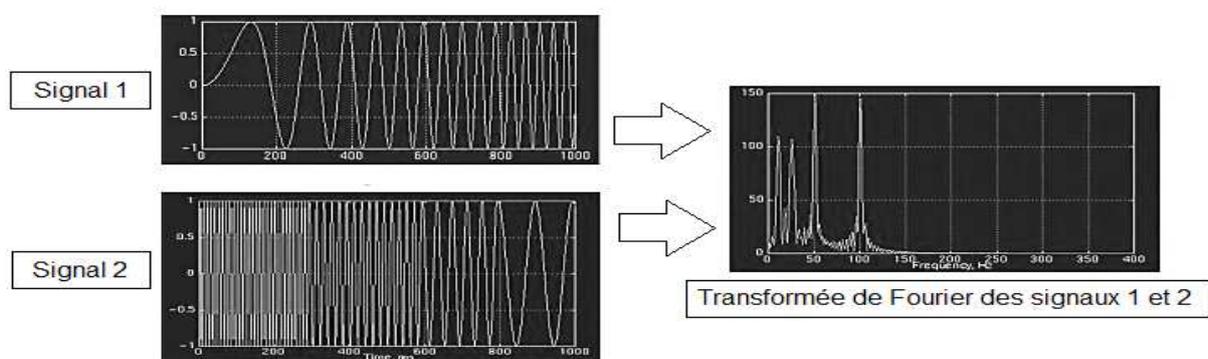


Fig 2. 4: Transformée de Fourier de deux signaux non stationnaires différents.[30]

Dans l'exemple de la figure ci-dessus, nous avons deux signaux non stationnaires, la transformée de Fourier nous donne une représentation unique alors que les deux signaux sont complètement différents dans le domaine temporel (manque évident de **localisation temporelle**). Aucune information de fréquence n'est disponible dans le domaine temporel et aucune information temporelle n'est disponible dans la FFT du signal.

En effet, l'analyse de Fourier permet de connaître les différentes fréquences excitées dans un signal, c'est-à-dire bruit 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 sinusoïdes qui oscillent indéfiniment sans s'amortir.

Cette analyse montre ses limites dès lors où elle ne donne pas la localisation temporelle de ses composantes fréquentielles représentées par les pics du spectre. En fait, cette information est cachée dans la phase du spectre.

Dans ce cas, la solution sera de calculer les spectres instantanés pour chaque pas temporel du signal. Les outils pour atteindre ce but sont appelés techniques d'analyse temps-fréquence. Plusieurs méthodes existent et aucune ne prédomine sur l'autre. Leur utilisation va dépendre de l'application visée, des avantages et des inconvénients de chacune pour faire apparaître les informations recherchées. Deux méthodes sont détaillées par la suite :

- La transformée de Fourier à court terme (TFCT).
- La transformée en ondelettes continue (TOC).

3.2. La transformée de Fourier à court terme

L'idée de la transformée de Fourier à court terme (TFCT) est de partager un signal non stationnaire en fractions supposées stationnaires. Pour chaque fraction temporelle, une transformée de Fourier est appliquée. Le signal est découpé au moyen d'une fenêtre « h » où l'indice t représente le positionnement temporel de cette fenêtre et donc le positionnement du spectre correspondant (Fig 2.5). La formule suivante résume le principe :

$$F_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(u)h^*(u-t)e^{-2i\pi fu} du \quad (2.6)$$

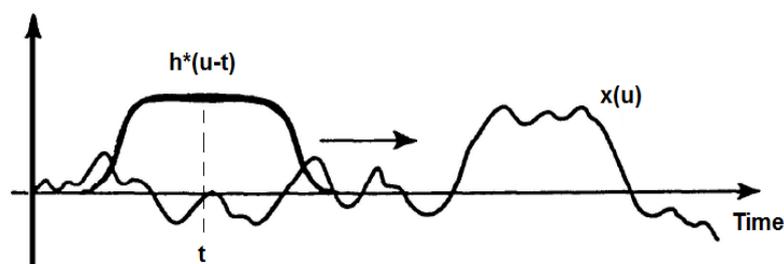


Fig 2. 5: Le signal non stationnaire $x(u)$ et la fenêtre à court terme $h^*(u-t)$ centrée en t . [30]

Le signal est caractérisé par $x(t)$, h est une fonction de fenêtrage centrée en t . Pour obtenir la représentation spectrale autour de t , il suffit de déplacer par translation la fenêtre h et d'effectuer une transformation de Fourier sur le signal ainsi fenêtré. Cette fonction peut être de même vue comme le coefficient $F_x(t, f)$ de la décomposition du signal x sur une base de signaux $h_{t,f}$ chaque signal se déduisant de la fenêtre mère h par une translation temporelle t et fréquentielle ν (actions du groupe des translations en temps et en fréquence):

$$h_{t,f}(u) = h(u - t)e^{2i\pi fu} \quad (2.7)$$

Sous réserve que la fenêtre mère h soit d'énergie unité (condition dite d'admissibilité), le signal $x(u)$ s'exprime alors comme combinaison linéaire d'atomes élémentaires $h_{t,f}(u)$ pondérés par un coefficient $F_x(t, f)$:

$$x(u) = \int_{-\infty}^{+\infty} dt \int_{-\infty}^{+\infty} F_x(t, f) h_{t,f}(u) df = \int_{-\infty}^{+\infty} dt \int_{-\infty}^{+\infty} F_x(t, f) h(u - t) e^{2i\pi fu} df \quad (2.8)$$

La condition d'admissibilité est :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |h(t)|^2 dt \quad (2.9)$$

La fenêtre mère h peut être choisie arbitrairement, la plus simple étant la fonction créneau sur une durée T d'analyse mais il est également judicieux de choisir toute fonction possédant à la fois une bonne localisation temps-fréquence (Ex : la fenêtre de Hamming, Hanning, de Gauss ... Ainsi qu'une bonne régularité (décroissance rapide, fonction n fois dérivable, ..).

Limitations de la transformation de Fourier à court terme

La figure suivante représente un spectrogramme d'un signal non stationnaire.

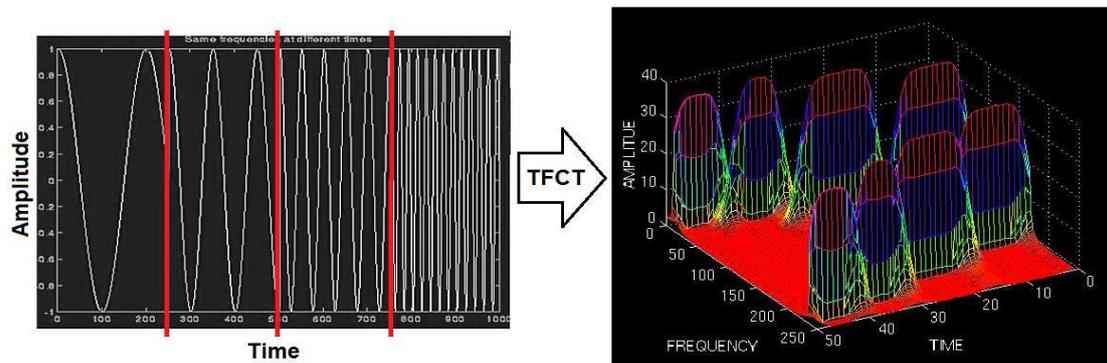


Fig 2. 6: Représentation de la transformée de Fourier à court terme d'un signal non stationnaire en utilisant une fenêtre Gaussienne de la forme : $w(t) = \exp(-at^2/2)$ ($a=0.001$ détermine la longueur de la fenêtre).[30]

μ Le graphique est symétrique en ce qui concerne la ligne de milieu de l'axe de fréquence.

(Spectrogramme en trois dimensions temps, fréquence, amplitude).

Il y a quatre crêtes correspondantes à 4 composantes différentes de fréquence. A la différence de FT, ces quatre crêtes sont situées à différents intervalles de temps le long de l'axe de temps. Grâce à cette représentation du tri dimensionnelle de la Transformée à court terme, chaque fenêtre correspond à une « montagne » [31].

On peut dire en voyant ce spectre 3D que le signal de base non stationnaire évolue selon quatre états distincts.

On peut constater malgré tout un problème de résolution au niveau du fenêtrage : On a l'impression d'une discontinuité des différentes plages de signaux (alors qu'en réalité il n'en est rien). Il faut choisir une fenêtre suffisamment étroite pour considérer chaque signal stationnaire en tenant compte du fait que :

- 1) Plus la fenêtre est étroite, plus la résolution en temps est bonne mais plus la résolution en fréquence est mauvaise ;
- 2) Plus la fenêtre est large, plus la résolution en temps est mauvaise mais plus la résolution en fréquence est bonne [32].

Mais comme $h(t)$ étroit conduit à une $H(f)$ large et vice-versa, on aura toujours un compromis à résoudre, quand il s'agit de choisir la fenêtre $h(t)$. Ce compromis est régi par le principe d'incertitude d'Heisenberg, et le meilleur choix est une fonction de type gaussien.

On ne peut savoir exactement quelle fréquence existe pour un instant donné mais seulement quelle bande de fréquence existe sur un intervalle de temps. Le mieux qu'on puisse faire est de chercher quelles composantes spectrales existent pendant un intervalle de temps donné. C'est un problème de résolution et c'est la raison principale pour laquelle les chercheurs sont passés de la transformée à court terme à la transformée en ondelettes. La TFCT donne une résolution fixe pour tous les instants alors que la TO donne une résolution variable.

Les hautes fréquences sont mieux résolues en temps et les basses fréquences sont mieux résolues en fréquence. Ceci signifie, qu'aux hautes fréquences, les composantes sont mieux localisées en temps (moindre erreur relative) qu'aux basses fréquences. Au contraire, une composante de basse fréquence est mieux localisée en fréquence qu'une composante de haute fréquence.

3.3. La transformée en ondelettes continue (TOC)

La TOC a été développé comme une approche alternative à la TFCT pour surmonter le problème de résolution. L'analyse d'ondelette est faite d'une manière semblable à l'analyse de TFCT, en un sens que le signal est multiplié par une fonction, ondelette (wavelet), semblable à la fonction de fenêtre dans le TFCT (Fig 2.7), et la transformation est calculée séparément pour différents segments du signal dans le domaine temporel.

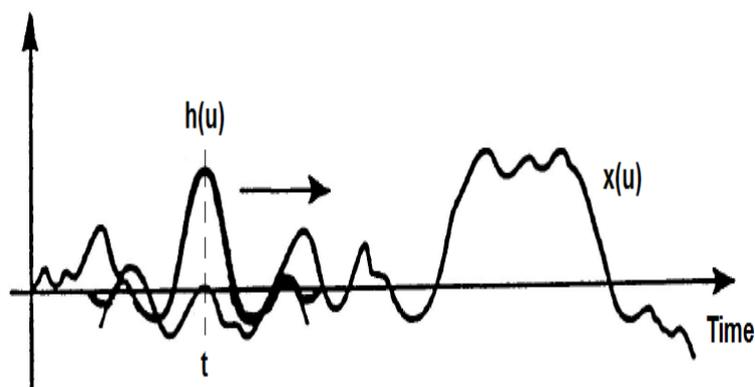


Fig 2. 7: Le signal non stationnaire $x(u)$ et l'ondelette de base $h(u)$ [32]

Définition

Partant d'une fonction mère h dépendant de t et possédant de bonnes propriétés ("assez" localisable, "assez" régulière, . . .), il est possible de générer, par l'action d'une déformation dite du groupe affine sur le signal, une famille de fonctions appelée famille d'ondelettes :

$$h_{t,u}(u) = \frac{1}{\sqrt{a}} h\left(\frac{u-t}{a}\right) \quad (2.10)$$

Où $a > 0$ est un paramètre d'échelle de contraction ($a < 1$) ou de dilatation ($a > 1$) de la fenêtre et t une translation de la fenêtre.

Une fois cette famille générée, on décompose classiquement le signal $x(t)$ sur cette famille selon le produit scalaire usuel dans l'espace des signaux. On obtient ainsi des coefficients d'ondelettes $T_X(t, a)$ qui caractérisent le coefficient de la décomposition du signal $x(t)$ dans cette base :

$$T_X(t, a) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(u) h_{t,u}^*(u) du = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(u) h_{t,u}^*\left(\frac{u-t}{a}\right) du \quad (2.11) \quad [29], [30] \text{ et } [31].$$

3.4. La transformée en ondelettes discrète (TOD)

En fait, la transformée en ondelettes (continue ou discrète) d'un signal $x(t)$ est la famille des coefficients d'ondelettes qui dépendent de deux paramètres : le changement d'échelle (dilatation) et la translation dans le temps. Suivant les besoins de l'analyse du signal $x(t)$. Ces paramètres peuvent être utilisés de façon continue (TOC) ou discrète (TOD).

L'idée de cette transformée en ondelette est de calculer la corrélation de plusieurs ondelettes (compressés ou dilatés de l'ondelette mère) avec le signal, faisant ressortir ainsi les détails et l'allure générale. L'idée de la transformée en ondelettes discrètes est de réduire cette redondance d'information introduite par l'analyse continue du signal en discrétisant les dilatations et translations à partir de l'ondelette mère.

Cependant, il est possible d'augmenter l'efficacité de la décomposition, c'est-à-dire de limiter le nombre de facteurs d'échelle à utiliser tout en conservant la même précision dans la décomposition. En choisissant des facteurs d'échelle formés de puissances de 2 (décomposition dyadique).

La Transformée en Ondelettes Discrète (TOD) part de cette considération pour aboutir à un algorithme particulièrement efficace, qui peut se comprendre facilement de manière intuitive. Une méthode très efficace pour implémenter ce schéma en utilisant des filtres a été développée en 1988 par MALLAT. En effet l'algorithme de MALLAT est un schéma classique connu dans le domaine du traitement de signal par « two-channelsubband coder » [4]. Cet algorithme engendre une transformée en ondelette rapide une boîte dans laquelle entre le signal et sortent les coefficients de la transformée en ondelette.

3.4.1. Définition

La transformée en ondelette discrète est introduit pour analyser les signaux numériques. Ceci nécessite une discrétisation des deux paramètres a et t . Les valeurs discrètes du facteur d'échelle a et du paramètre de translation t seront considérées sous la forme :

$$a = 2^{-j}, t = k \cdot 2^{-j} \text{ OU } (k, j) \in Z. \text{ Avec ces valeurs de } a \text{ et } b, \text{ l'équation (2.12) devient}$$

$$T_X(k \cdot 2^{-j}, 2^{-j}) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(u) h_{k \cdot 2^{-j}, 2^{-j}}^*(u) du = 2^{\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(u) h^*(2^j u - k) du \quad (2.12)$$

Si la fonction $x(u)$ est discrétisée, en supposant une période d'échantillonnage égale à 1 pour des bruits de simplicité, l'équation s'écrit alors :

$$T_X(k \cdot 2^{-j}, 2^{-j}) = 2^{\frac{j}{2}} \sum_n x(n) h^*(2^j n - k) \quad (2.13)$$

Pour calculer la transformée en ondelettes d'une fonction en différents points dans le plans temps-échelle. Il n'est pas nécessaire de connaître les valeurs de la fonction sur l'ensemble de l'axe des temps. Il suffit simplement de connaître les valeurs de la fonction aux temps où l'ondelette est différente de zéro.

3.4.2. Notion de détails et d'approximations

Dans sa formulation, la transformée en ondelettes peut s'interpréter comme une analyse à banc de filtres à surtension constante. Dans un tel banc, chacun des filtres (passe bande) peut se déduire d'un gabarit unique par une dilatation ou compression en fréquence. La transformation en ondelettes peut aussi être considérée comme un processus de décomposition du signal en approximations et en détails. Le signal d'origine $x(t)$, traverse

deux filtres complémentaires, passe-haut et passe-bas, et émerge en tant que deux signaux: respectivement le signal d'approximations **A** et le signal de détails **D** comme le montre la figure suivante (Fig 2.8). [36]

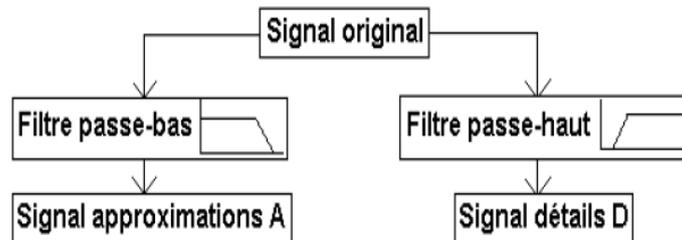


Fig 2. 8: Décomposition du signal x en approximations et détails.[36]

3.4.3. Analyse multi-résolution par la TOD

Le principe de base de la TOD est de séparer le signal en deux composantes, l'une représentant l'allure générale du signal, l'autre représentant ses détails. L'allure générale d'une fonction est représentée par ses basses fréquences, les détails par ses hautes fréquences. Pour séparer les deux, nous avons donc besoin d'une paire de filtres : un filtre passe-bas pour obtenir l'allure générale (aussi appelée approximation ou moyenne), et un filtre passe-haut pour estimer ses détails, c'est-à-dire les éléments qui varient rapidement. Pour ne pas perdre d'information, ces deux filtres doivent bien sûr être complémentaires : les fréquences éliminées par l'un doivent être conservées par l'autre. On dit que les deux filtres forment une paire de filtres miroirs en quadrature. L'utilisation de la TOD comme élément de filtrage à plusieurs niveaux (analyse multi-résolution) permet de localiser le meilleur niveau de décomposition. L'information haute fréquence est généralement représentée dans les premiers niveaux de décomposition $d_1...d_4$ tandis que les niveaux de décomposition $d_5...d_8$ font apparaître l'information basse fréquence. Notez bien que, seuls les signaux d'approximation sont à nouveau décomposés. Les signaux de détails issus du filtrage passe-haut sont laissés de côté à chaque pas (Fig 2.9.a).

3.5. Transformée en paquets d'ondelettes (TPO)

La transformée en ondelette discrète (TOD) constitue un prolongement direct de la TOC et sa philosophie est la même que celle de la transformée continue : la résolution temps-fréquence associée à l'atome d'analyse dépend de l'échelle (ou fréquence) analysée. Cette identité de comportement résulte du fait que les fonctions des bases utilisées dans la transformée discrète coïncide toujours avec des fonctions de la représentation continue (lorsque l'ondelette mère résulte d'une analyse multi résolution) et donc les ondelettes de la base sont toutes obtenues par dilatation (puis translation) de l'ondelette mère. Lorsque l'on se place d'un point de vue du filtrage, ceci se traduit par une segmentation fréquentielle de l'information contenue dans le signal à la manière d'un banc de filtre non uniforme présentant une structure dyadique, que l'on pourrait qualifier d'uniforme relative. Celle-ci peut toutefois ne pas être adaptée aux objectifs de l'analyse. C'est le cas par exemple lorsque l'on souhaite analyser séparément deux composantes hautes -fréquences très proches, tout en conservant une non redondance fréquentielle de la représentation [33].

Le dépassement, dans cette optique, de la structure dyadique nécessite l'introduction de nouvelles fonctions de bases, des ondelettes issues de l'ondelette mère non plus simplement par dilatation mais également par des opérations de convolution. Pour une ondelette initiale donnée, il existe alors une multitude de bases possibles. Cependant il est nécessaire, afin de pouvoir sélectionner une base, de disposer d'une organisation exploitable de toutes ces bases potentielles. C'est ce que réalise la décomposition en **paquets d'ondelettes**. Elle offre une librairie d'ondelettes organisées en fonction de leurs propriétés d'analyse et de localisation temps- fréquence, et donc de filtrage passe-bande, selon une architecture d'arbre binaire.

Cette architecture permet alors de mettre en œuvre des algorithmes de recherche de bases adaptées à la fois aux propriétés temps- fréquences souhaitées et au signal analysé, que l'on dénomme classiquement meilleures bases. De plus, cette décomposition présente l'avantage d'être définie et mise en œuvre à partir d'outils théoriques et d'algorithmes développés pour la transformée en ondelettes discrète.

3.5.1. Définition.

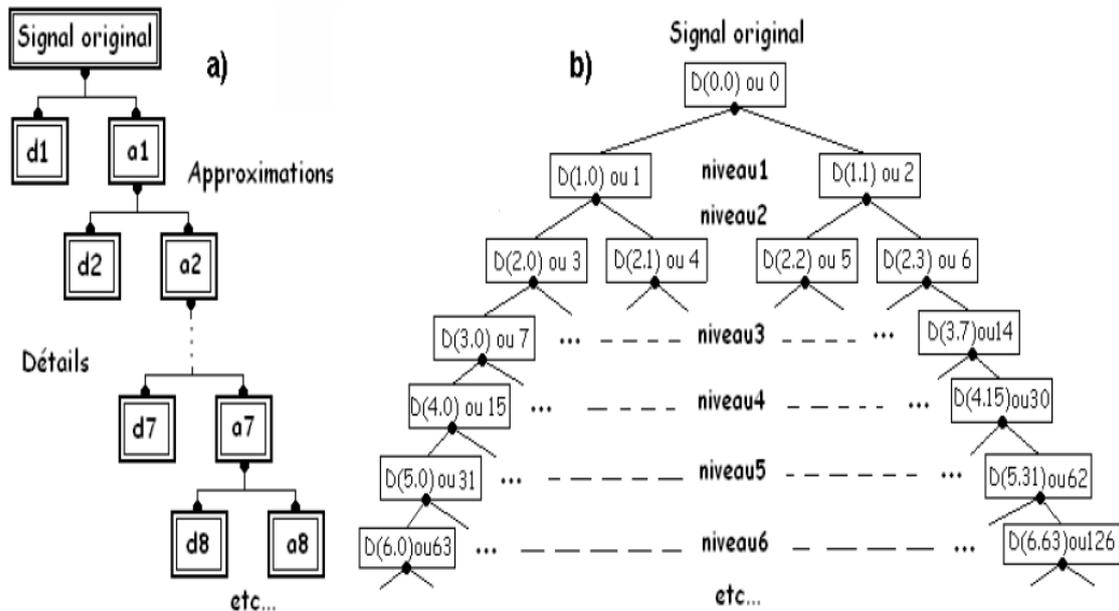
La décomposition en paquets d'ondelettes est une généralisation de l'analyse multi résolution. Elle consiste à décomposer le signal sur un arbre de fonctions de base obtenues à partir de l'ondelette mère, puis à trouver dans cette librairie une suite d'ondelettes qui remplit les deux conditions suivantes : Former une base ; Minimiser une fonction de coût de type entropique.

Autrement dit, on décompose le signal selon une collection de bases, puis on sélectionne les bases qui minimisent une certaine fonction de coût. Cela permet dans certains cas d'augmenter le taux de compression du signal à résultat équivalent.

3.5.2. Analyse multi-résolution par TPO

La transformée en paquets d'ondelettes offre une librairie d'ondelettes organisées en fonction de leurs propriétés d'analyse et de localisation temps- fréquence, et donc de filtrage passe-bande, selon une architecture d'arbre binaire [38]. Cette architecture permet alors de mettre en œuvre des algorithmes de recherche de bases adaptées à la fois aux propriétés temps- fréquences souhaitées et au signal analysé, que l'on dénomme classiquement meilleures bases. De plus, cette décomposition présente l'avantage d'être définie et mise en œuvre à partir d'outils théoriques et d'algorithmes développés pour la transformée en ondelettes discrète.

Comparée à la décomposition par la TOD (Fig 2.9.a), la TPO fournit une décomposition plus riche (Fig 2.9.b), puisque même les signaux de détail issus du filtrage passe-haut bruit eux aussi à nouveau décomposés contrairement à la TOD ou il bruit laissés de côté à chaque pas. Chaque niveau de décomposition présente ainsi des informations différentes.



**Fig 2. 9: L'arbre de décomposition utilisé dans l'analyse des signaux PCG :
a) Analyse multi-résolution par TOD, b) Analyse multi-résolution par TPO[38]**

4. Conclusion

La transformée en ondelettes continue sera utilisée et appliquée dans l'analyse des signaux PCG (normaux et pathologiques). La TOC servira à fournir une représentation graphique temps-fréquence des signaux PCG ce qui permettra de localiser de façon précise les différents bruits cardiaques (B1, B2), ainsi que leur composantes internes (aortique, pulmonaire, mitrale et tricuspide). Cette représentation graphique très explicite aidera dans la mesure de durée et l'étendue en fréquence de tous ces bruits et de leurs composantes internes.

Le choix de l'ondelette analysante et de bruit ordre utilisé dans la représentation temps fréquence par la TOC sera basé sur une comparaison entre l'application de la transformée en ondelette discrète (TOD) et la transformée en paquets d'ondelettes (TPO) dans l'analyse des signaux phonocardiogrammes (PCG) selon leurs spécifiées. Cette analyse est basée sur l'application d'un grand nombre d'ondelettes orthogonales et bi-orthogonales et à chaque fois on mesure la valeur de l'écart moyen (en valeur absolue) entre le signal original et le signal de synthèse obtenu par reconstruction par l'analyse multi résolution.

CHAPITRE III

Application de la transformée en ondelettes dans le débruitage du signal phonocardiogramme

1. Introduction

Nous nous sommes intéressés dans cette partie à mettre la lumière sur l'importance du choix de l'ondelette analysante et de bruit ordre, qui sera effectuée sur la base d'un test de plusieurs ondelettes analysantes. Un tel choix est basé sur l'étude des variations du rapport signal sur bruit et l'influence de l'ajout du bruit. Ainsi l'ondelette analysante choisie est considérée comme la plus appropriée pour d'ultérieures analyses sur les signaux phonocardiogrammes.

Afin de répondre au choix délicat du type d'ondelette (et de bruit 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.

2. Le bruit gaussien

Le bruit est défini comme étant un signal indésirable se mêlant additivement ou autrement à un signal Y qui sera le signal phonocardiogramme 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 (P_s) par rapport à celle du bruit (P_b) qui sera calculée à chaque fois. Dans la suite du chapitre SNR est donnée par l'expression suivante :

$$SNR = 10 \cdot \log_{10}(P_s/P_b) \quad (3.1)$$

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 [39]:

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

3. Résultats et discussion

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.

Tableau 3. 1: Types d'ondelettes utilisées dans l'analyse

Ondelettes orthogonales	Daubechies (db)
	Symelet (sym)
	Coiflet (coif)
Ondelettes biorthogonales	Biorthogonal (bior)
	Biorthogonalereversible (rbior)

Choix d'ondelette pour un degré de bruit =0.01

- Ondelettes orthogonales

RSB (db)	36.2845	36.2876	36.2219	36.3424	36.3569	36.3076	36.3975	36.3402	36.3491	36.3518	36.3829	36.3502
Ondelettes Daubechies	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSB (db)	36.3378	36.2886	36.3545	36.3896	36.3221
Ondelettes Coiflet	Coif1	Coif2	Coif3	Coif4	Coif5

RSB (db)	36.2456	36.3434	36.3195	36.3549	36.3818	36.2645	36.3694	36.3441	36.3782	36.3479	36.3849	36.3491
Ondelettes Symelets	Sym1	Sym 2	Sym 3	Sym 4	Sym 5	Sym 6	Sym 7	Sym 8	Sym 9	Sym 10	Sym 11	Sym 13

- Ondelettes bi-orthogonales

RSB (db)	36.1587	36.3399	36.3114	36.3817	36.3859	36.3886	36.3800
Ondelettes Biorthogonal	Bior 1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior6.8
RSB (db)	36.3628	36.3482	36.2593	36.2681	36.3492	36.3602	36.3196
Ondelettes Biorthogonale réversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio6.8

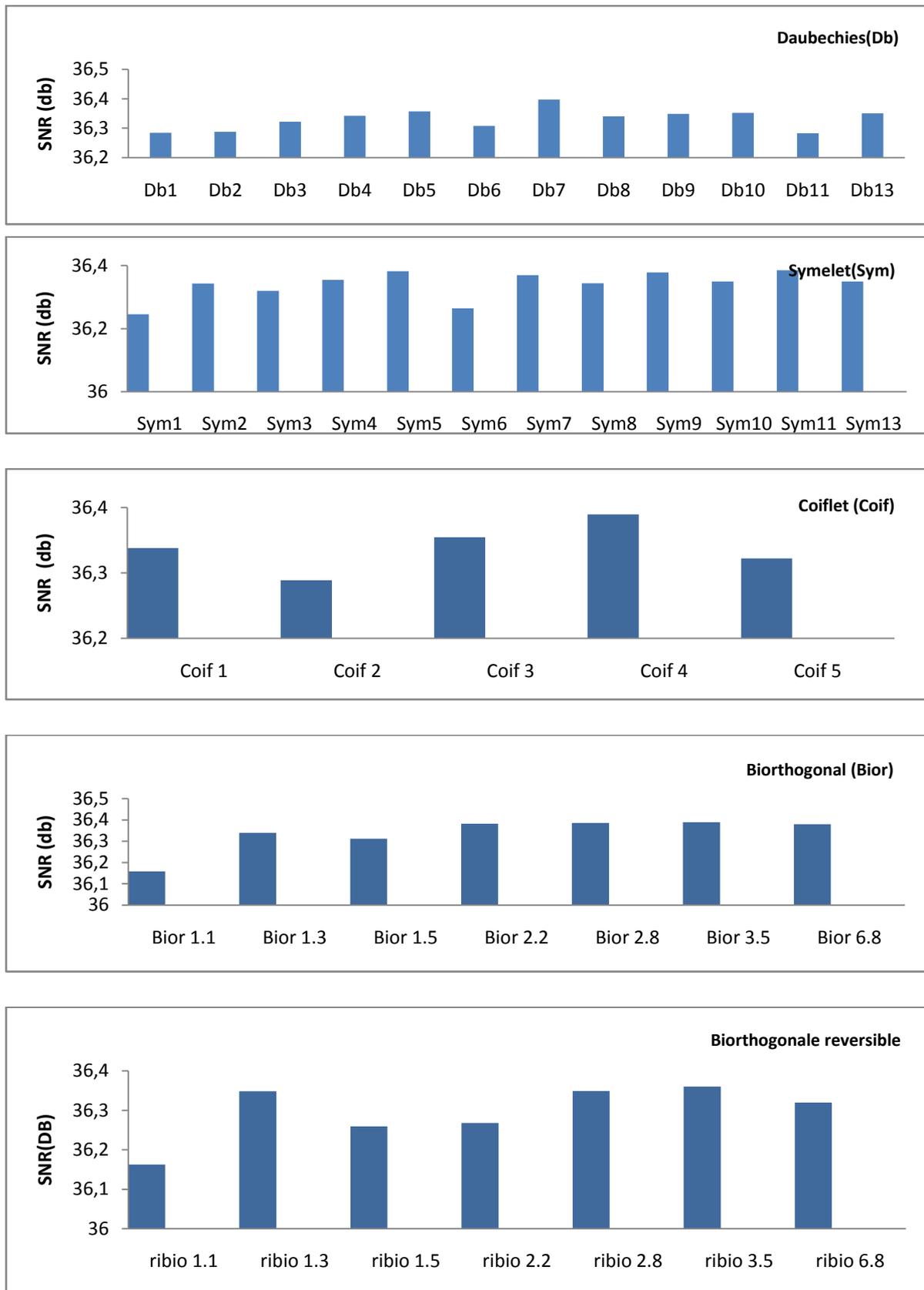


Fig 3. 1: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.01

La figure précédente (Fig 3.1) présente un tracé d’histogrammes de la variation du (RSB) par l’application de la transformée d’ondelette discrète (TOD) avec un degré minimal égal à 0.01 pour différents ordres d’ondelettes utilisées 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 parait 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 (**Fig 3.2**). Nous restreindrons donc notre choix sur l’ondelette analysante « db7 ».

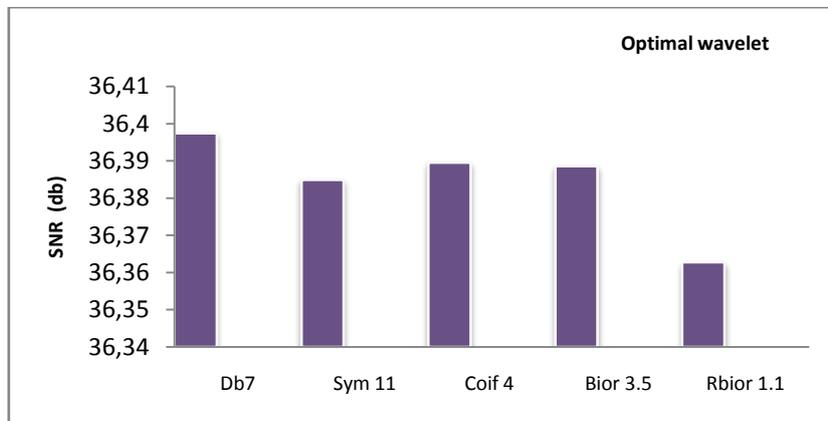


Fig 3. 2: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d’un degré 0.01)

Choix d’ondelette pour un degré de bruit = 0. 1

- Ondelettes orthogonales

RSB (db)	11.2946	11 .4423	11 .4634	11 .3846	11 .4241	11 .5247	11 .5755	11.5127	11 .5275	11 .5182	11 .5553	11 .532 2
Ondelettes Daubechies	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSB(db)	11.3827	11.4478	11.5028	11.5299	11.4141	11.4844	11.5474	11.3430	11.5303	11.37964	11.4914	11.5272
Ondelettes Symelets	Sym1	Sym 2	Sym 3	Sym 4	Sym 5	Sym 6	Sym 7	Sym 8	Sym9	Sym 10	Sym 11	Sym 13

RSB (db)	11.4152	11.5674	11.5196	11.5144	11.4341
Ondelettes Coiflet	Coif1	Coif2	Coif3	Coif4	Coif5

- ondelettes bi-orthogonales

RSB (db)	11.5096	11.4082	11.5409	11.4103	11.4763	11.5009	11.37850
Ondelettes Biorthogonal	Bior 1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior6.8

RSB (db)	11.3385	11.4117	11.5311	11.5464	11.5417	11.4443	11.4644
Ondelettes Biorthogonale réversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio6.8

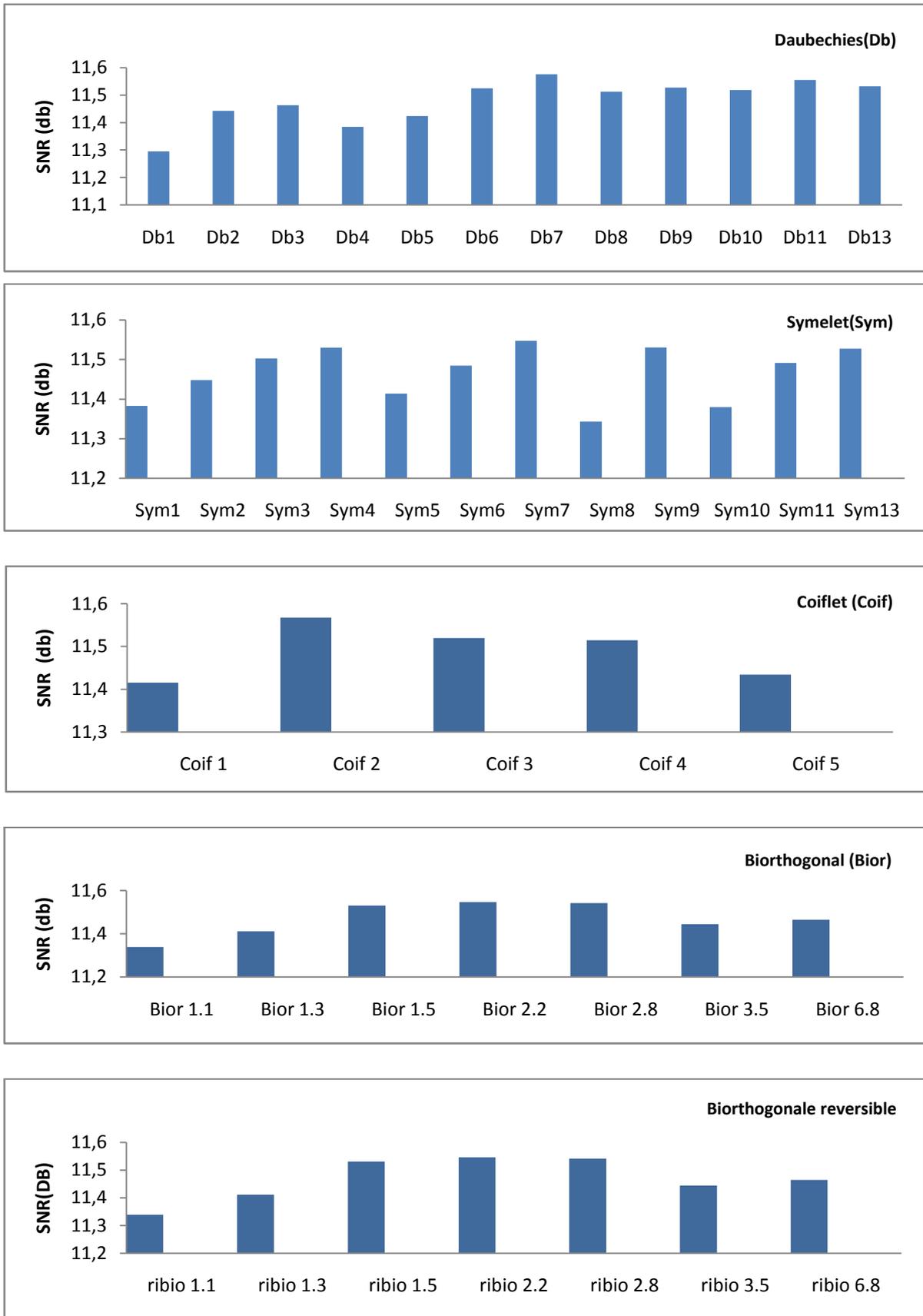


Fig 3. 3: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 0.1

La figure (Fig 3.3) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 0.1, nous remarquons que les valeurs du (RSB) ont diminué par rapport au premier cas, ainsi, nous obtenons la même interprétation que pour les résultats précédents montrant que l'ondelette db7 reflète les meilleurs résultats (Fig 3.4).

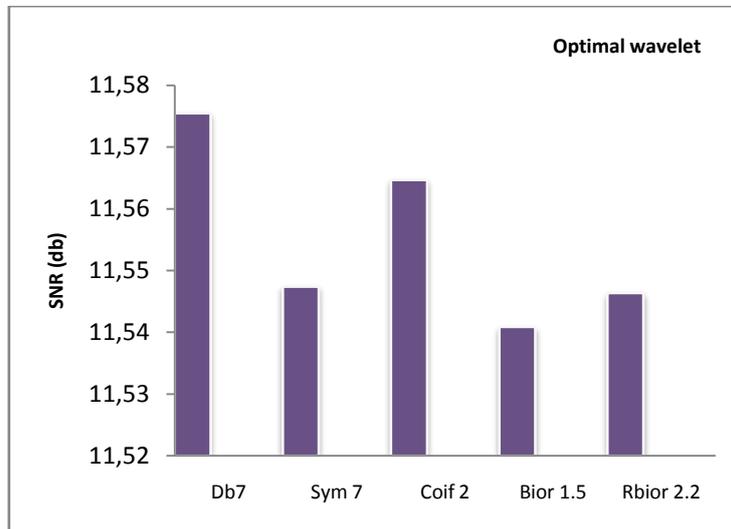


Fig 3. 4: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 0.1)

Choix d'ondelette pour un degré de bruit = 1

- Ondelettes orthogonales :

RSN (db)	-5.4809	-4.5940	-4.9306	-5.3996	-5.4357	-5.3799	-4.3634	-5.4841	-5.3004	-5.2826	-5.3564	-5.4362
Daubechies wavelet	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

RSN (db)	-6.0736	-5.2144	-5.1325	-5.3049	-5.3582	-5.2333	-5.4031	-5.4392	-5.2599	-5.3591	-6.0567	-5.5314
Symelets wavelet	Sym1	Sym 2	Sym 3	Sym 4	Sym 5	Sym 6	Sym 7	Sym 8	Sym 9	Sym 10	Sym 11	Sym 13

RSB (db)	- 5.1538	- 5.3376	- 5.3503	- 5.1407	-5.3738
Coiflet wavelet	Coif1	Coif2	Coif3	Coif4	Coif5

- Ondelettes bi-orthogonals

RSB (db)	- 5.7724	- 5.6621	- 5.5298	- 5.1214	- 5.2598	- 5.1365	- 5.7893
Biorthogonal wavelet	Bior 1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior6.8

RSB(db)	- 5.7542	- 5.2835	- 5.2700	- 5.1612	- 5.3598	- 5.1172	- 5.1578
Ondelettes Biorthogonale réversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio6.8

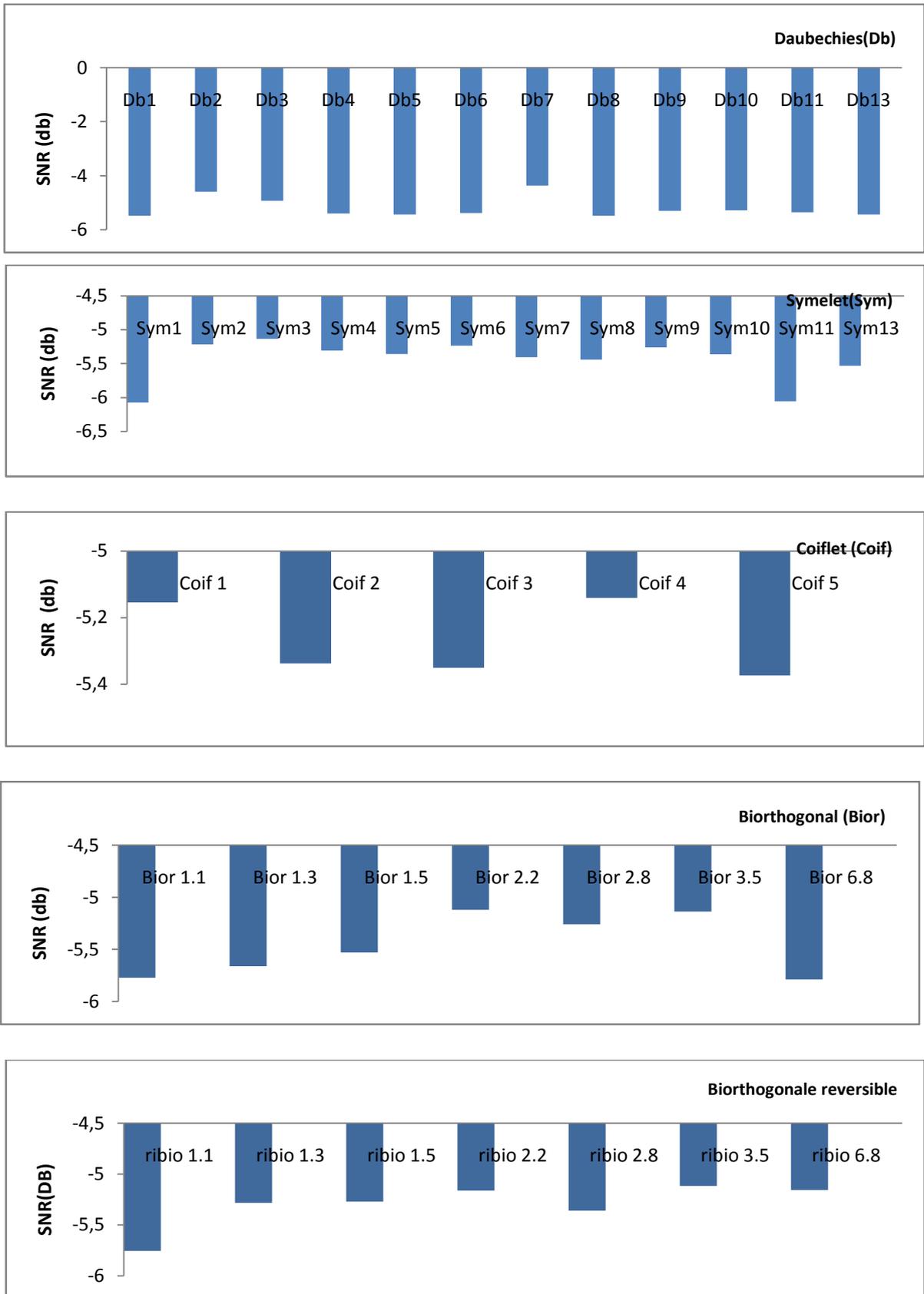


Fig 3. 5: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 1

La figure (Fig 3.5) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 1, on nous remarquons que les valeurs du RSB prennent une valeur négative, cela prouve l'influence de l'ajout du bruit, c'est-à-dire que le signal est dégradé et il y a plus de bruit que d'information et on remarque que l'ondelette db7 reflète également ici les meilleurs résultats tel que démontré dans la figure (Fig 3.6).

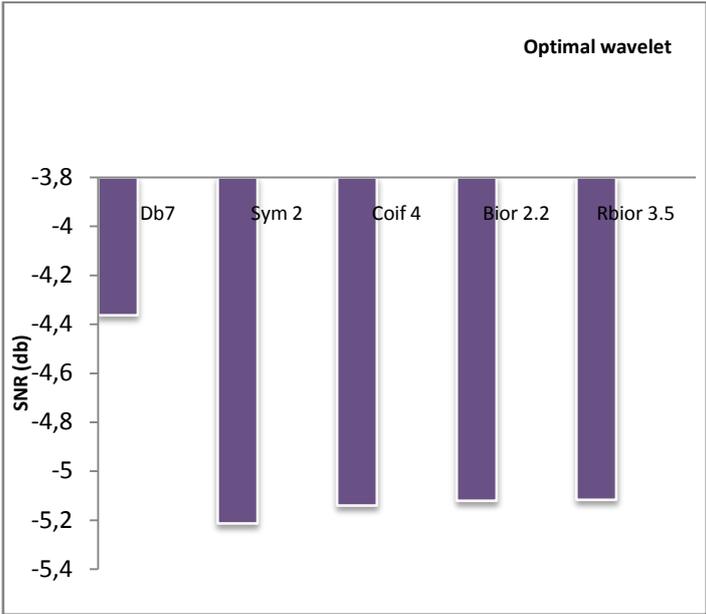


Fig 3. 6: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 1)

Choix d'ondelette pour un degré de bruit = 3

- Ondelettes orthogonales :

SNR (db)	-7.6799	-7.5731	-7.7544	-7.5123	-7.4977	-7.5809	-7.4153	-7.5965	-7.5193	-8.3438	-8.3015	-8.5106
Daubechies wavelet	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

SNR (db)	-7.8838	-7.7725	-7.7843	-7.7358	- 7.7340	-7.7726	-7.4108	-8.1251	-8.3907	- 7.5455	-7.5889	- 7.5047
Symelets wavelet	Sym1	Sym 2	Sym 3	Sym 4	Sym 5	Sym 6	Sym 7	Sym 8	Sym 9	Sym 10	Sym 11	Sym13

SNR (db)	- 7.5338	- 7.6323	- 7.6443	- 7.4151	- 8.2046
Coiflet wavelet	Coif1	Coif2	Coif3	Coif4	Coif5

- Ondelettes bi-orthogonals

SNR (db)	- 8.2376	- 7.4394	- 7.5049	- 7.6268	- 7.6628	- 7.4621	- 7.8885
Biorthogonal wavelet	Bior 1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior6.8

SNR (db)	- 8.5311	- 7.3713	- 7.3802	- 7.5268	- 8.3109	- 7.4253	- 7.7486
Biorthogonale wavelet reversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio6.8

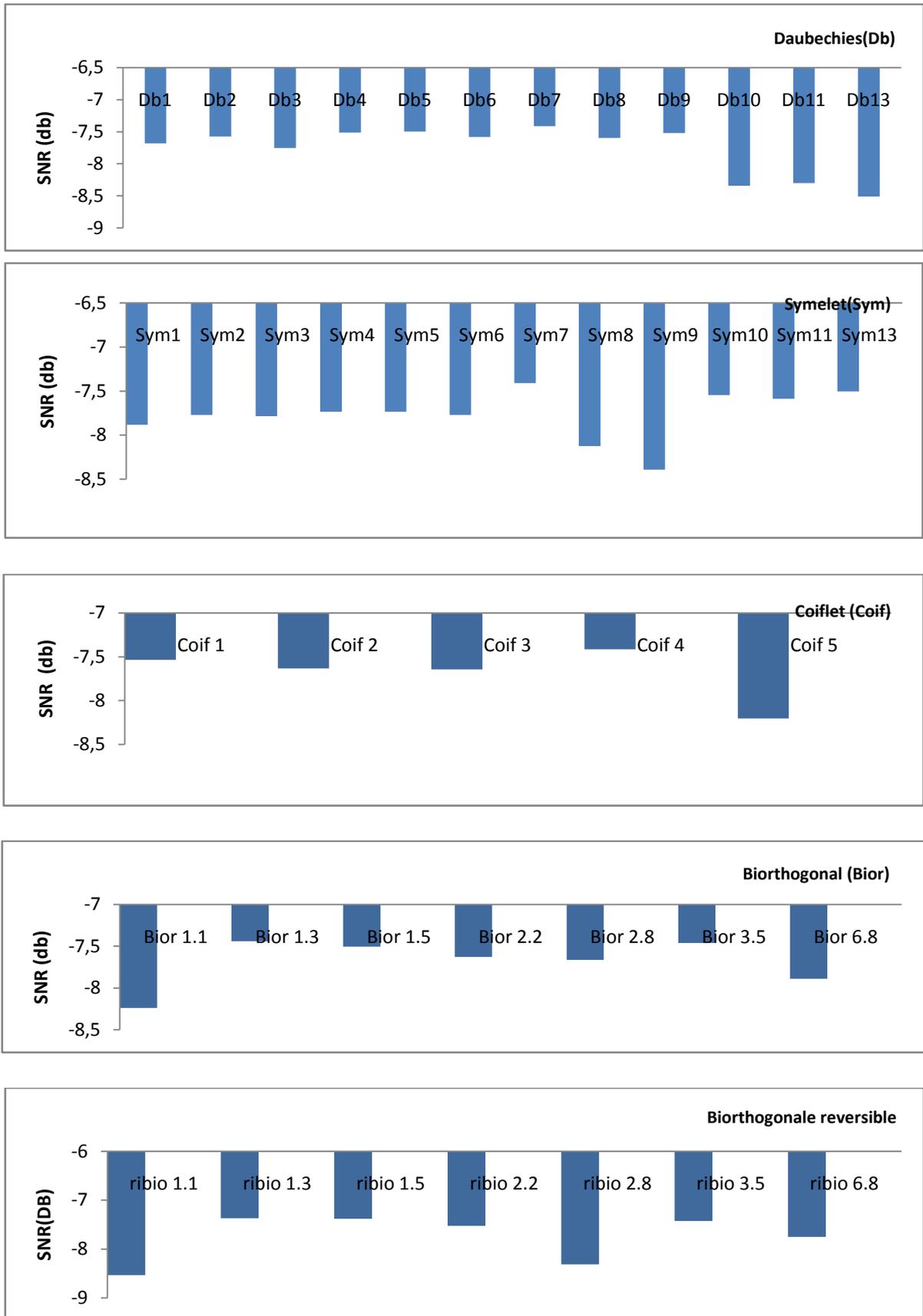


Fig 3. 7: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 3

La figure (Fig 3.7) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 3, nous remarquons que les valeurs du RSB prennent une valeur négative et dégradé a celle des précédentes, cela prouve l'influence de l'ajout du bruit c'est-à-dire que le signal est dégradé et il y a plus de bruit que d'information et on remarque que l'ondelette db7 reflète les meilleurs résultats (Fig 3.8).

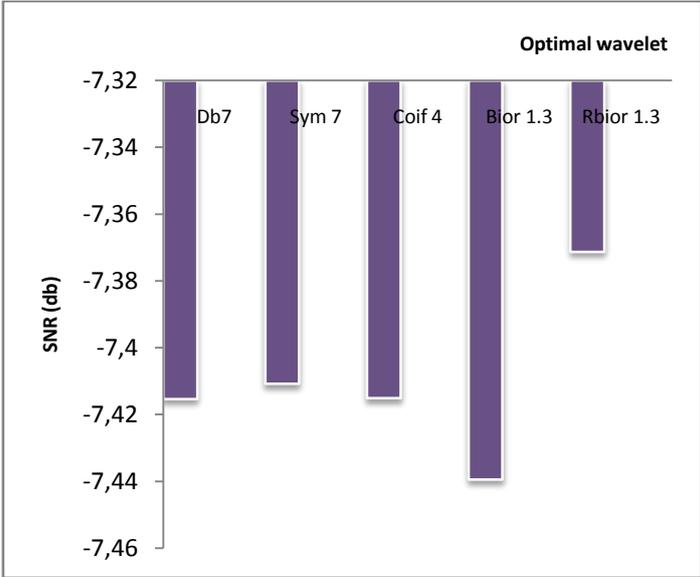


Fig 3. 8: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 3)

Choix d'ondelette pour un degré de bruit = 5

- Ondelettes orthogonales :

SNR (db)	-8.2570	-7.8802	-8.5457	-7.5569	-8.4993	- 7.7488	-7.4711	-8.3432	-8.6872	-7.7646	-7.7248	-8.2751
Daubechies wavelet	Db1	Db2	Db3	Db4	Db5	Db6	Db7	Db8	Db9	Db10	Db11	Db13

SNR (db)	-7.5429	-8.2850	-8.3813	-8.3355	-8.2367	-7.8546	-8.3570	-8.2345	-8.1740	-8.4256	-8.5366	-7.7521
Symelets wavelet	Sym1	Sym 2	Sym 3	Sym 4	Sym 5	Sym 6	Sym 7	Sym 8	Sym 9	Sym 10	Sym 11	Sym 13

SNR (db)	-8.5614	-8.2369	-8.2581	-7.8867	-7.9531
Coiflet wavelet	Coif1	Coif2	Coif3	Coif4	Coif5

- Ondelettes bi-orthogonals :

SNR (db)	-8.3786	-7.7460	-7.7753	-7.7362	-8.3856	-8.4678	-7.8785
Biorthogonal wavelet	Bior 1.1	Bior1.3	Bior1.5	Bior2.2	Bior2.8	Bior3.5	Bior6.8

SNR (db)	-8.4301	-7.6648	-8.2349	-7.8864	-8.4524	-7.8679	-7.8781
Biorthogonale wavelet reversible	rbio1.1	rbio1.3	rbio1.5	rbio2.2	rbio2.8	rbio3.5	rbio6.8

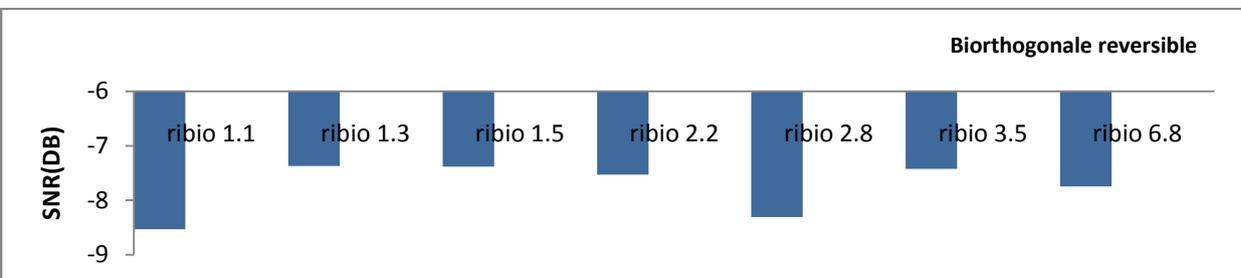
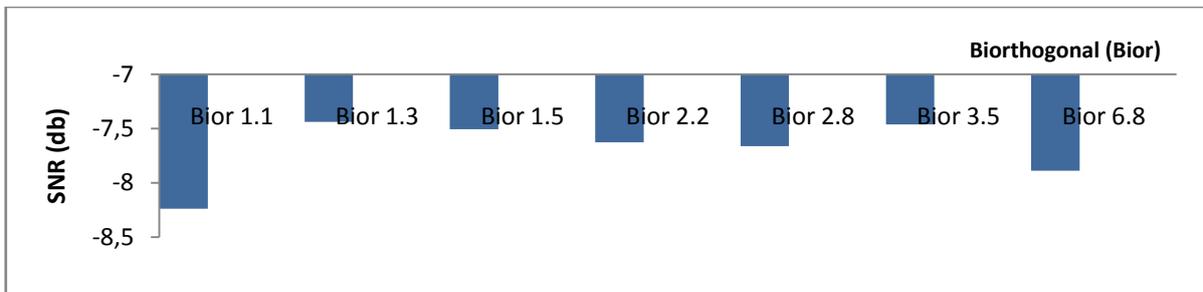
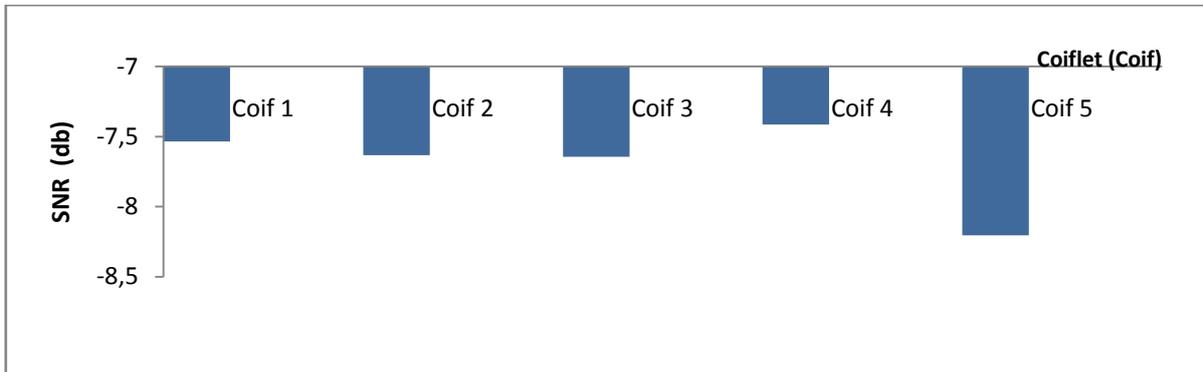
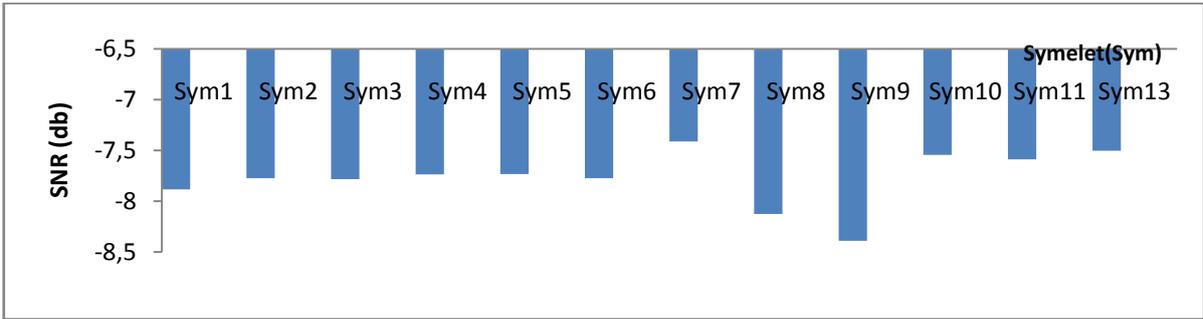
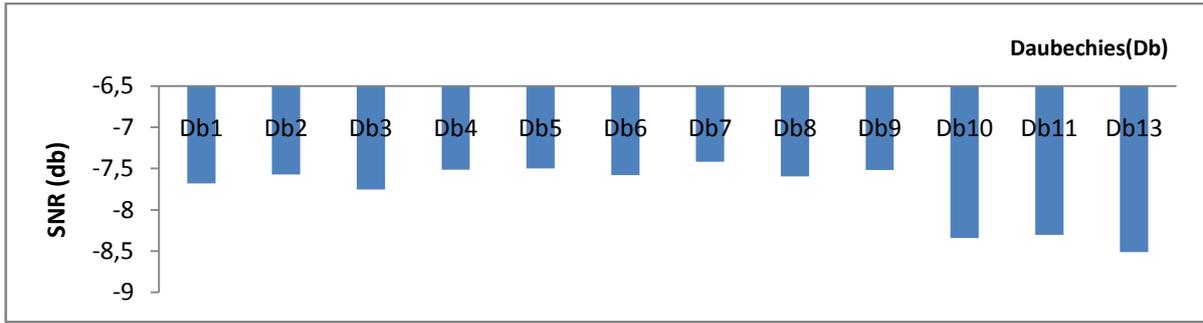


Fig 3. 9: Choix d'ondelette par l'ajout de bruit d'un degré 5

La figure (Fig 3.9) donne les résultats pour un nouveau degré de bruit égal à 5, nous remarquons que les valeurs du RSB prennent une valeur négative et plus dégradée à celle des précédentes cela prouve l'influence de l'ajout du bruit, c'est-à-dire que le signal est dégradé et il ya plus de bruit que d'information. On remarque que l'ondelette db7 reflète les meilleurs résultats (Fig 3.10).

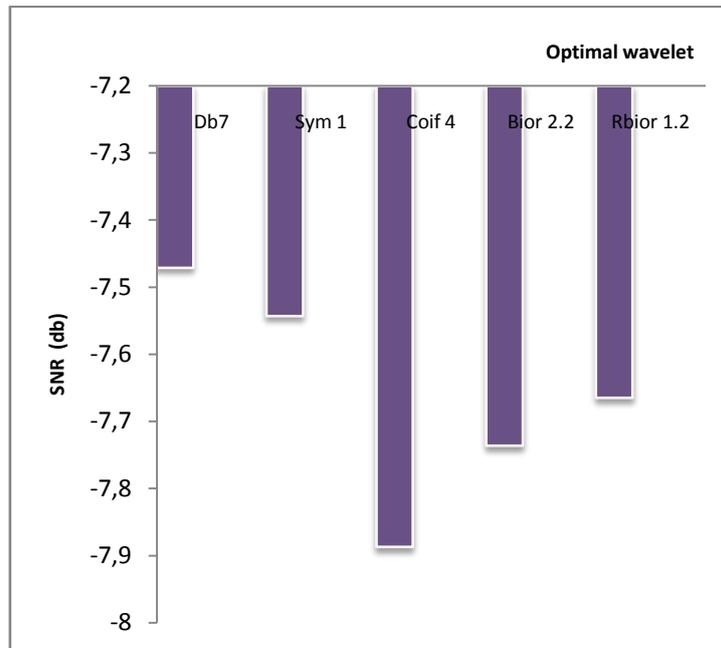


Fig 3. 10: La variation RSB pour différentes ondelettes optimales (ajout du bruit d'un degré 5)

4. Analyse du degré de sévérité des signaux phonocardiogrammes

Le but de cette section est de développer une nouvelle approche pour faciliter l'auscultation cardiaque. En particulier, la classification des phonocardiogrammes indiqués en fonction du degré de sévérité.

Un nouveau paramètre, le rapport énergétique ER, est proposé pour améliorer le diagnostic. Ce paramètre est basé sur le rapport entre une énergie totale (TE) et l'énergie du bruit (B1 + B2). Il est testé sur plusieurs signaux PCG de la même maladie [40]

Le rapport énergétique ER est donné en pourcentage, la valeur maximale est de 100%, il mettra en évidence la dominance du murmure sur les bruits B1 et B2. Dans notre analyse, nous classerons les souffles cardiaques selon trois degrés de sévérité :

- Légère , ER <30%
- Modérée, 30% < ER<70%
- Sévère, ER > 70%

Dans notre travail, nous avons choisi deux types de signaux pathologiques avec quatre cas de différents degrés de gravité pour chaque pathologie

- **Sténose aortique (AS):** survient lorsque la valve aortique du cœur se rétrécit. Ce rétrécissement empêche la valve de s'ouvrir complètement, ce qui obstrue le flux sanguin du cœur dans l'aorte et vers le reste de votre corps. [41].
- **Sténose mitrale (MS):** est définie comme étant une région valvulaire mitrale inférieure à 2 cm^2 . C'est à partir d'une telle surface qu'apparaissent des changements hémodynamiques sur la pression et le débit cardiaque. Le terme serré de la sténose mitrale est réservé pour moins de 1.5 cm^2 [42].

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.

Tableau 3. 2: Résultats des variations des rapports énergétiques et rapport signal sur bruit

Signal Type	EM	TE	ER %	Severity	SNR
AS1	31.15	267.1700	11.65	Légère	-1.7735
AS2	97.6100	164.67	59.27	Modérée	-15.6581
AS3	638 .29	8.9800	71. 05	Sévère	-20.1585
AS4	942.23	12.770	73.78	Sévère	-25.5390
MS1	49.3797	99.1946	49.78	Modérée	-15.3510
MS2	37.1980	67.9841	54.72	Modérée	-15.0862
MS3	43.7985	184.7927	23.70	Légère	-4.4000
MS4	1.1479	1.1695e+003	0.98	Légère	-0.0536

À travers ce tableau, on peut remarquer que l'intensité du souffle 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 (Fig 5.1) que le rapport énergétique RE et le rapport signal sur bruit RSB sont inversement proportionnelle ($ER = 1 / SNR$).

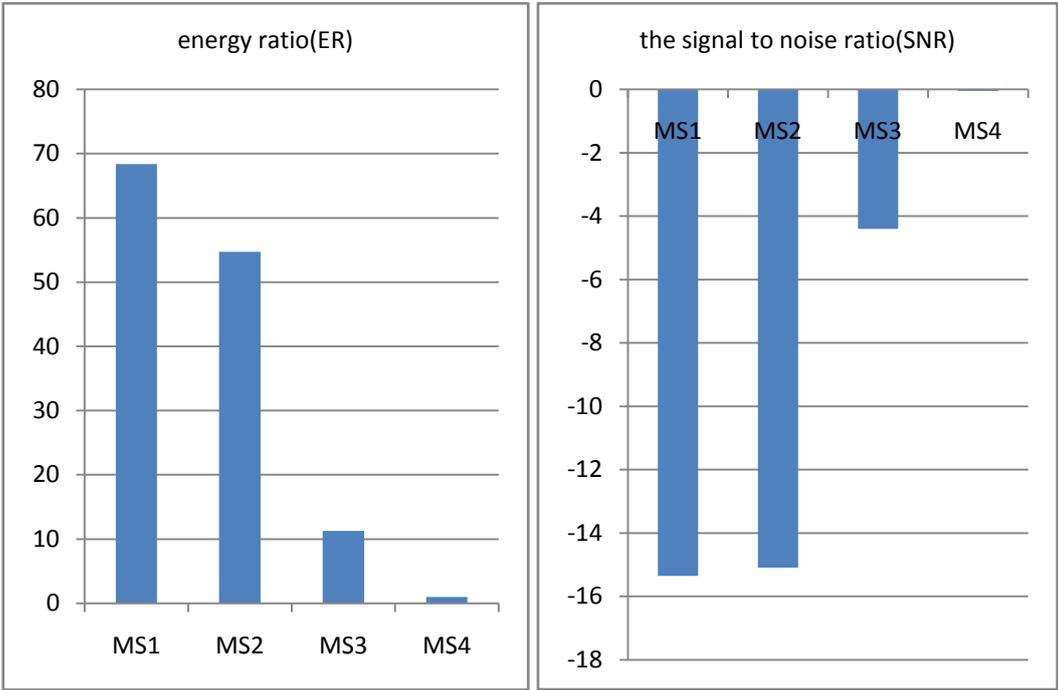


Fig 3. 11: Histogrammes de la variation du ER et SNR pour différents cas de Sténose mitrale

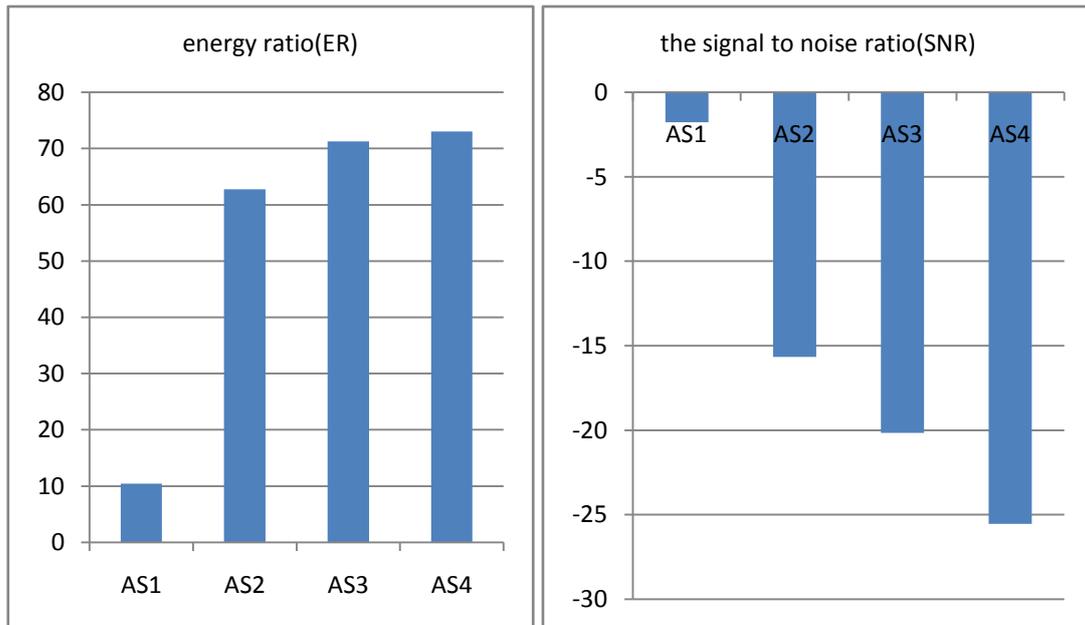


Fig 3. 12: Histogrammes de la variation du ER et SNR pour différents cas de Sténose aortique

5. Conclusion

L'application des technologies avancées de traitement du signal cible diverses pathologies cardiaques. La transformée en ondelettes discrète a révélé son efficacité et sa puissance dans l'analyse multi-résolution pour leur filtrage. De même, il peut utiliser le paramètre: (SNR) pour la discrimination et la classification de ces signaux.

Dans notre choix d'analyser les ondelettes les plus adaptées, nous avons considéré différentes familles d'ondelettes (orthogonales et bi-orthogonales). À cette fin, un calcul de la valeur du rapport de bruit du signal a été effectué et, sur la base des résultats obtenus, l'ondelette la plus appropriée pour analyser le signal PCG a été sélectionnée, à savoir l'ondelette "db7".

Comme dans le cas de différents signaux de phonocardiogrammes d'analyse pathologique, il a été observé que le rapport d'énergie ER et le rapport signal sur bruit semblent réellement corrélés (inversement) pour suivre avec précision l'évolution d'une gravité de maladie pour une pathologie donnée.

Chapitre IV

Analyse et synthèse des filtres

1. Introduction

On appelle signal toute manifestation sous forme d'une grandeur physiquement observable d'un phénomène le plus souvent électrique, acoustique ou optique. Dans un sens plus restrictif, un signal est la représentation physique de l'information qui est envoyée d'une source vers un destinataire : c'est le véhicule de l'intelligence dans les systèmes. Il est particulièrement fragile et doit être manipulé avec beaucoup de soin. Le traitement qu'il subit a pour but d'extraire les informations utiles éventuellement masquées par des perturbations indésirables, de modifier le message qu'il transporte ou de l'adapter aux moyens de transmission. Les techniques numériques interviennent justement à ce stade là. Ceci a été largement motivé par l'avancée spectaculaire réalisée dans le degré d'intégration des circuits, et dans la vitesse, de plus en plus rapide, de ces composants, ce qui a de même permis de mettre au point des processeurs très performants pour le traitement numérique du signal : lorsque le signal est numérisé, il se présente alors comme une séquence de valeurs numériques et le traitement numérique du signal consiste en une série d'opérations arithmétiques et logiques sur ces valeurs numériques.

Le signal analogique, dont la variable temps est continue, est d'abord échantillonné et la variable temps devient discontinue, le signal est donc considéré seulement en des instants particuliers qui sont des multiples entiers de la période d'échantillonnage.

Les avantages du traitement numérique du signal sont plus particulièrement la précision et la fiabilité. Cette discipline a trouvé d'importantes applications dans une multitude de domaines de science de l'ingénieur comme la biomédicale, les télécommunications, l'acoustique, la géophysique, l'astrophysique, l'automatique, et les processus industriels, pour ne citer que quelques exemples.

Un des principaux traitements de signal est le filtrage. Le filtrage sélectif consiste à sélectionner ou supprimer certaines composantes fréquentielles du signal. Il est utilisé pour supprimer la partie du signal non désirée qu'on appelle bruit pour ne préserver que le signal pertinent.

2. Définition d'un filtre numérique

Un filtre numérique c'est un procédé de calcul permettant de transformer un signal numérique d'entrée $x(k)$ en un signal numérique de sortie $y(k)$ pour obtenir la modification voulue dans le spectre du signal. En général, un filtre numérique est un système numérique qui permet de faire passer le signal utile et d'éliminer la composante fréquentielle du signal bruit.

Le filtrage est donc une opération (traitement) que le filtre effectue sur le signal d'entrée (en générale bruité), pour n'avoir en sortie que le signal utile.

Les filtres numériques peuvent être classifiés selon la réponse impulsionnelle en deux types: les filtres numériques à réponse impulsionnelle finie RIF (les filtres non récursifs) et les filtres numériques à réponse impulsionnelle infinie RII (les filtres récursifs). Dans ce chapitre on va voir les différentes méthodes de conception des deux types de filtres (RII et RIF).

3. Classification des filtres numériques

– Classification selon la réponse fréquentielle

Selon la réponse fréquentielle des filtres, on distingue les types des filtres suivants [1] :

- Passe bas
- Passe haut
- Passe bande
- Coupe bande

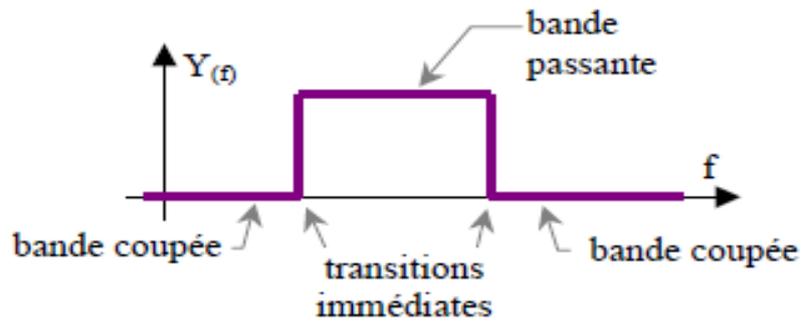


Fig 4. 1: exemple filtre passe-bande idéal [1]

4. Les filtres idéals

4.1. Filtres passe-bas

Un filtre passe-bas est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et atténue les hautes fréquences, La (Fig 4.2) montre la réponse d'un filtre Passe bas idéal, c'est la courbe qui représente le gain en tension $H = \frac{V_s}{V_e}$

En fonction de la fréquence f_c S'appelle la fréquence de coupure. La bande passante est l'intervalle de fréquence $[0, f_c]$. La bande coupée est constituée de toutes les fréquences supérieures à f_c .

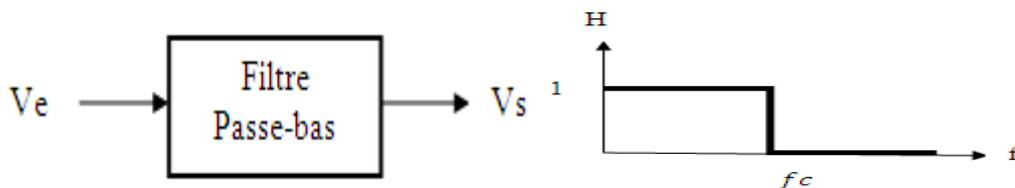


Fig 4. 2: Filtre passe-bas idéal [1]

Toute onde Sinusoïdale à l'entrée du filtre et dont la fréquence se situe dans la bande passante apparaîtra à la sortie du filtre. Mais toute onde sinusoïdale dont la fréquence est supérieure à f_c est complètement atténuée par le filtre.

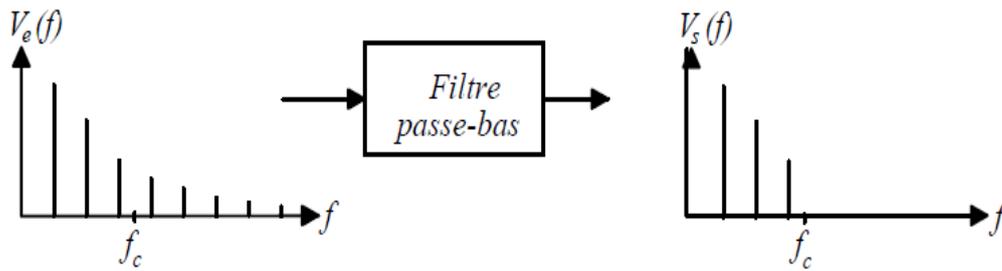


Fig 4. 3: Spectres des signaux d'entrée et de sorties d'un filtre passe-bas [1]

4.2. Autres filtres

La figure (Fig 4.4 (a)) représente la réponse idéale d'un filtre passe-haut, sa bande passante est constituée des fréquences supérieures à f_c . Sur la figure (Fig 4.4 (b)) représente la réponse idéale d'un filtre passe-bande, sa bande passante est constituée des fréquences comprises entre f_{c1} et f_{c2} . Enfin, la réponse idéale de la (Fig 4.4 (c)) est celle d'un filtre coupe-bande, qui a la propriété d'arrêter toutes les fréquences comprises entre f_{c1} et f_{c2} .

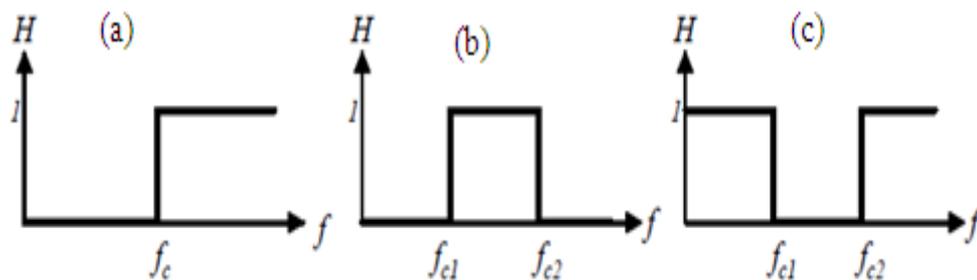


Fig 4. 4: Réponses de filtres idéaux [1]

5. Gabarit des filtres

On peut définir les filtres : Passe bas, passe haut, passe bande, coupe bande à l'aide de gabarit dans le domaine fréquentiel.

Comme le filtre idéal n'est pas réalisable, on spécifie un filtre à l'aide d'un gabarit qui donne les tolérances dans les différentes bandes de fréquence.

On distingue trois bandes de fréquence différentes: la Bande de transition, la Bande passante et la Bande atténuée [02].

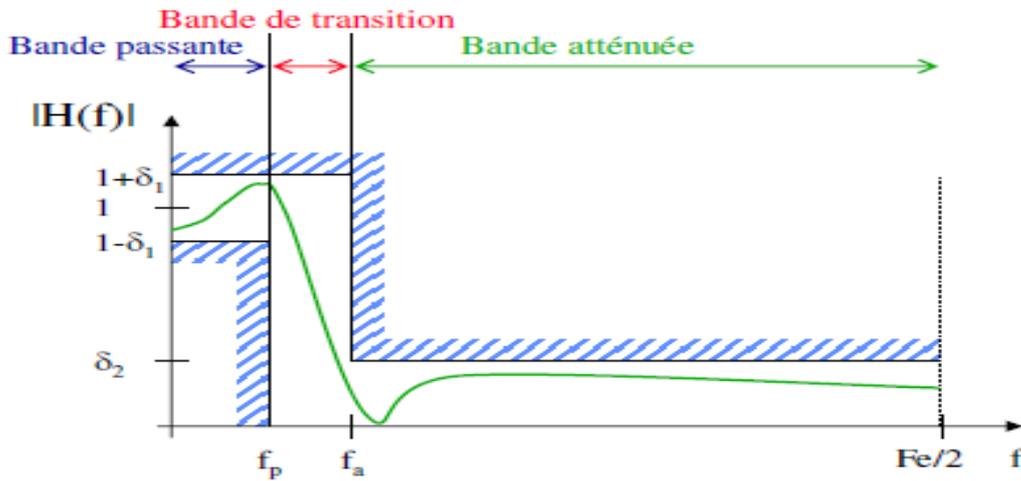


Fig 4. 5: Gabarit fréquentiel linéaire [2]

➤ **Bande de transition :**

C'est une zone de fréquence entre une bande passante et une bande atténuée. Le gabarit spécifie les limites de cette zone par les valeurs des deux fréquences W_p fin de bande passante et W_n début de bande atténuée. La largeur de la bande de transition est :

$$B = W_n - W_p \quad (4.1)$$

➤ **Bande passante :**

C'est une zone de fréquence dans laquelle on souhaite un gain unitaire. Le gabarit en bande passante fixe a une tolérance du gain qui doit être compris dans l'intervalle :

$$G(\omega) \in [1 - \delta_1, 1 + \delta_1] \quad (4.2)$$

➤ **Bande atténuée :**

C'est une zone de fréquence dans laquelle on souhaite un gain nul. Le gabarit en bande atténuée fixe a une tolérance du gain qui doit être inférieure à une valeur maximum:

$$G(\omega) \leq \delta_2$$

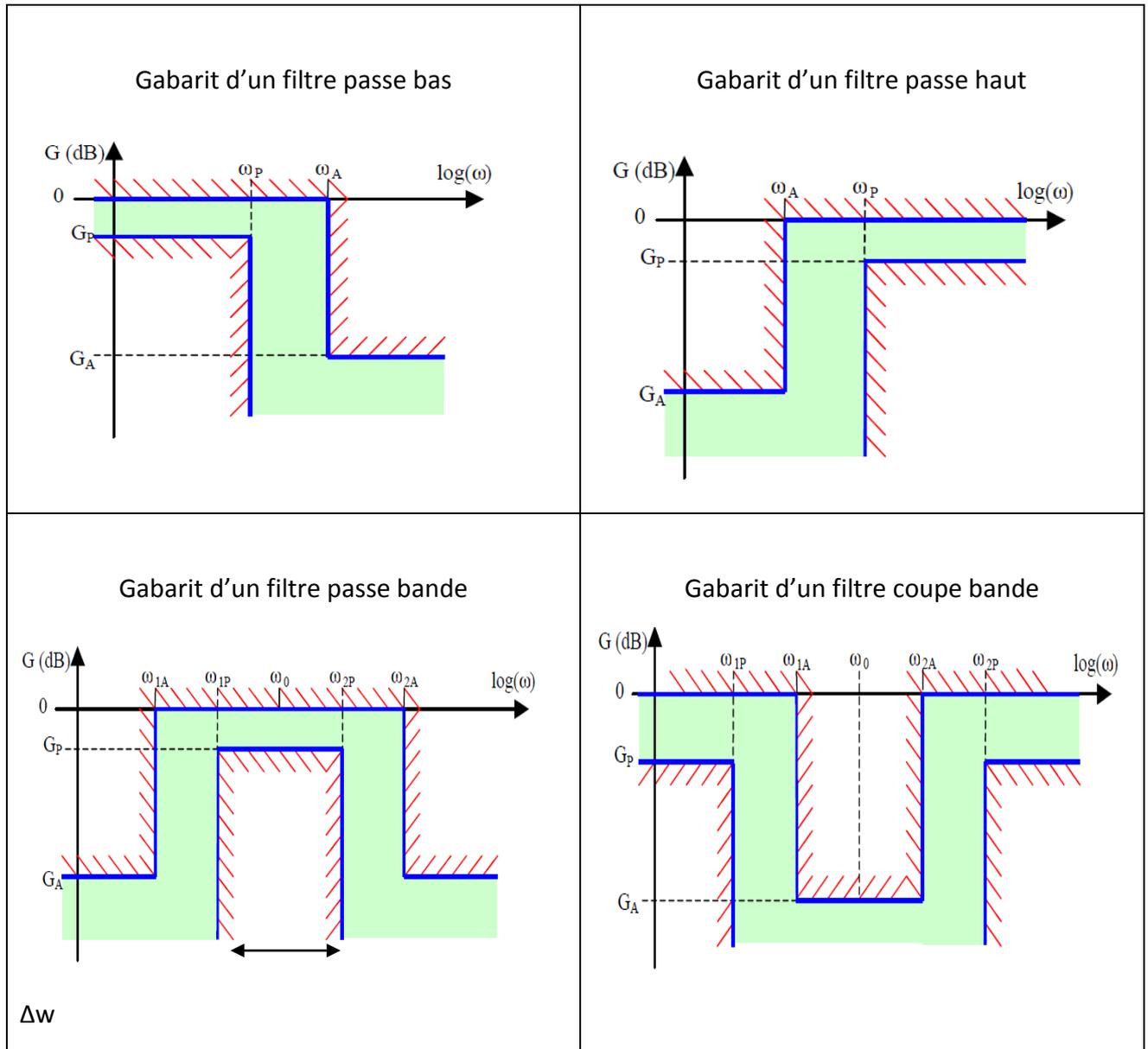


Fig 4. 6: Gabarits des filtres [2]

Les indices **p** et **A** sont associés respectivement aux grandeurs définissant les limites de la bande passante et la bande atténuée (ou arrêt ou couper).

L'axe des abscisses peut être gradué en fréquence (f) ou en pulsations $\omega = 2\pi f$

La Bande de transition est comme bruit nom l'indique est la bande située entre la bande passante et la bande atténuée. Plus elle est étroite plus le filtre se rapproche du filtre idéale. Mais plus l'ordre du filtre sera élevé [02].

Pour les filtres passe bande et coupe bande la pulsation centrale est définie comme la moyenne géométrique des pulsations de limite de bande passante (ω_{1p} et ω_{2p})

Tableau 4. 1: Les différent bande des filtres passe bas, passe haut, passe bande, coupe bande

	filtre passe bas	filtre passe haut	filtre passe bande	filtre coupe bande
Bande passante	$\omega_p - 0 = \omega_p$	$+\infty - \omega_p$ (sa valeur et infini)	$\omega_{2p} - \omega_{1p} = \Delta\omega$	$+\infty - \omega_{2p}$ et $\omega_{1p} - 0 = \omega_{1p}$
Bande de transition	$\omega_A - \omega_p$	$\omega_p - \omega_A$	$\omega_{2A} - \omega_{2p}$ et $\omega_{1p} - \omega_{1A}$	$\omega_{2p} - \omega_{2A}$ et $\omega_{1A} - \omega_{1p}$
Bande Atténuée	$+\infty - \omega_A$ (sa valeur et infini)	$\omega_A - 0 = \omega_A$	$+\infty - \omega_{2A}$ et $\omega_{1A} - 0 = \omega_{1A}$	$\omega_{2A} - \omega_{1A}$
Pulsation centrale			$\omega_0 = \sqrt{\omega_{2p} - \omega_{1p}}$	$\omega_0 = \sqrt{\omega_{2p} - \omega_{1p}}$

6. Les types des filtres numériques

L'équation générale des filtres numériques est appelée équation aux différences. À partir de cette expression, nous pouvons distinguer deux grandes familles de filtres : les filtres non récursifs pour lesquels tous les coefficients b_i sont nuls et les filtres récursifs pour lesquels au moins un coefficient b_i est non nul ou encore définis comme des filtres possédant une boucle de contre-réaction [03].

6.1. Filtre à réponse impulsionnelle finie RIF

a) définition :

En traitement numérique du signal, le filtre à réponse impulsionnelle finie ou filtre RIF (en anglais Finite Impulse Response filter ou FIR filter) est un filtre numérique qui est caractérisé par une réponse uniquement basée sur un nombre fini de valeurs du signal d'entrée.

Par conséquent, quel que soit le filtre, sa réponse impulsionnelle sera stable et de durée finie dépendante du nombre de coefficients du filtre. On peut aussi parler de filtre non récursif ou de filtre à moyenne mobile, mais ces appellations sont restrictives ou abusives, parce que lorsqu'on parle de moyenne mobile pondérée on n'a en principe pas des pondérations négatives, et donc, au sens strict, les FIR de type moyenne mobile sont plutôt des passe-bas, et parce que les FIR peuvent être implémentés de façon récursive. (En toute généralité, ça n'a pas grand intérêt, mais un cas particuliers comme la moyenne mobile non pondérée peut très simplement se réaliser en intégrant la différence entre le signal d'entrée et le signal d'entrée retardé.).

Parmi les filtres linéaires, les filtres à réponse impulsionnelle finie, sont opposés aux filtre à réponse impulsionnelle infinie (filtre RII) qui eux ne peuvent être réalisés qu'avec des implémentations récursives qui remplacent une convolution sur une plage infinie, par un nombre fini d'états internes qui dépendent de l'entièreté de l'histoire passée du filtre.

De façon générale le filtre à réponse impulsionnelle finie est décrit par la combinai bruit linéaire suivante où $x[i]$ $1 \leq i \leq n$ représente les valeurs du signal d'entrée et $y[i]$ $1 \leq i \leq n$ les valeurs du signal de sortie.

$$Y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n-1] + b_2 \cdot x[n-2] + \dots + b_N \cdot x[n-N] \quad (4.3)$$

En utilisant le symbole de sommation, l'équation peut être réécrite de la façon suivante :

$$y[n] = \sum_{K=0}^N b_K \cdot x[n - K] \quad (4.4)$$

Puisque la réponse est une somme d'un nombre fini de valeurs, le filtre RIF est naturellement stable d'après le critère Entrée Bornée / Sortie Bornée.

b) Propriétés des filtres RIF

Les remarques générales suivantes peuvent être portées sur les filtres RIF [02]

- Les filtres RIF sont forcément stables, peu importe les coefficients utilisés.
- La complexité d'un filtre RIF est moindre que celle d'un filtre RII du même ordre. Cette propriété peut être utile sur les plateformes limitées en puissance de calcul.
- Généralement, les filtres RIF sont moins sensibles aux erreurs de quantification que les filtres RII. L'absence de récursivité empêche les erreurs cumulatives.
- Un filtre RIF est moins sélectif qu'un filtre RII du même ordre. C'est-à-dire que la transition entre la bande passante et la bande rejetée est moins rapide que dans le cas du filtre RII.
- Contrairement à un RII, un filtre RIF peut avoir une réponse impulsionnelle symétrique et introduire un retard sur le signal mais aucun déphasage.

c) les avantages et les inconvénients du filtre RIF [2]

Avantages :

- Toujours stable.
- Phase linéaire si symétrie des coefficients pas de distorsion de phase.
- Possibilité de réaliser toutes sortes de filtres 'ébouriffants' en dessinant simplement des gabarits de réponse en amplitude.

Inconvénients :

- Beaucoup de calculs par rapport à un IIR équivalent au niveau des performances.

- Le retard du filtre (de groupe ou de phase) peut être important si le nombre de 'taps' est élevé.

6.2. Filtre à réponse impulsionnelle infinie RII

a) définition :

Un filtre à réponse impulsionnelle infinie ou filtre RII est un type de filtre électronique caractérisé par une réponse basée sur les valeurs du signal d'entrée ainsi que les valeurs antérieures de cette même réponse.

Il est nommé ainsi parce que dans la majorité des cas la réponse impulsionnelle de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie. Il est aussi désigné par l'appellation de filtre récursif. Ce filtre est l'un des deux types de filtre numérique linéaire.

Contrairement au filtre RII la réponse du filtre RIF ne dépend que des valeurs du signal d'entrée. Par conséquent, la réponse impulsionnelle d'un filtre RIF est toujours de durée finie [03].

La plupart des filtres analogiques peuvent également être considérés comme des filtres à réponse impulsionnelle infinie.

De façon générale le filtre à réponse impulsionnelle infinie est décrit par l'équation aux différences suivante, où x représente les valeurs du signal d'entrée et y les valeurs du signal de sortie.

$$Y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n-1] + \dots + b_N \cdot x[n-N] - a_1 \cdot y[n-1] - \dots - a_m \cdot y[n-m] \quad (4.5)$$

En utilisant le symbole de sommation, l'équation peut être réécrite de la façon suivante :

$$y[n] = \sum_{K=0}^N b_k \cdot x[n - K] - \sum_{K=1}^M a_K \cdot y[n - k] \quad (4.6)$$

Les a_k et b_k sont les coefficients numériques qui définissent la nature du filtre

Les filtres numériques peuvent être réalisés à l'aide de trois éléments ou opérations de base. Soit l'élément gain, l'élément de sommation et le retard unitaire. Ces éléments sont suffisants pour réaliser tous les filtres numériques linéaires possibles.

b) Propriétés

Les remarques générales suivantes peuvent être portées sur les filtres RII [02] :

- Les filtres RII ne sont pas forcément stables, la stabilité dépend de la position des pôles dans le plan complexe.
- La complexité d'un filtre RII est supérieure à celle d'un filtre RIF du même ordre. Cette propriété peut être un problème sur les plateformes limitées en puissance de calcul.
- Généralement, les filtres RII sont plus sensibles aux erreurs de quantification que les filtres RIF. La récursivité peut générer des erreurs cumulatives.
- Un filtre RII est plus sélectif qu'un filtre RIF du même ordre. C'est-à-dire que la transition entre la bande passante et la bande rejetée est plus rapide que dans le cas du filtre RIF.

c) les Avantages et les inconvénients de filtre IIR [04]

Avantage :

Beaucoup moins de calculs par rapport à un FIR équivalent au niveau des performances.

Inconvénients :

- Il faut vérifier la stabilité.
- Phase non linéaire distorsion de phase

6.3. Le choix entre un filtre FIR et IIR dépend

- Des performances recherchées
- De l'application
- De la vitesse du processeur
- De la mémoire RAM disponible

Tableau 4. 2: Le choix entre un filtre FIR et IIR dépend [04]

Critère	R.I.F	R.I.I.
Maîtrise de la phase	Oui	Non
Complexité	Très faible	Faible
Stabilité	Calcul possible par TFD Toujours	Risque de problème en cas de précision de calcul insuffisante
Nombre de coefficients nécessaires	Moyen	Faible
Précision nécessaire pour les calculs	Moyenne	Assez grande
Adapté à la multi-cadence	Oui	Non

7. Filtrage adaptatif

Les techniques de filtrage adaptatif trouvent tout leur sens dans les problèmes pour lesquels la composante de bruit ou le processus ont un comportement spectral inconnu. Considérons par exemple le cas d'un signal perturbé par un parasite sinusoïdal à la fréquence de 50Hz. Ce signal peut être filtré efficacement par un filtre classique coupe bande centré sur 50Hz. En revanche, considérons le cas de la mesure sur électrocardiogramme du rythme cardiaque d'un bébé encore dans le ventre de sa mère. Le signal va être parasité par le rythme cardiaque de la mère. Ce signal parasite est à priori de contenu spectral inconnu et il risque même de se superposer en partie au signal correspondant au bébé. Le filtrage classique est donc ici inefficace alors que le filtrage adaptatif va se révéler performant.

7.1. Principe du filtrage adaptatif

– Par algorithme du gradient

Le principe du filtrage adaptatif est représenté sur la figure (Fig 4.7) ; il correspond à une opération effectuée sur un signal reçu $x(n)$ pour fournir une sortie dont la différence avec un signal de référence $y(n)$ soit minimisée. Cette minimisation est obtenue en calculant les coefficients du filtre pour chaque nouvel ensemble de données, référence et signal reçu [5].

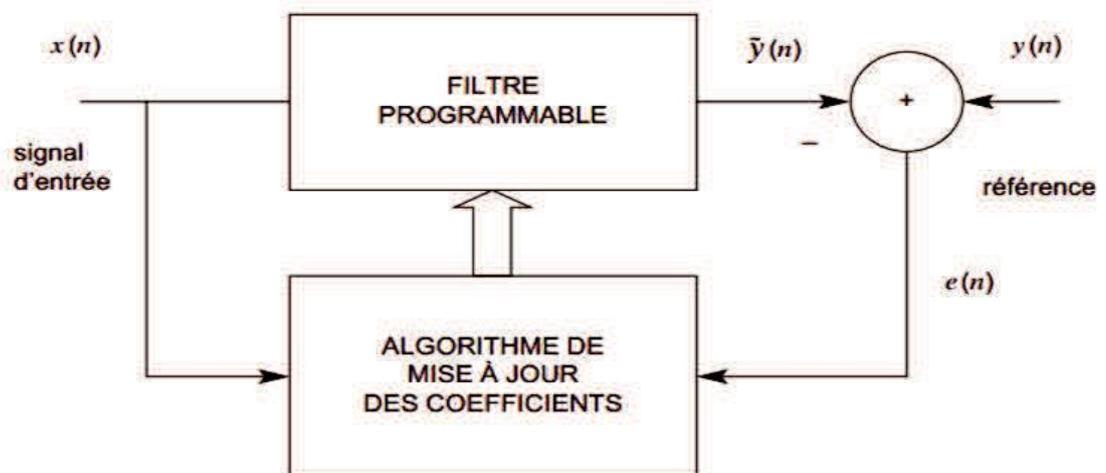


Fig 4. 7: Principe du filtrage adaptatif. [5]

7.2. Filtre de Wiener

Problème d'estimation linéaire

La figure (Fig 4.8) illustre un problème courant d'estimation linéaire. $x(n)$ correspond au signal qui nous intéresse mais n'est pas directement accessible. Seul $y(n)$ l'est et $y(n)$ est obtenu après passage de $x(n)$ dans un système linéaire suivi de l'addition d'un bruit [3].

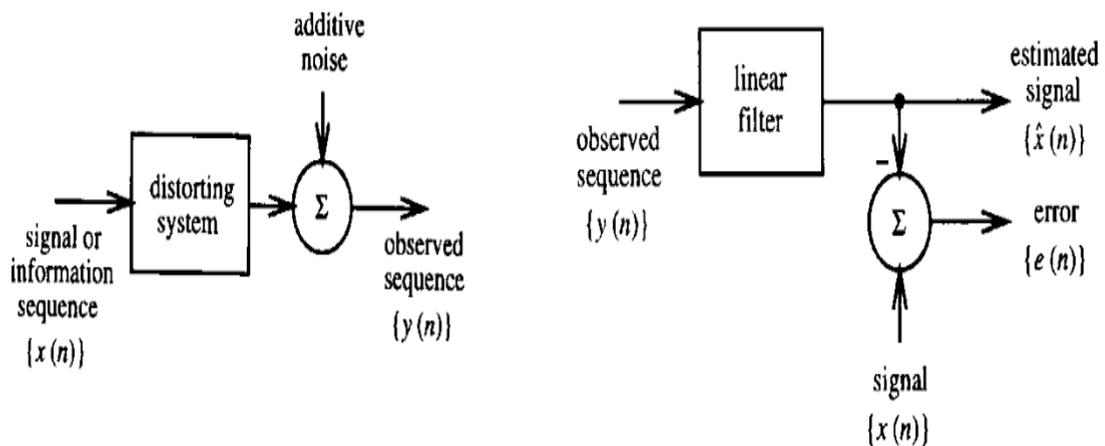


Fig 4.8 : Schéma général d'un problème d'estimation linéaire. [3]

Le problème qui se pose est comment retrouver $x(n)$ à partir de $y(n)$. Une solution consiste à filtrer $y(n)$ de tel sorte que la sortie $\hat{x}(n)$ soit la plus proche possible de $x(n)$

Evidemment, plus $e(n)$ sera faible, plus l'estimation sera bonne. On cherche donc un filtre qui minimisera l'erreur. Il est pratique de chercher à minimiser $e^2(n)$ car c'est une fonction quadratique facilement dérivable. Par ailleurs, étant donné que les signaux intéressants sont aléatoires, la fonction coût qui sera à minimiser est l'erreur quadratique moyenne (MSE) définie par :

$$\xi(n) = E(e^2(n)) \quad (4.7)$$

Le filtre optimal de Wiener correspond au filtre qui minimisera la MSE [3].

7.3. Algorithme LMS :

L'algorithme LMS (Least Mean Squares) est une classe de filtre adaptatif utilisé pour imiter un filtre désirée en trouvant les coefficients de filtre (différence entre le signal désiré et réel). Il s'agit d'une méthode de descente de gradient stochastique qui rend le choix du filtre adapté

uniquement en fonction de l'erreur à l'instant courant. Il a été inventé en 1960 par le professeur Bernard Widrow et son premier doctorant Ted Hoff de l'Université de Stanford [6].

L'algorithme LMS est certainement l'algorithme adaptatif le plus populaire qui existe en raison de sa simplicité.

Puisque :

$$R = E\{x(n)x^T(n)\} \text{ et } p = E\{x(n)d(n)\} \quad (4.8)$$

Sont des fonctions d'autocorrélation et d'intercorrélation, on approchera ces grandeurs déterministes par des estimées $\hat{R}(n)$ et $\hat{p}(n)$ à l'instant n .

Dans le cas du LMS, on choisit les estimées les plus simples possibles, à savoir:

$$\hat{R}(n) = x(n)x^T(n), \quad (4.9)$$

$$\hat{p}(n) = x(n)d(n). \quad (4.10)$$

Ce sont simplement les estimées instantanées des corrélations.

En remplaçant $\hat{R}(n)$ et $\hat{p}(n)$ dans l'algorithme du gradient déterministe suivant :

$$h(n+1) = h(n) - \frac{1}{2} \mu g(n) \quad (4.11)$$

$$\begin{aligned} \underline{\text{Où:}} \quad g(n) &= \partial J[h(n)] / \partial h(n) \\ &= -2E\{x(n)e(n)\} \\ &= -2p + 2R h(n) \end{aligned}$$

Est le gradient de la fonction coût

$$J[h(n)] = E\{e(n)^2\}. \quad (4.12)$$

Cet algorithme peut encore s'écrire en utilisant l'erreur:

$$e(n) = y(n) - x^T(n)h(n) \quad (4.13)$$

$$h(n+1) = h(n) + \mu E\{x(n)e(n)\} \quad (4.14)$$

On obtient

$$h(n + 1) = h(n) + \mu[\hat{p}(n) - \hat{R}(n)h(n)]$$

$$h(n + 1) = h(n) + \mu x(n)[d(n) - x^T(n)h(n)]$$

$$h(n + 1) = h(n) + \mu x(n)e(n) \quad (4.15)$$

Qui est l'algorithme LMS [7]. On remarquera que $h(n)$ est maintenant une variable aléatoire [puisqu'à chaque nouvelle itération n , $h(n)$ dépend des processus aléatoires $x(n)$ et $d(n)$].

Résumé de l'algorithme LMS:

Calcul de la sortie du filtre:

$$y(n) = h^T(n)x(n) \quad (4.16)$$

Calcul du signal d'erreur:

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (4.17)$$

Mise à jour du filtre:

$$h(n + 1) = h(n) + \mu x(n)e(n) \quad (4.18)$$

μ : Est le pas d'adaptation de l'algorithme qui démarre avec une initialisation quelconque $h(0)$.

L'algorithme LMS est très simple: il nécessite seulement $2L + 1$ multiplications et $2L$ additions par itération, où L est le nombre de coefficients du filtre

8. Conclusion :

Au cours des dernières années, avec l'amélioration rapide de la technologie informatique, le traitement du signal numérique est devenu plus important. Par conséquent, le problème de conception de filtres numériques a reçu beaucoup d'attention.

On a donné dans ce chapitre des notions de base sur les filtres numériques et leurs classifications selon la réponse fréquentielle (passe bas, passe haut... etc.) et selon la réponse impulsionnelle (RIF et RII), on a donné aussi des notions de base sur les filtrages adaptatifs et présenté deux algorithmes : LMS et winner.

Dans le chapitre suivant, nous allons appliquer les filtrages (numériques et adaptatifs) pour le débruitage du signal phonocardiogramme.

Chapitre V

Application du filtrage dans le débruitage du signal phonocardiogramme

1. Introduction

Les pathologies valvulaires introduisent des changements significatifs dans la morphologie du signal du phonocardiogramme. Les souffles cardiaques sont souvent les premiers signes de ces changements et se manifestent généralement lors de l'auscultation dans les soins de santé primaires. Éliminer ces respirations pour isoler les bruits cardiaques normaux donne une durée d'assistance au diagnostic considérable. Ce chapitre souligne l'importance du choix du filtre numérique dans l'analyse du signal du phonocardiogramme. En effet, sur la base des résultats, les filtres IIR (Infinite Impulse Response) tirent l'avantage d'être plus utiles pour filtrer les signaux PCG, notamment la séparation des bruits cardiaques (B1 et B2), des murmures cardiaques et des clics. Ils semblent toujours plus susceptibles d'être utilisés si nous voulons effectuer des murmures de filtrage sans bruits B1 et B2 trop déformés, car ils ont toujours une erreur plus petite. Les filtres FIR (réponse impulsionnelle finie) représentés par la technique d'échantillonnage de fréquence affectent beaucoup plus la morphologie des composants internes, ce qui est confirmé par une erreur plus importante entre le signal d'origine et le signal synthétisé.

2. Résultats et discussion

Applications des filtres à réponse impulsionnelle infinie (RII)

La figure suivante montre les différents résultats après application des types de filtres Butterworth (N = 3), Elliptiques (N = 5), Bessel (N = 3) sur un signal PCG bruyant avec une fréquence de coupure $W_0 = 62.8319$ (les paramètres choisis sont les paramètres qui ont

donné les meilleurs résultats : l'ordre du filtre (N) et la pulsation de coupure (ω_0) ils sont obtenus grâce à plusieurs expérimentations).

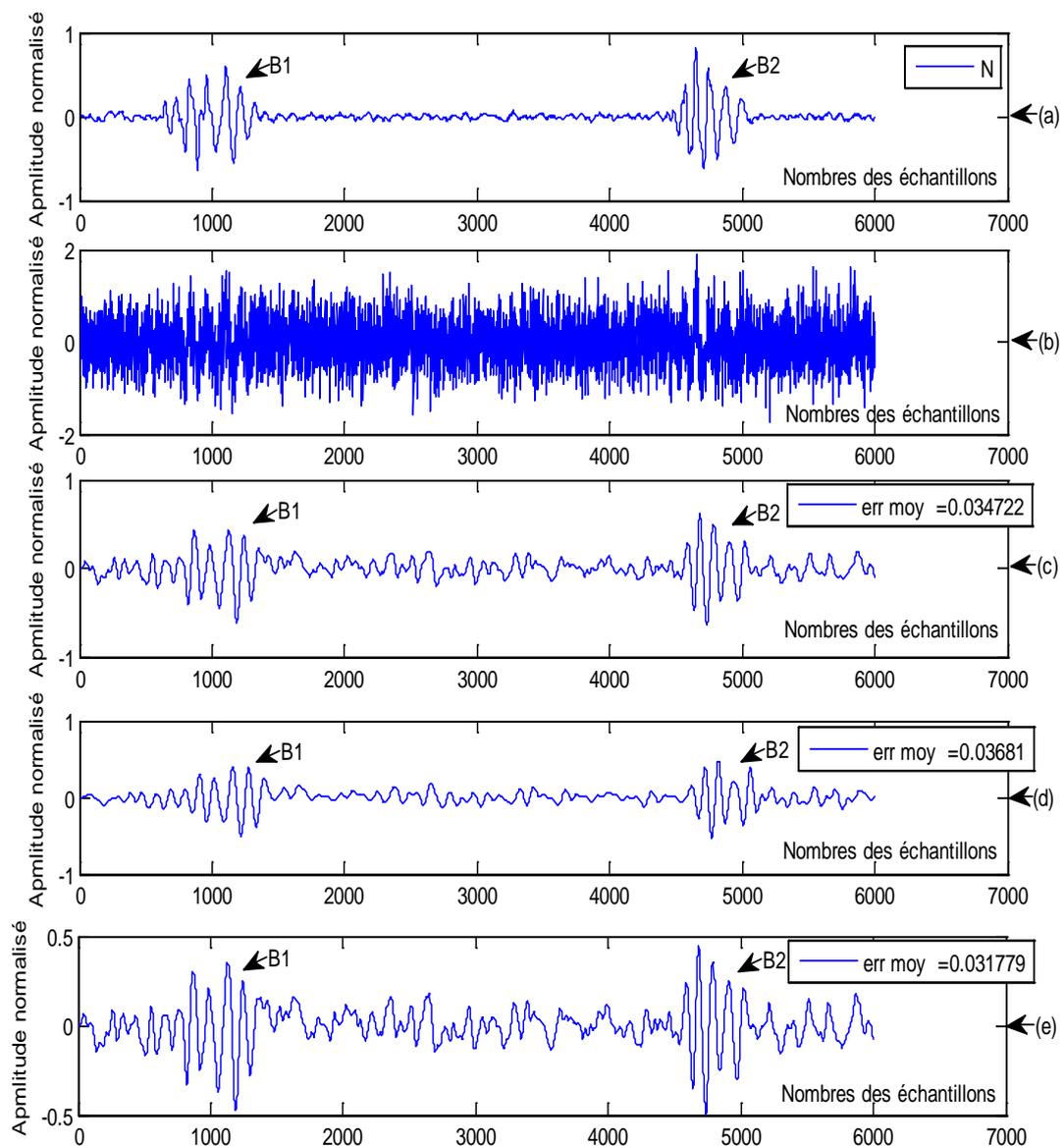


Fig 5. 1: Filtrage du signal PCG (sujet sain) contaminé par un bruit blanc gaussien a) signal PCG N, b) signal original bruité, c) signal filtré (type de Butterworth) d) signal filtré (type de Elliptique), e) signal filtré (type de Bessel).

On peut interpréter ces résultats selon trois méthodes ;

1. Observation visuelle

D'après les figures (c, d, e) nous remarquons la présence des bruits cardiaques B1 et B2 car les bruits des basses fréquences (-200 Hz) et la transformation fréquentielle est de type passe bas.

D'après la réduction du bruit gaussien, ces filtres conservent la même forme des bruits cardiaques quelque soit l'amplitude ou la largeur, mais il existe une atténuation d'amplitude dans la figure (d).

Donc on peut constater que les deux types des filtres (Butterworth et Bessel) sont plus efficaces pour la diminution ou la disparition du bruit blanc que le filtre d'Elliptique.

2. L'erreur moyenne calculée

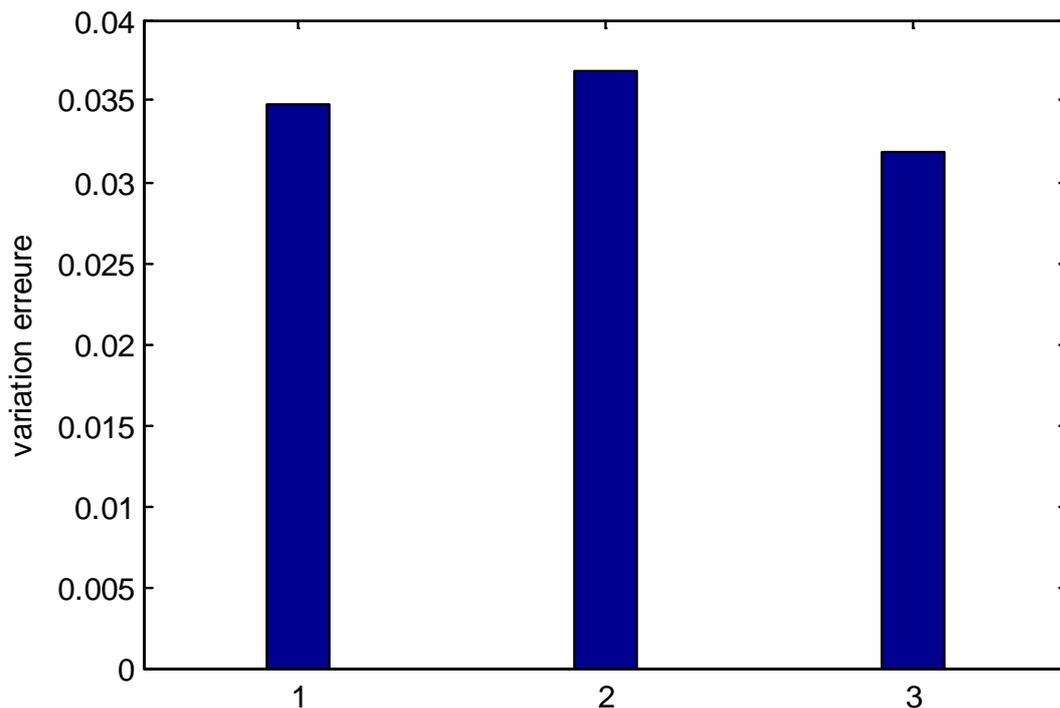


Fig 5. 2: Erreur moyen (ϵ_{moy}) mesurée pour différents filtres appliqués au signal PCG (N) ϵ_{moy} du filtre de Butterworth, 2) ϵ_{moy} du filtre d'Elliptique 3) ϵ_{moy} du filtre de Bessel

En effet, la valeur de l'erreur ϵ_{moy} donnée dans cette figure permet de s'apercevoir que cette valeur est de plus en plus importante (valeur plus réduite) relativement à la bonne conservation de la forme du signal PCG.

Ainsi nous remarquons que le signal PCG représentant les bruits cardiaques B1 et B2 a la valeur de ϵ_{moy} la plus élevée.

Le filtre de Bessel donne la valeur la plus réduite de ϵ_{moy} par rapport aux filtres de Butterworth et Elliptique.

3. Transformée de Fourier et Spectre

Le Spectre d'un signal représente dans le domaine fréquentiel l'ensemble des composantes fréquentielles qui constituent ce signal.

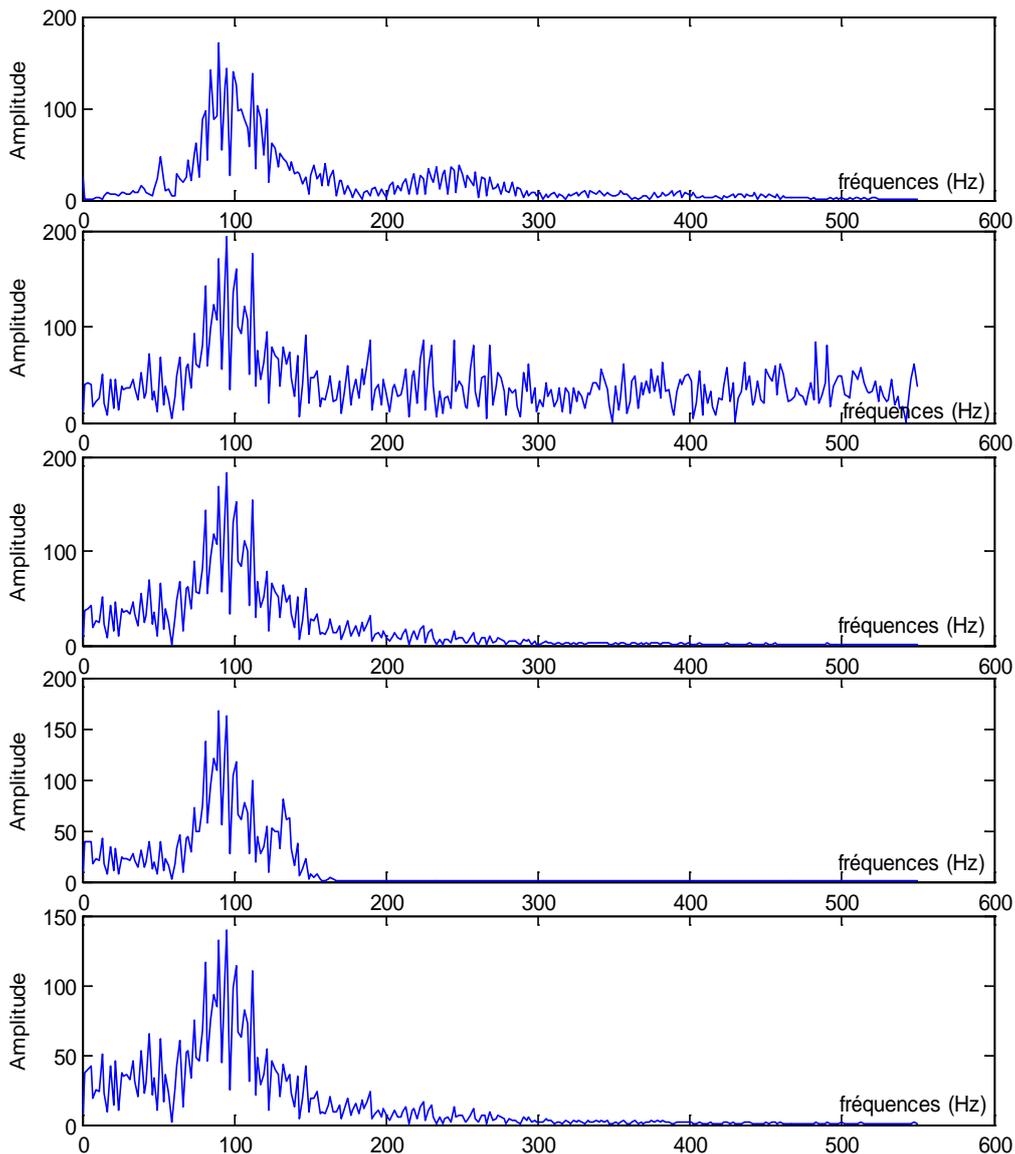


Fig 5. 3: spectres correspondants au filtrage du signal PCG (N)

Les spectres ci-dessus dans la figure (Fig 5.3) représentent des signaux composés d'une bande de fréquence aux alentours de 150 Hz jusqu'à 180 Hz. Ces spectres sont obtenus grâce à une transformée de Fourier (fft : Fast Fourier transform). Cette transformation permet de passer du domaine temporel classique au domaine fréquentiel. Un signal dans le domaine fréquentiel est donc uniquement constitué de fréquences.

Un bruit blanc (figure (b)) possède un spectre étalé sur toute la bande fréquentielle, alors que celui du signal original (figure(a)) est concentré autour de sa fréquence.

En premier lieu les fréquences inférieurs à 180 Hz apparaissent dans les trois spectres qui correspondent aux différents filtres, deuxièmement les filtres des Butterworth et Bessel permettent d'atténuer l'amplitude des hautes fréquences du signal bruité (figure(b)) et

rendent le spectre à peu près le même que celui du signal original. Par contre le filtre d'Elliptique élimine complètement les hautes fréquences à partir de 180 Hz, engendrant une perte d'information du signal filtré (figure(d)).

On peut conclure que la transformation Bilinéaire couplée avec la synthèse du filtre analogique appliqué au signal PCG (suet saint) permet d'obtenir le meilleur résultat d'après le filtrage de ce signal noyé dans le bruit blanc gaussien.

Les filtres de Butterworth et Bessel couplés avec la transformation Bilinéaire prennent l'avantage de filtrage mieux que le filtre d'elliptique.

Le travail effectué ci-dessus, nous a permis de trouver et de choisir les deux types de filtres « Butterworth » et « Bessel » dans la synthèse du filtres RII comme étant les plus appropriés aux filtrage des signaux PCG.

Donc on va voir quelques exemples des signaux PCG pathologiques :

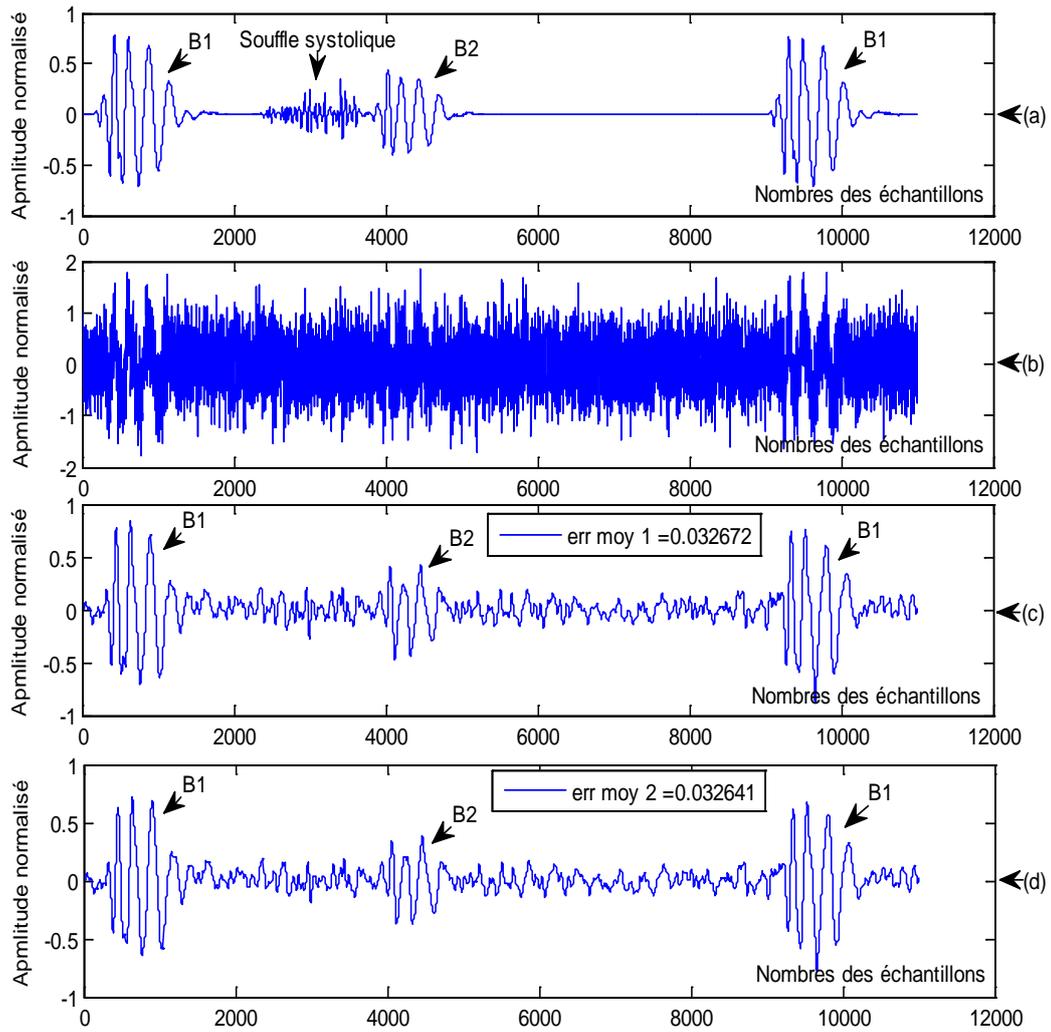


Fig 5. 4: Filtrage du signal PCG (LS) contaminé par un bruit blanc gaussien

a) signal PCG (LS), b) signal original bruité, c) signal filtré (type de Butterworth) d) signal filtré (type de Bessel).

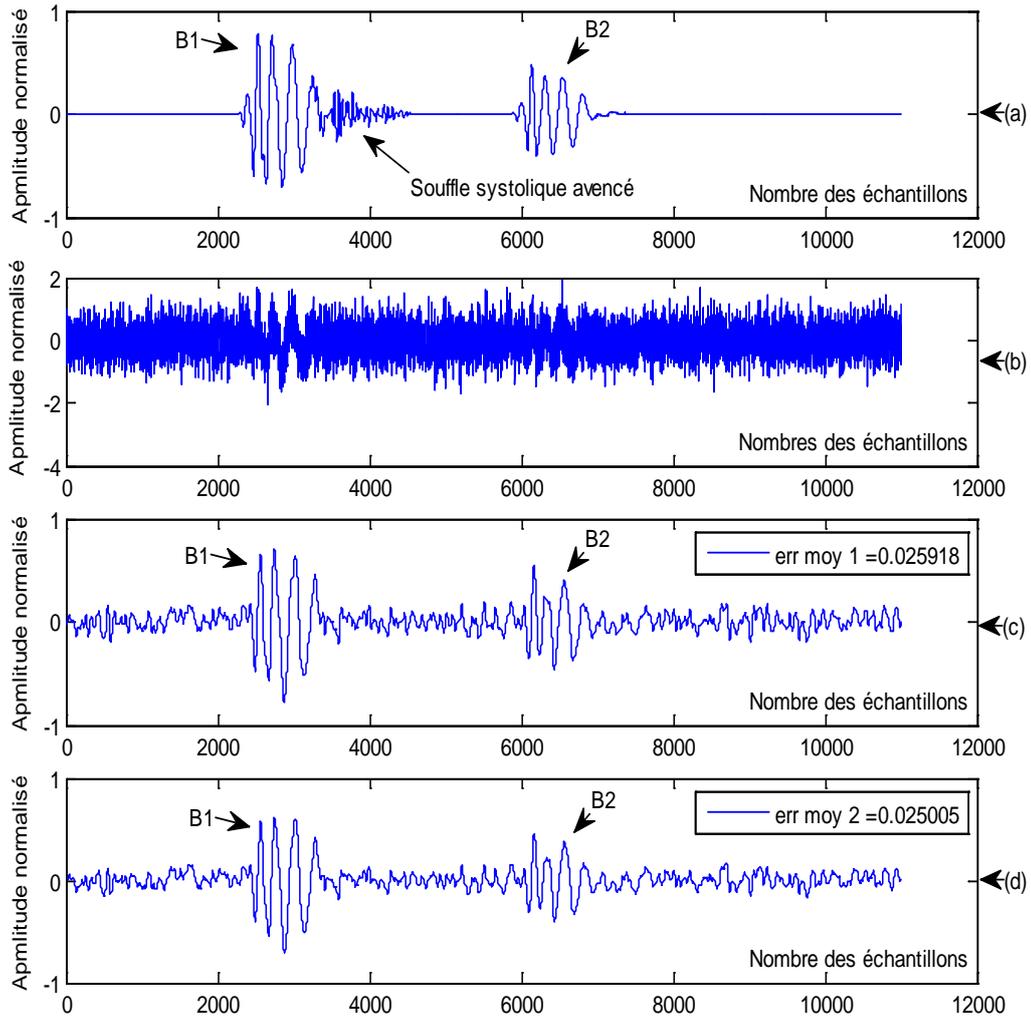


Fig 5. 5: Filtrage du signal PCG (ES) contaminé par un bruit blanc gaussien

a) signal PCG (ES), b) signal original bruité, c) signal filtré (type de Butterworth) d) signal filtré (type de Bessel).

En effet les bruits cardiaques apparaissent de manière claire tel que démontré dans les figures (Fig 5.4) et (Fig 5.5) après le filtrage et nous remarquons l'absence du souffle systolique (retardé ou avancé) car il est de haute fréquence comme le bruit blanc gaussien.

Séparation des bruits cardiaques B1 et B2 ;

La séparation des bruits et des souffles cardiaques se base sur le comportement fréquentielle du signal PCG (basse fréquence ; bruits B1 et B2. haute fréquence ; souffles,

click), pour cela la synthèse du filtre RII permet de sélectionner uniquement les basses fréquences ou les hautes fréquences.

Dans cette partie nous avons filtrés les signaux PCG pathologiques par l'élimination des souffles cardiaques à l'aide de la transformation fréquentielle (Passe bas - Passe bas) pour que les bruits cardiaques puissent apparaître.

Les résultats se présentent comme suit :

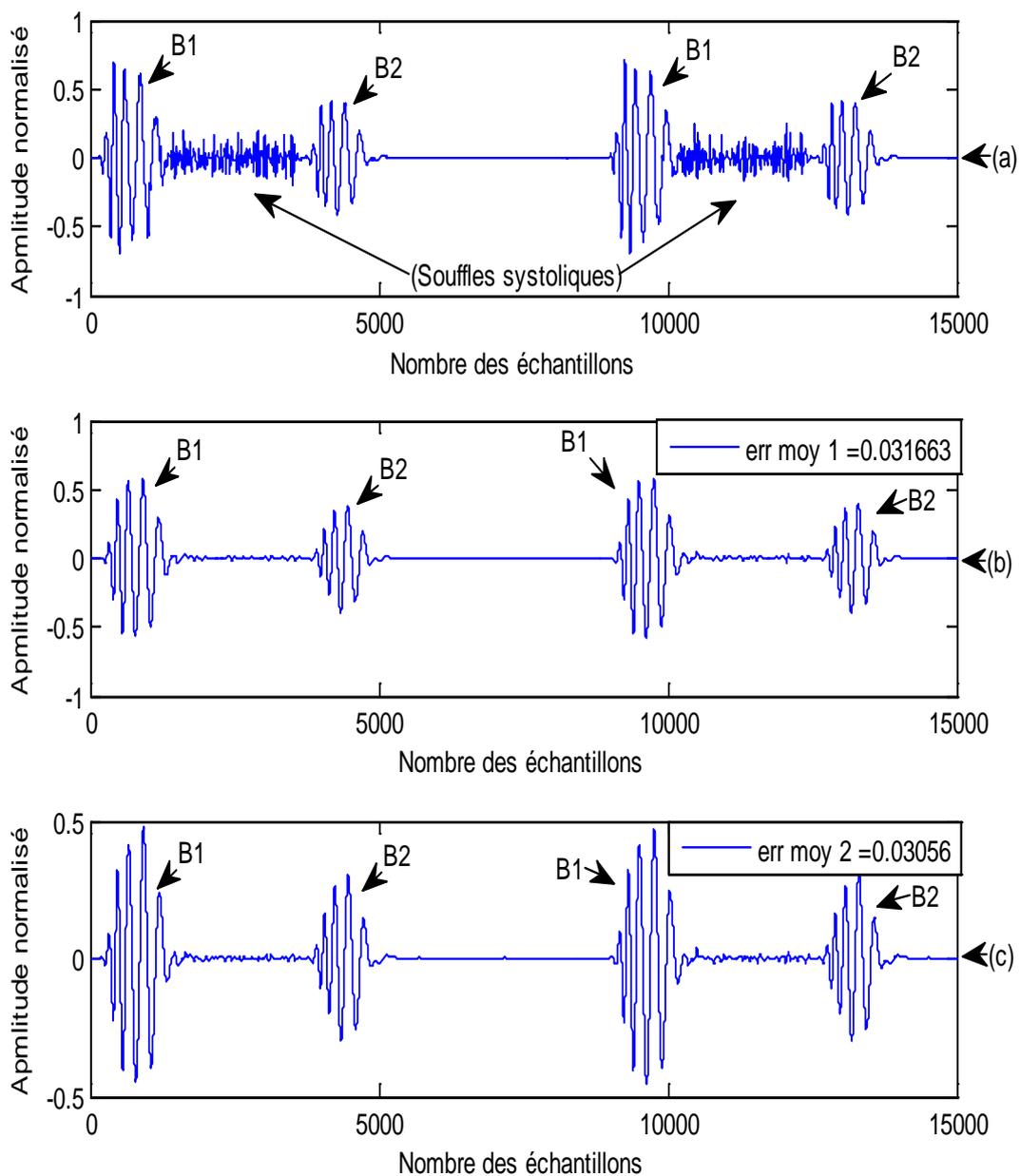


Fig 5. 6: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (PAS).

a) signal PCG (PAS), b) signal filtré (type de Butterworth), c) signal filtré (type de Bessel).

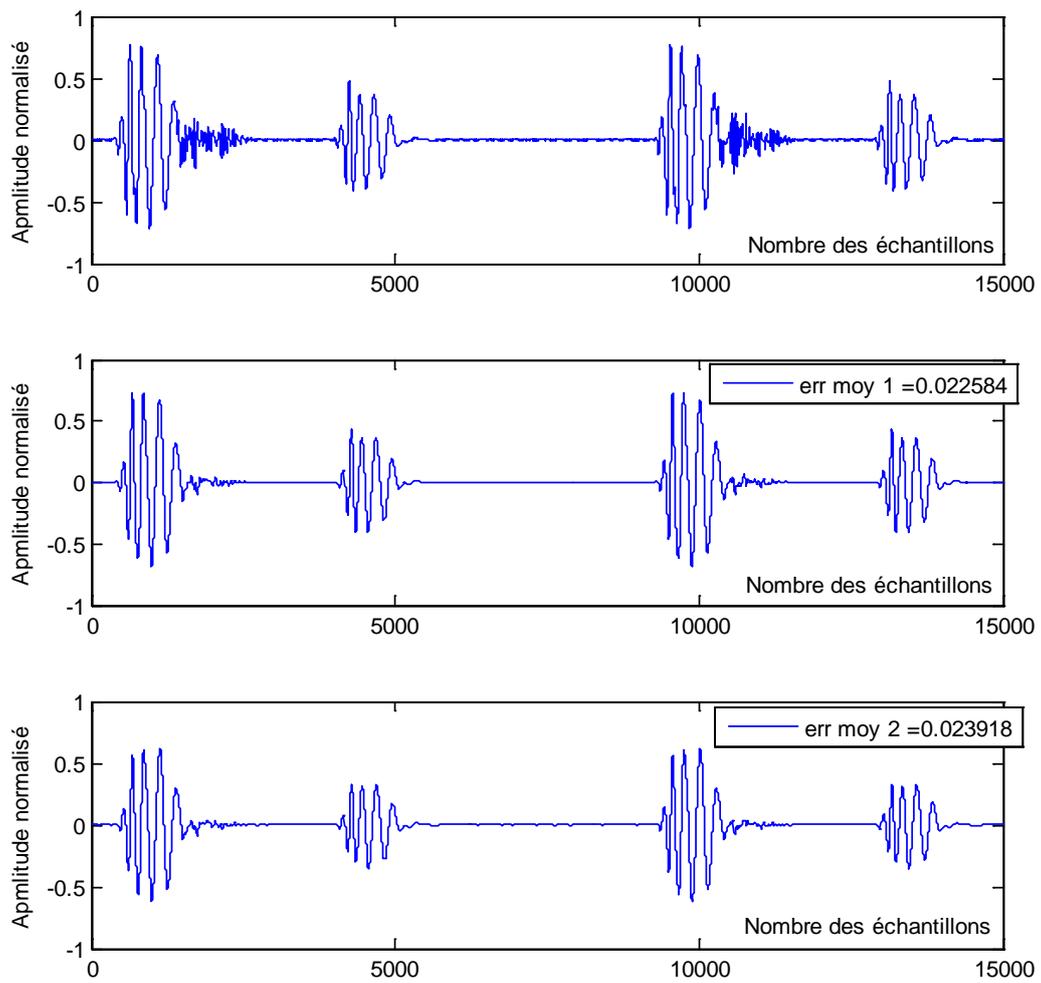


Fig 5. 7: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (ES).

a) signal PCG (ES), b) signal filtré (type de Butterworth), c) signal filtré (type de Bessel).

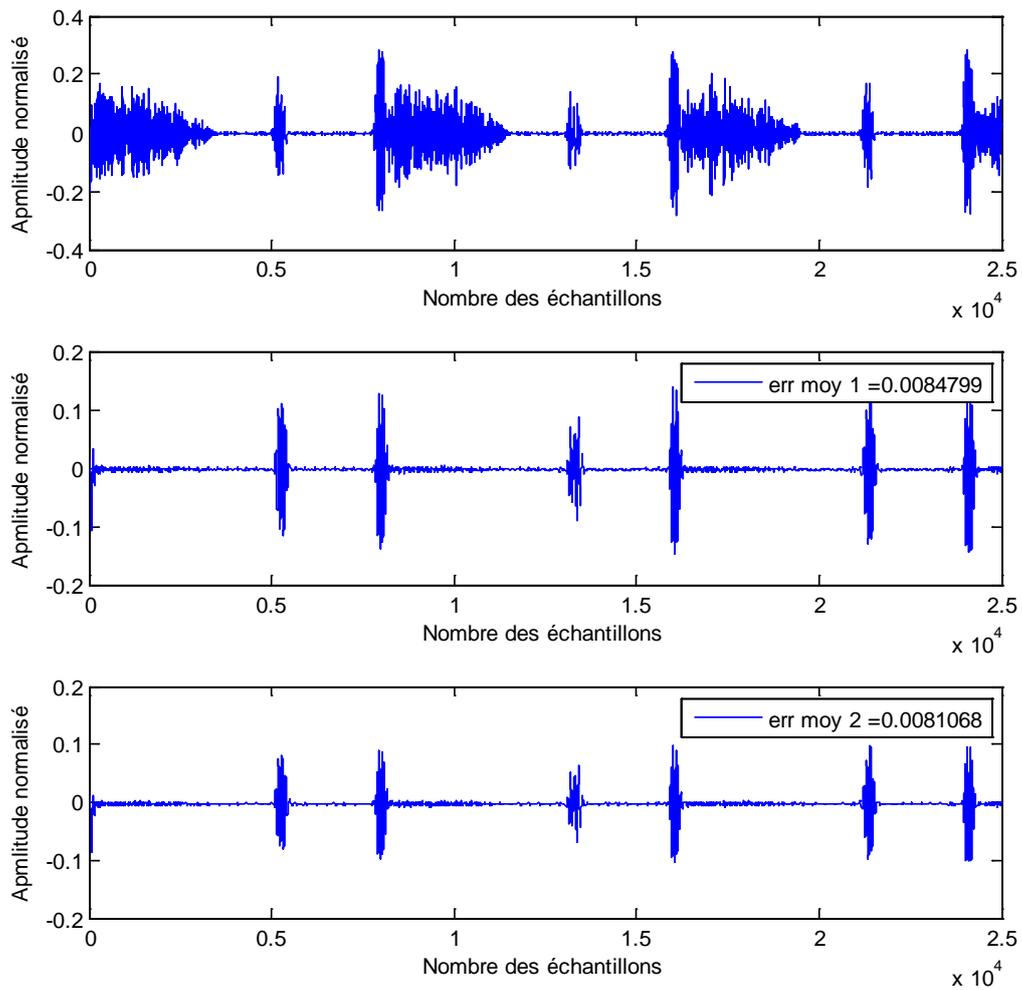


Fig 5. 8: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (AR).
 a) signal PCG (AR), b) signal filtré (type de Butterworth), c) signal filtré (type de Bessel).

Séparation des souffles cardiaques;

La séparation des souffles et des clicks cardiaques nécessite l'utilisation de la transformation fréquentielle (Passe bas → Passe haut) pour sélectionner les hautes fréquences, ce qui donne les résultats suivants :

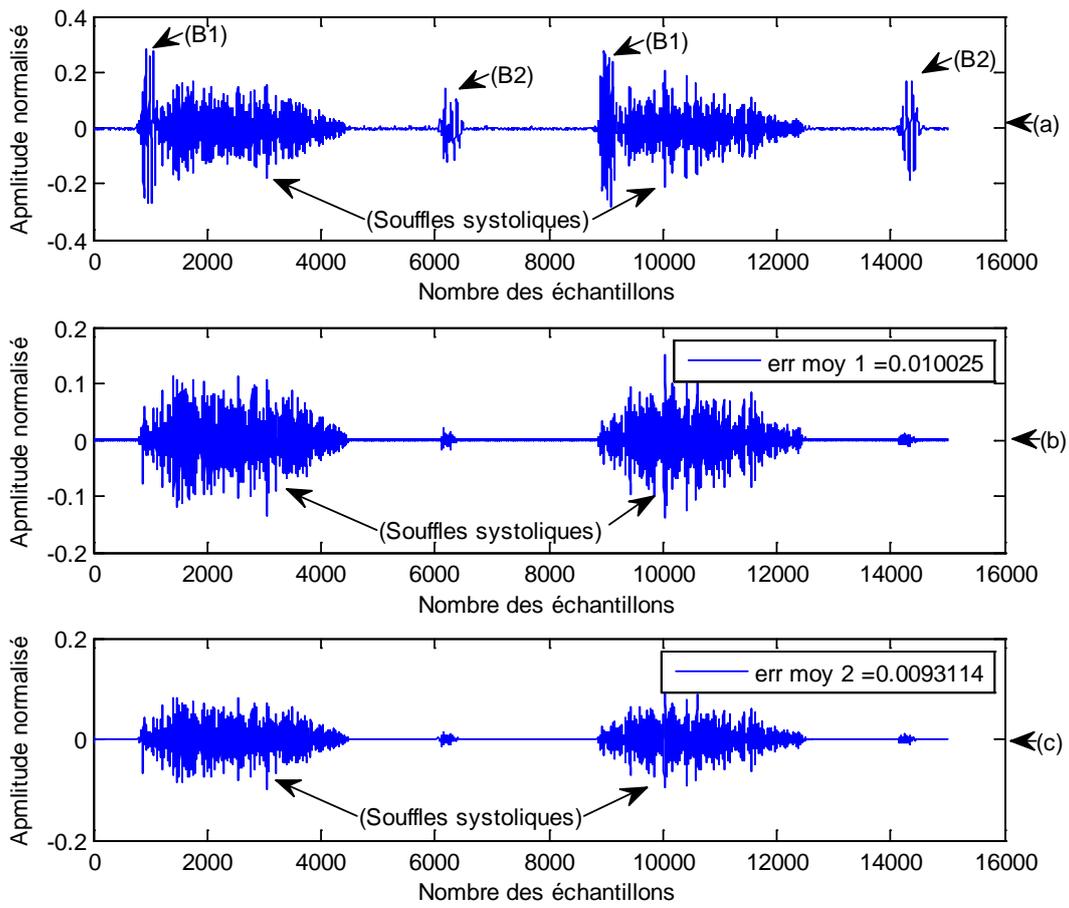


Fig 5. 9: Séparation des souffles cardiaques du signal PCG (AR).

a) signal PCG (AR), b) signal filtré (type de Butterworth), c) signal filtré (type de Bessel).

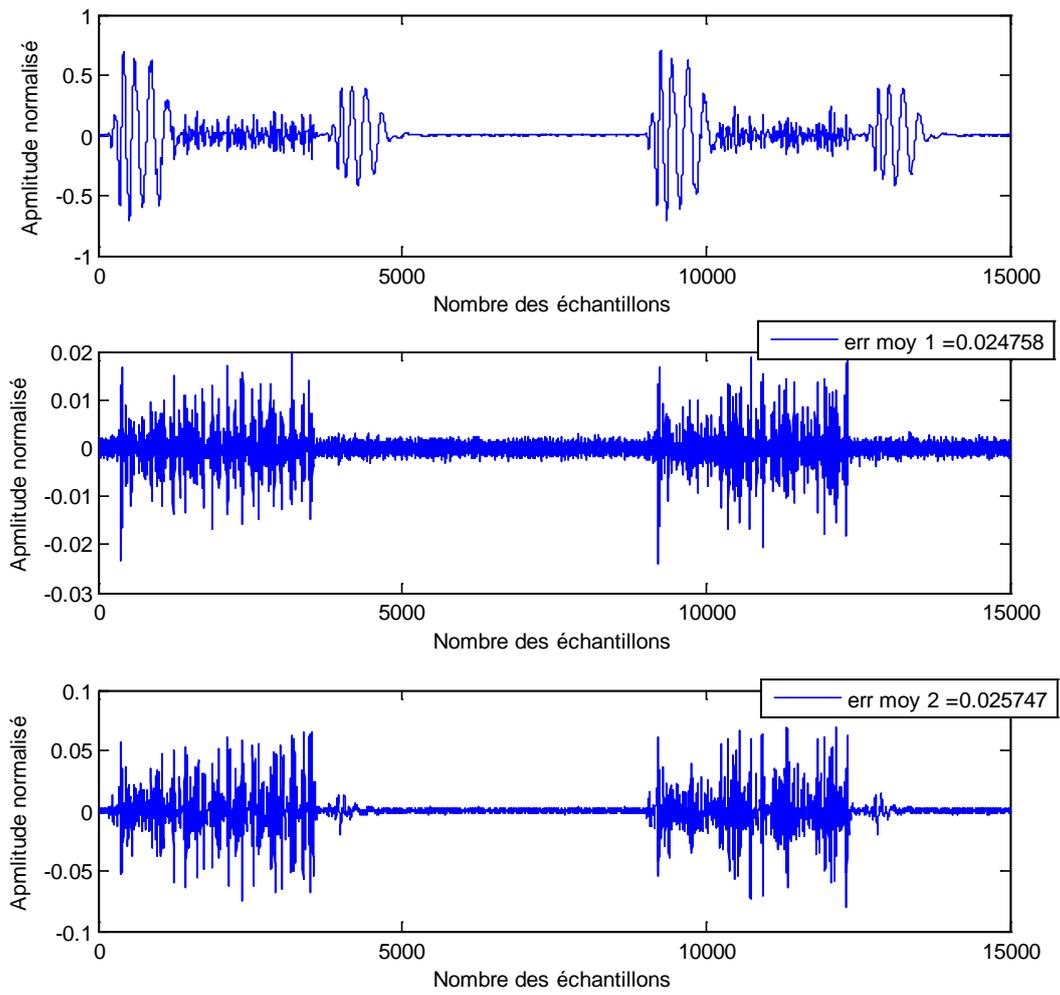


Fig 5. 10: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (PAS).
 a) signal PCG (PAS), b) signal filtré (type de Butterworth), c) signal filtré (type de Bessel).

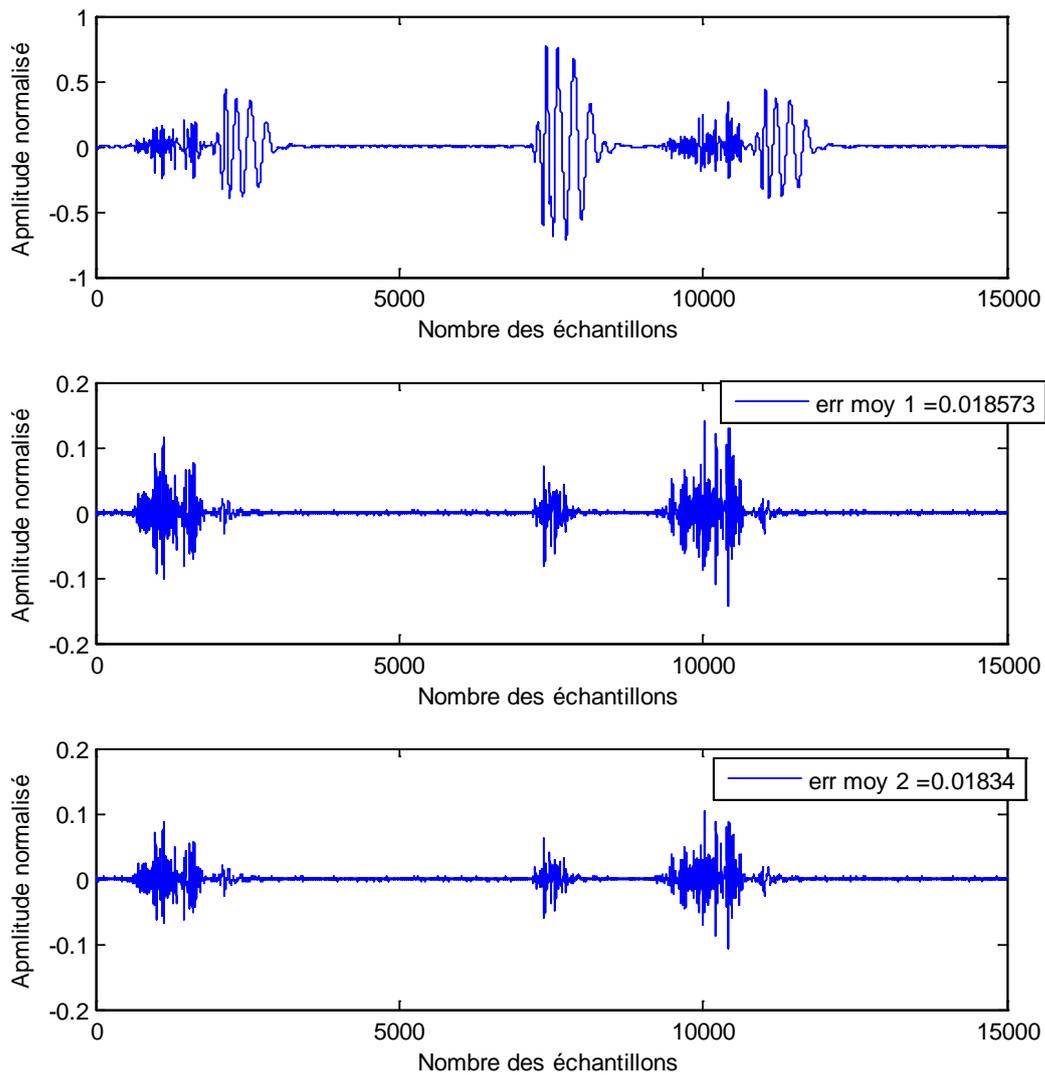


Fig 5. 11: Séparation des bruits cardiaques du signal PCG (LS).
a) signal PCG (LS), b) signal filtré (type de Butterworth), c) signal filtré (type de Bessel).

2.1. Applications des filtres à réponse impulsionnelle finie (RIF)

La synthèse des filtres à réponse impulsionnelle finie est l'étape majeure qui permet de fixer les valeurs des coefficients de la réponse impulsionnelle.

Ces échantillons appelés coefficients du filtre sont obtenus en essayant de se rapprocher le plus possible d'une réponse fréquentielle idéale.

On va appliquer la méthode d'échantillonnage fréquentiel sur un signal PCG bruité par un bruit blanc gaussien, afin de voir l'efficacité de cette synthèse et de choisir les meilleurs paramètres du filtre.

Méthode d'échantillonnage fréquentiel

Nous avons appliqué la méthode d'échantillonnage fréquentiel sur les signaux PCG bruités par un bruit blanc gaussien et nous avons augmenté l'ordre du filtre ; les résultats seront représentés dans la figure suivante :

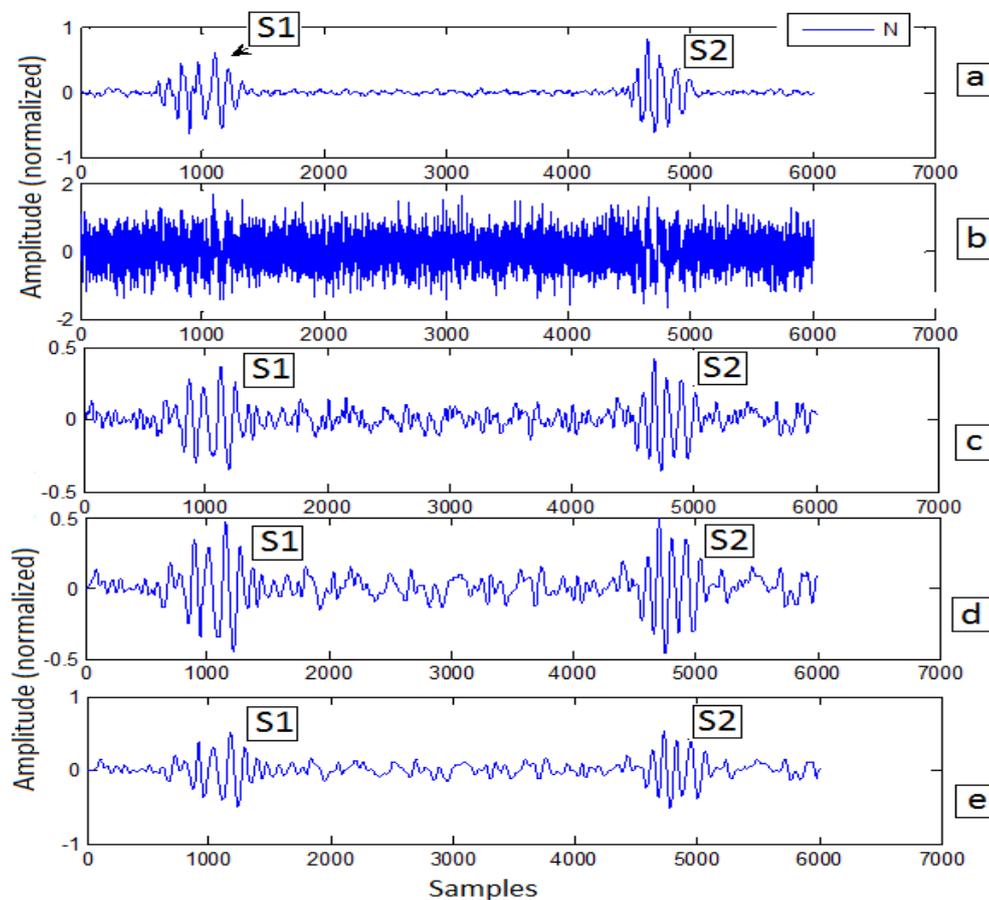


Fig 5. 12: filtrage du signal PCG (N) bruité par un bruit gaussien blanc

a) Signal PCG (N) b) signal original bruité c) signal filtré (l'ordre N 50)

d) signal filtré (l'ordre N 100) e) signal filtré (l'ordre N 150)

Cette figure montre les différents résultats après le filtrage du signal PCG sain contaminé par un bruit blanc gaussien avec une variation de l'ordre du filtre (N 50, N 100, N 150) et un rapport signal /bruit $RSB = 12.1591$.

Les résultats sont très proches ce qui nécessite d'autres méthodes (réponse fréquentielle et densité spectrale de puissance) pour déterminer le meilleur ordre du filtre. Les réponses fréquentielles du filtre pour différents ordres sont présentées dans la figure suivante :

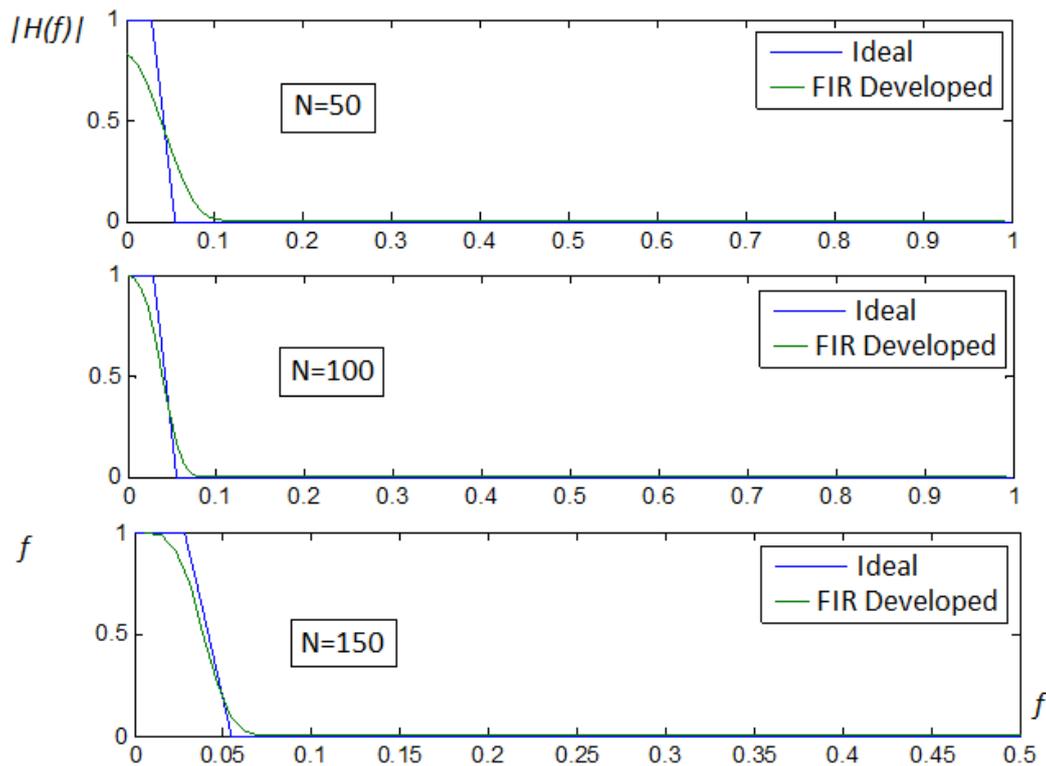


Fig 5. 13: Comparaison des réponse fréquentielles pour différents ordre (N 50, 100, 150)

Nous remarquons lorsqu'on augmente l'ordre du filtre, la réponse fréquentielle du filtre sera idéale ce qui donne plus de performance au filtre.

Quand le signal n'est plus stationnaire (le cas du signal PCG) on peut analyser le contenu fréquentiel de ce signal à partir bruit spectrogramme.

Il s'agit de calculer la densité spectrale de puissance en considérant des segments successifs du signal PCG. Cet outil donne alors une représentation bidimensionnelle du signal PCG :

Fréquence, Energie. Cette quantité est représentée par l'amplitude du spectre variant selon les valeurs des fréquences.

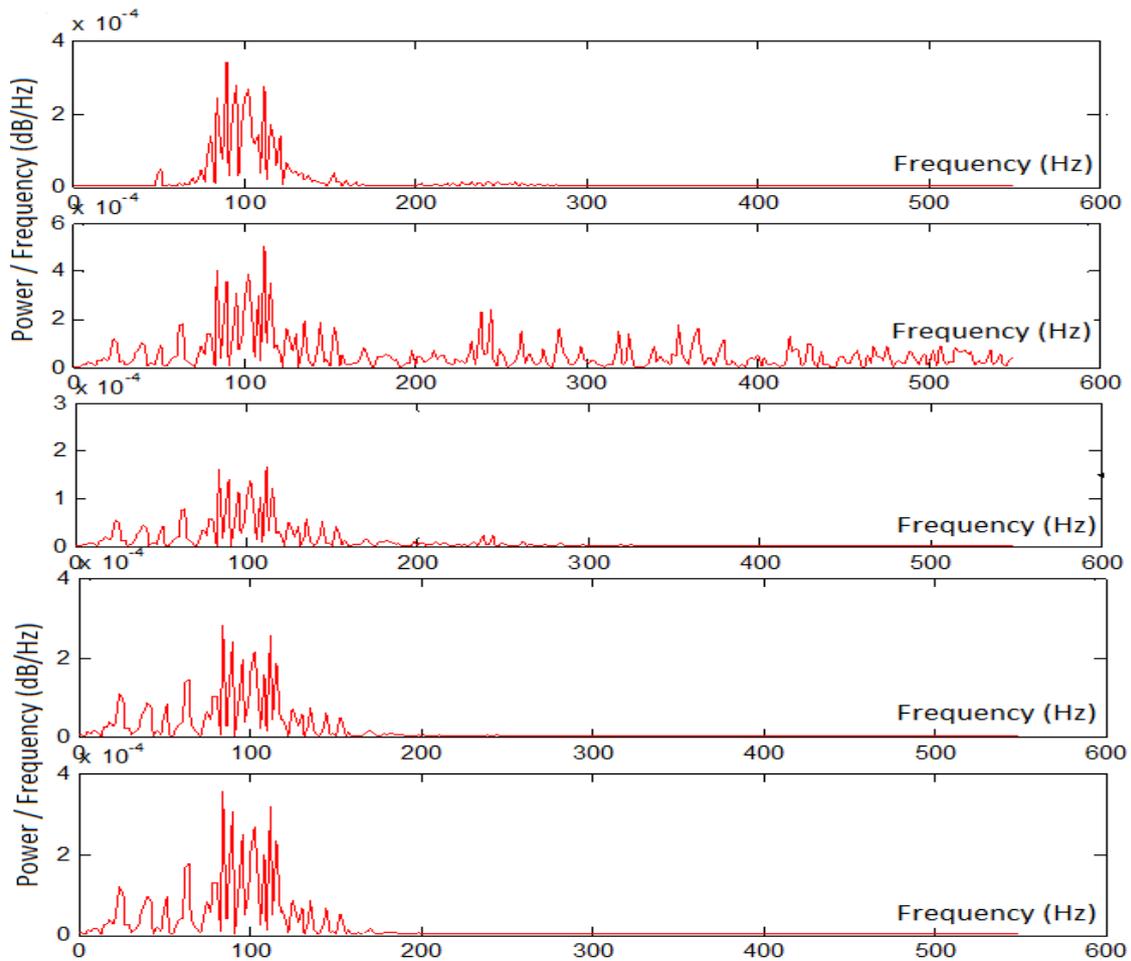


Fig 5. 14: la densité spectrale de puissance via la méthode de Welch

- a) DSP du signal PCG (N)
- b) DSP du signal PCG bruité
- c) DSP du signal PCG filtré N 50
- d) DSP du signal PCG filtré N 100
- e) DSP du signal PCG filtré N 150

La densité spectrale de puissance obtenue à l'aide de la méthode de Welch permet d'évaluer le spectre de puissance.

la puissance élevée correspond aux basses fréquences (moins 200 HZ) du signal original (Fig 5.14.a) elle a été conservée par le filtre et la puissance des hautes fréquences (plus que 200 HZ) correspond au bruit gaussien (Fig 5.13.b) a été complètement éliminée dans la Fig 5.13.d et e que celle de la Fig 5.14.c.

On peut conclure que l'ordre du filtre à 150 donne plus de performance au filtre lorsqu'il est appliqué directement aux signaux PCG pathologiques.

Les figures suivantes montrent un exemple d'application sur un signal PCG pathologique

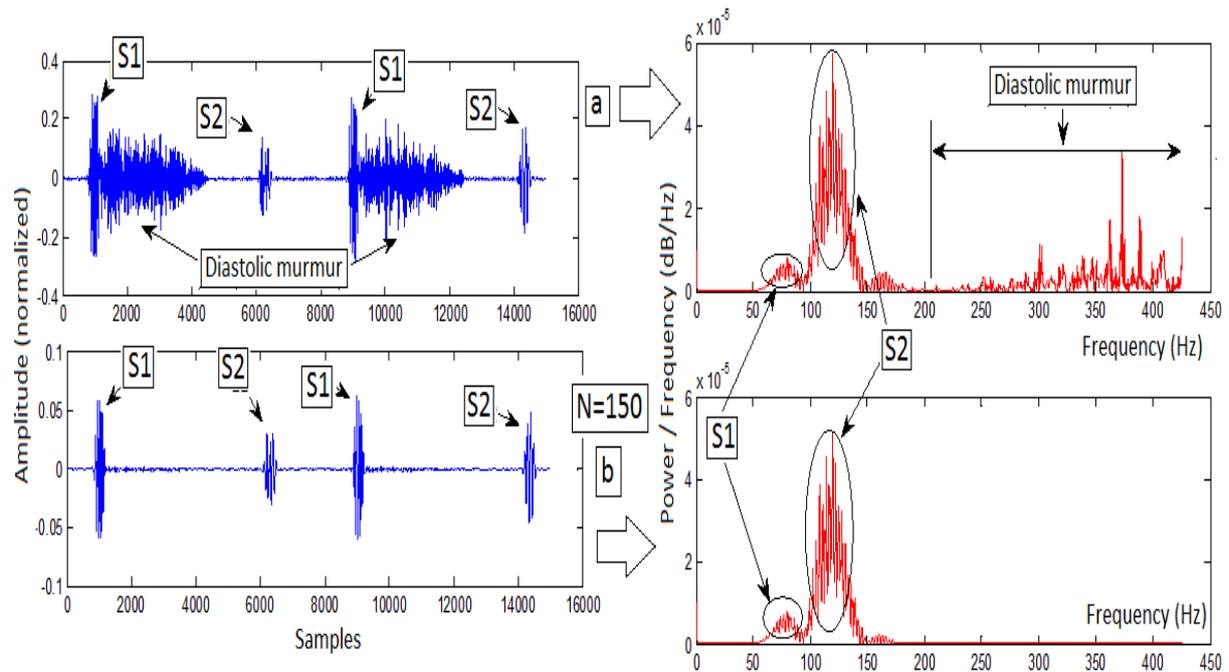


Fig 5. 15: Filtrage du signal PCG (AR) et la DSP a) Signal PCG (AR) b) signal filtré

Le problème ici est que pour chaque signal PCG pathologique, le bruit superposé et les souffles cardiaques ont un contenu en fréquence différent, ce qui nécessite de changer l'ordre du filtre lors du filtrage pour chaque signal PCG et les résultats seront satisfaisants.

La densité spectrale de puissance obtenue par la méthode Welch (Fig 5.14) représentée dans les 800 premières lignes montre que le filtre élimine la partie haute fréquence (> 200 Hz) correspondante aux souffles cardiaques, l'autre le filtre conserve la partie basse fréquence (> 200 Hz) correspondante aux bruits du cœur.

2.2. Application du filtrage adaptatif

Lorsque le signal de PCG est noyé dans le bruit blanc gaussien ; l'approche de wiener-hopf du filtre optimal produit un filtre passe-bande avec un pic à la fréquence du signal original PCG. (Fig 5.11.a) affiche les résultats obtenus après filtrage du signal PCG normal.

En effet, les bruits cardiaque (B1 et B2) sont représentés, mais avec une déformation de la morphologie au B1, pour les trois valeurs de L (64,256et512).

Pour l'application de l'algorithme LMS au signal de PCG affecté par un bruit blanc gaussien et chaque fois nous augmentons le gain de la convergence G pour sélectionner le filtre le plus efficace. L'annulation du bruit blanc gaussien se fait progressivement selon la (Fig 5.11.b) Nous notons que le bruit du cœur B1 ne semble pas bien (gain = 1), par contre un gain = 10 rend le filtre plus rapide, ce qui élimine le bruit gaussien sur le signal et de minimiser l'erreur moyenne (la plus petite valeur: $\epsilon_{moy} = 38,06 \cdot 10^{-4}$). Bien que la vitesse de convergence soit très rapide, si le gain est de 50, nous notons que le signal de PCG n'est pas complètement filtré. On peut donc dire que le gain le plus efficace est celui qui est égal à 10.

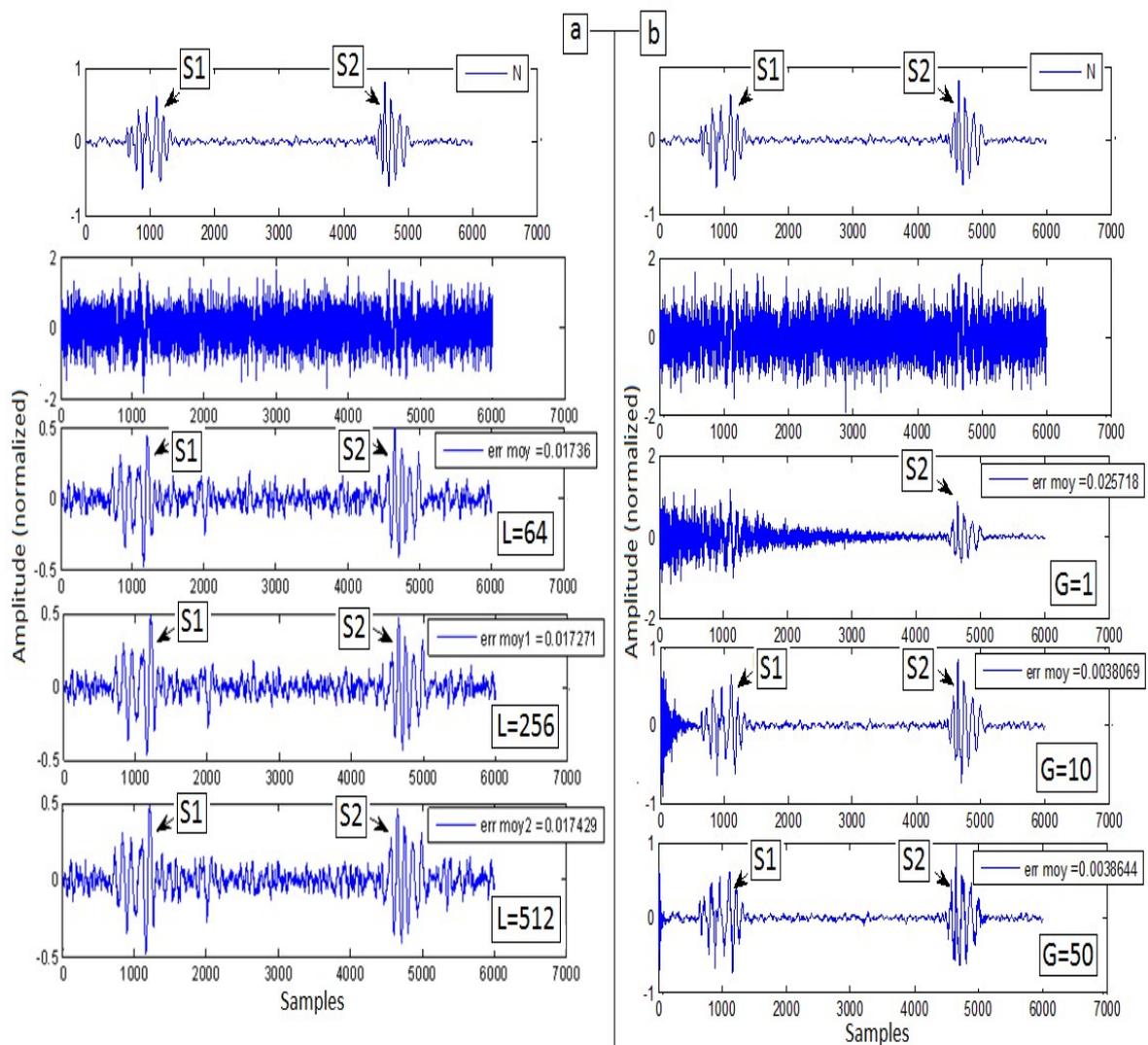


Fig 5. 16: Filtrage adaptative de signal PCG normal noyé dans le bruit Gaussien : a)Wiener-Hopfapproach(L=64, 256 et 512).b) LMS (G=1,10et 50)

Tableau 5. 1: l'erreur moyenne de deux approches : Wiener-Hopf et LMS

L'algorithme LMS	approche de Wiener-Hopf
G= 1 $\epsilon_{moy} = 25,71.10^{-3}$	L= 64 $\epsilon_{moy} = 17.36.10^{-2}$
G=10 $\epsilon_{moy} = 38,06.10^{-4}$	L=256 $\epsilon_{moy} = 17.27.10^{-3}$
G=50 $\epsilon_{moy} = 38,66.10^{-4}$	L= 512 $\epsilon_{moy} = 17.49.10^{-3}$

Nous pouvons confirmer les résultats obtenus par une analyse spectrale non-paramétrique et paramétrique des signaux traités.

L'approche de Wiener-Hopf a mieux minimisé les souffles cardiaques (Fig 5.17.e) que le filtre LMS, en plus il ne conserve pas la forme des bruits cardiaques (Fig 5.17.f).

Nous pouvons confirmer ces résultats avec la densité spectrale de puissance tel que représenté en Fig 5.17. La densité spectrale de puissance obtenue en utilisant la méthode Welch dans ses premières lignes «800» montre que le filtre élimine la partie haute fréquence (> 200 Hz) correspondante aux souffles cardiaques tandis que l'autre conserve l'énergie du signal original.

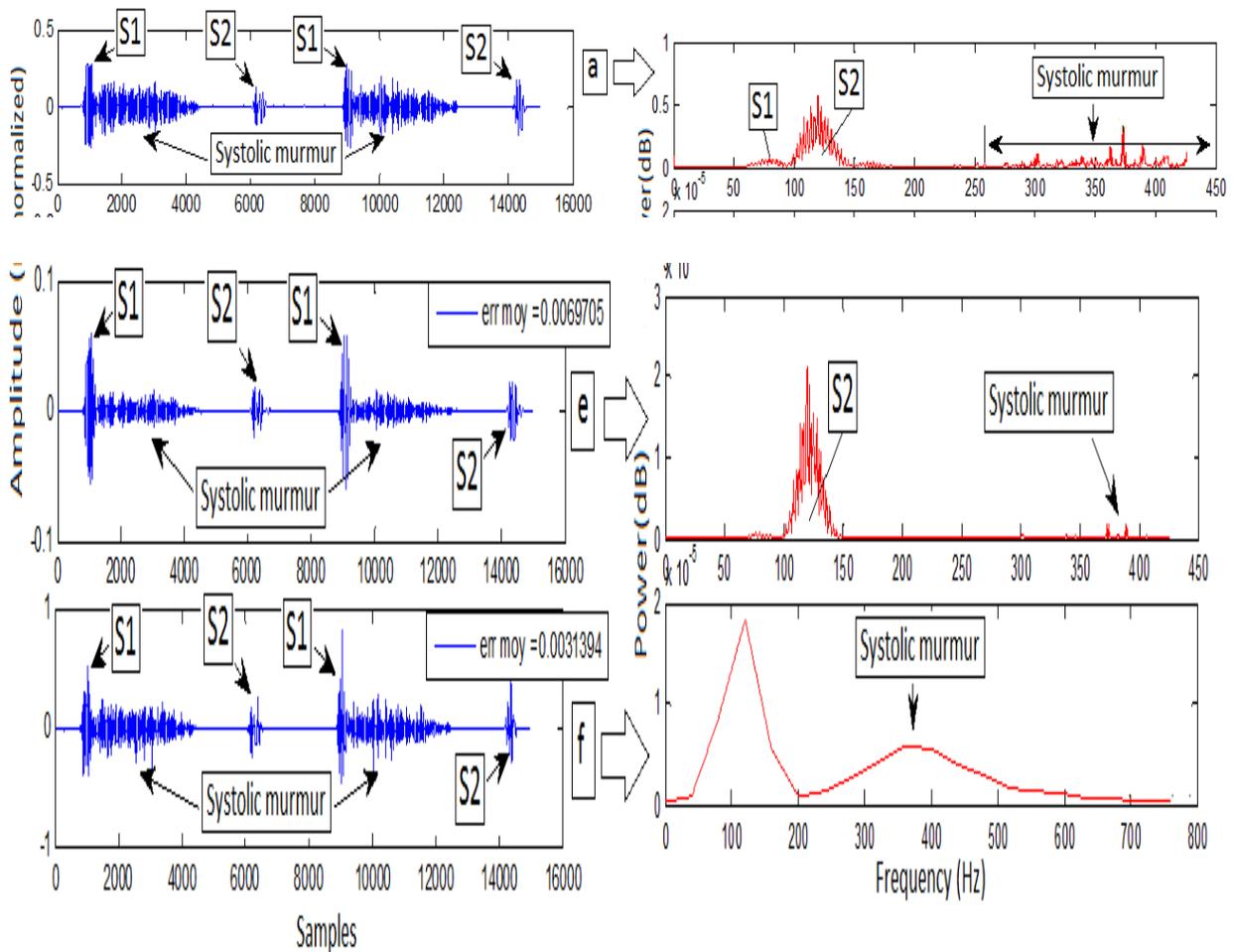


Fig 5. 17: la densité spectrale (DSP) par la méthode de Welch appliqué au signal PCG pathologie AR) : a) PCG (AR) ; e) filtrage Wiener-Hopf ; f) filtrage LMS

3. Conclusion

Les filtres numériques sont des systèmes numériques invariants linéaires dans le temps, utilisés pour modifier la distribution des composantes fréquentielles d'un signal selon des spécifications données. Leur succès est dû à leurs propriétés et à leur fiabilité dans le traitement du signal.

Les méthodes de filtre numérique utilisées sont basées sur la modification de la distribution de fréquence de chaque signal PCG traité, les bruits cardiaques (B1 et B2) sont considérés comme basse fréquence et les bruits superposés (souffles et clics) considérés comme hautes fréquences.

Les filtres IIR ont l'avantage d'être plus utiles pour filtrer les signaux PCG, y compris la séparation des bruits cardiaques, des souffles et des clics.

Le filtre FIR représenté par la technique d'échantillonnage de fréquence basée sur la transformée de Fourier discrète (DFT) donne des résultats satisfaisants lors du filtrage du signal PCG. Les filtres que nous avons cités sont définis à l'aide de modèles spécifiques de type filtre passe-bas et passe-haut.

L'approche de filtrage adaptatif représentée par l'algorithme de Wiener-Hopf et l'annulation adaptative du bruit à large bande par l'algorithme LMS ajouté à la bande réduite du signal PCG, reste encore insuffisante pour éliminer les maladies cardiaques. L'analyse spectrale représentée par des méthodes paramétriques et non paramétriques utilisées pour évaluer le spectre de puissance lorsqu'il y a une meilleure adaptation pour déterminer les fréquences des composantes bruit internes du cœur B1 et B2, qui sont situées sur une plage étroite (30 à 300 Hz).

Conclusion générale

Les pathologies valvulaires introduisent des changements significatifs dans le signal Phonocardiogramme. Les souffles cardiaques sont souvent les premiers signes de ces changements, et se trouvent généralement lors de l'auscultation dans les soins de santé primaires. Éliminer ces respirations pour isoler les bruits cardiaques normaux donne un terme de soutien.

L'application des techniques avancées de traitement du signal a pour but de mieux cibler les différentes pathologies cardiaques, qui peuvent augmenter les possibilités d'aide lors d'une auscultation d'un médecin.

La transformée en ondelette discrète a montré une efficacité et sa puissance dans l'analyse multi-résolution pour leurs filtrages. De même, elle peut utiliser le paramètre : RSB (rapport signal sur bruit) utilisé dans une discrimination et une classification de ces signaux.

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

Le rapport énergétique ER, 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.

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.

D'autre part les méthodes de synthèse du filtre numérique que nous avons utilisé permettent de filtrer le signal PCG afin de séparer les bruits cardiaques (B1, B2) et les bruits surajoutés et les souffles cardiaques.

Ainsi elles conservent la morphologie du signal PCG en termes d'amplitude et durées des bruits cardiaques (B1, B2) lors de l'élimination des souffles surajoutés.

Les méthodes de synthèse du filtre numérique sont basées sur la modification de la distribution fréquentielle de chaque signal PCG traité, les bruit B1 , B2 sont considérés comme étant des basses fréquences et les bruits surajoutés (souffles , clicks) considérés comme étant des hautes fréquences .

Le changement du contenu fréquentiel des bruits cardiaques dus à la pathologie du signal PCG filtré lors de l'élimination des souffles cardiaques va introduire un changement dans la forme des bruits (B1, B2) mais les durées restent constantes.

Le choix de la fréquence de coupure et l'ordre du filtre sont très importants pour avoir une séparation complète des bruits (B1, B2) ou les souffles cardiaques .

L'erreur de reconstruction selon les mesures effectuées apparait comme un paramètre très important à prendre en considération dans la classification des signaux PCG. En effet, il s'est avéré sur la base de ces résultats que la variation de ce paramètre est très sensible à l'importance des souffles présents dans un signal PCG confirmant ainsi la régularité et la fiabilité de ce paramètre dans un tel test.

Bibliographie :

- [1] P. Salhhamoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 3 système cardio-circulatoire", 2^{ème} édition 2004.
- [2] P. Jean hamburger, "Principe de réanimation médicale", 5^{ème} édition 2004.
- [3] Flandrin P., Time-frequency/time-scale analysis, Academic Press, San Diego (CA), 1999.
- [4] Debbal S.M., BEREKSI-REGUIG F. Analyse spectro-temporelles des bruits cardiaques par les transformées discrètes et continues d'ondelettes, Sciences&Technologies (2005), pages 5-15.
- [5] H Lawatsch F, Boudreaux-Bartels, G.-F., « Linear and quadratic time-frequency signal representations », IEEE Signal Processing Magazine, vol. 9, n°2, April 1992, p. 21–67.
- [6] Cohen L., Time-Frequency Analysis, Prentice Hall, Englewoods Cliffs (NJ), 1995.
- [7] Mallat S., A Wavelet Tour of Signal Processing, Academic Press, New York (NY), 1998.
- [8] Flandrin P., Time-frequency/time-scale analysis, Academic Press, San Diego (CA), 1999.
- [9] Debbal S.M., BEREKSI-REGUIG F. Analyse spectro-temporelles des bruits cardiaques par les transformées discrètes et continues d'ondelettes, Sciences&Technologies (2005), pages 5-15.
- [10] Tinati M.A., Bouzerdoum A., Mazumdar J. Modified adaptive line enhancement filter and its application to heart sound noise cancellation, in: Proceeding of the International Symposium on Signal Processing and its Applications (ISSPA), 2, 1996, pages 815–818.
- [11] Charleston S., Azimi-Sadjadi M.R., Reduced order Kalman filtering for the enhancement of respiratory sounds, IEEE, Transactions on Biomedical Engineering 44 (October (10)) (1997) 1006–1019.
- [12] Messer S.R., Agzarian J., Abbott D., Optimal wavelet denoising for phonocardiograms, Microelectronics Journal 32 (December (12)) (2001) 931–941.
- [13] Beya O., Bushra J., Fauvet E., and Lalignat O., Lew L., Application de l'EMD sur des signaux cardiaques, CNRIUT- Lille, (2009).
- [14] Djebbari A., Bereksi R.F., Short-time Fourier transform analysis of the phonocardiogram signal, in: The 7th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems 2000 (ICECS 2000), December, 2000, pp. 844–847.
- [15] Debbal S.M., Bereksi-Reguig F., Computerized heart sounds analysis, Computers in Biology and Medicine 38 (2008) 263-280.
- [16] Sejdic E. and J. Jiang, Comparative study of three time-frequency representations with applications to a novel correlation method, in Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP '04), vol. 2, pp. 633–636, Montreal, Quebec, Canada, May 2004.

- [17] Boutana D., Benidir M., Barakat B. Segmentation and identification of some pathological phonocardiogram signals using timefrequency analysis, *IET Signal Process*, 2011, Vol. 5, Iss. 6, pp. 527-537, doi: 10.1049/ietspr.2010.0013.
- [18] Liang H., Lukkarinen S., Hartimo I., Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelogram, *Computers in Cardiology 24 (September) (1997)* 105–108.
- [19] Gupta C.N., Palaniappan R., Swaminathan S., Krishnan S.M., Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds, *Applied Soft Computing 7 (January (1)) (2007)* 286–297.
- [20] Moussavi Z., Flores D., Thomas G., Heart Sound Cancellation Based on Multiscale Products and Linear Prediction, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA • September 1-5, 2004*.
- [21] Moukadem A., Dieterlen A., Hueber N., Brandt C., Localization of heart sounds based on S-transform and radial basis functions, *15TH Nordic- Baltic conference on biomedical engineering and medical physics (NBC 2011) IFMBE Proceedings, 2011, Volume 34, 168-171*, doi: 10.1007/978-3-642-21683-1_42.
- [22] Kim D. and M. E. Tavel., Assessment of severity of aortic stenosis through time-frequency analysis of murmur. *Chest*, 124:1638–1644, 2003.
- [23] Hoglund K., Ahlstrom C., Haggstrom J., Ask P., Hult P, and Kwart C., Time-frequency and complexity analysis – a new method for differentiation of innocent murmurs from heart murmurs caused by aortic stenosis in boxer dogs. *A J Vet Res*, 68:962– 969, 2007.
- [24] Moukadem A., Dieterlen A., Brandt C., Study of two feature extraction method to distinguish between the first and the second heart sounds, *International conference on bio inspired systems and signal processing*, 1-4 February 2012
- [25] Ahlstrom C., Hult P., Rask P., Karlsbruit J.E., Nylander E., Dahlstrom U., Ask P. Feature extraction for systolic heart murmur classification, *Annals of biomedical engineering*, vol. 34, No. 11, November 2006.
- [26] Sinha R. K., Aggarwal Y., and Das B. N., Backpropagation artificial neural network classifier to detect changes in heart sound due to mitral valve regurgitation. *J Med Syst*, 31(3):205–209, 2007.
- [27] Vepa J., Classification of heart murmurs using cepstral features and support vector machine, *Engineering in medicine and biology society, Annual international conference of the IEEE, EMBC 2009*.
- [28] Hadjileontiadis L. J., and S. M. Panas. Discrimination of heart sounds using higher-order statistics. *Proc. 19th Ann. Int. Conf. of the IEEE, EMBS*. 3:1138–1141, 1997.
- [29] Osama1. Alhamdani, Efficient Speaker Verification System Based on Heart Sound and Speech, *International Conference on Latest Computational Technologies (ICLCT'2012) March 17-18, 2012 Bangkok*.

- [30] Introduction aux ondelettes (wavelets), Tarik ALANI, Département Informatique ESIEE-Paris.2008.
- [31] J.B. Allen L.R. Rabiner, "A Unified Approach to Short Time Fourier Analysis and Synthesis", Proc. of the IEEE, Vol.65, No.11, November 1977
- [32] R.A. Altes, "Detection Estimation and Classification with Spectrograms", J. Acoust. Soc. Am., Vol.67, No.4, pp.1232-1246, 1980
- [33] S.M. Kay, "Modern Spectral Estimation", Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey 07632, 1988.
- [34] S.L. Marple, Jr, "Digital Spectral Analysis With Applications", Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey 07632, 1987.
- [35] L. Cohen, "Generalized Phase-Space Distribution Functions", J. of Math. Physics, Vol.7, No.5, pp.781-786, May 1966.
- [36] S. G. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation", IEEE trans.on pattern anal.and machine intell., Vol. PAMI-11, N°7 (1989) pp 674-693.
- [37] A.Djebbari, SYNTHÈSE DES MÉTHODES D'ANALYSE TEMPORELLE, SPECTRAL ET SPECTROTEMPORELLE DU SIGNAL PHONOCARDIOGRAMME PCG, Département d'électronique, Faculté des Sciences de l'Ingénieur, Université A.B.BekrBelkaid, Tlemcen (Algérie), Thèse de magister, Octobre 1999.
- [38] A. Isar, A. Cubitchi, M. Nafornta, Algorithmes et techniques de compression, Editura ORIZONTURI POLITEHNICE, 2002.
- [39] G. Gonon, "TP 3 : Notions de signal numérique", disponible sur le http://gil.69.free.fr/Matlab/sujets_deust_2001/node5.html
- [40] M.OmariTahar, "Study of pathological degree of severity of aortic stenosis", magister, University of Tlemcen, p 101, 2009.
- [41] [http://www.mayoclinic.org/diseases,conditions/aortic stenosis / basics /definition / com-20026329](http://www.mayoclinic.org/diseases,conditions/aortic%20stenosis%20-%20basics%20-%20definition%20-%20com-20026329)
- [42] <http://www.pifo.uvsq.fr/pedagogie/cardio/rm.pdf>

Annexe

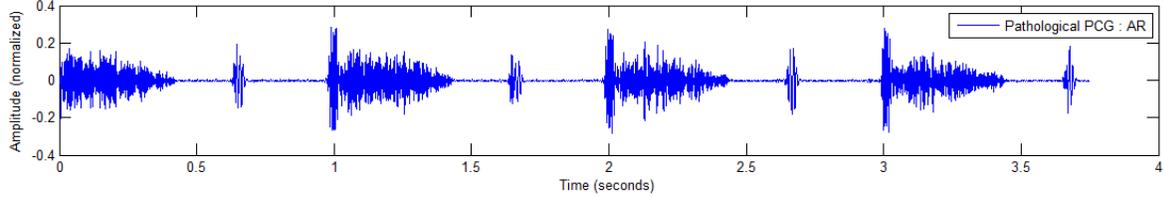
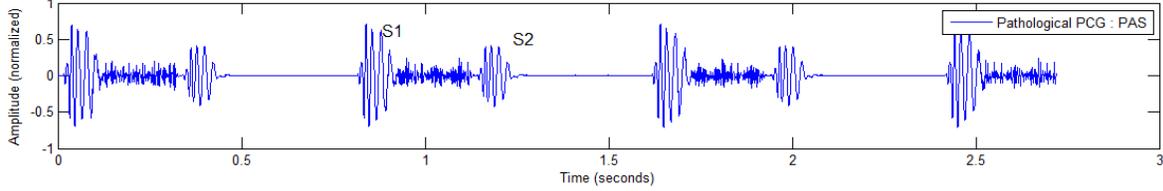
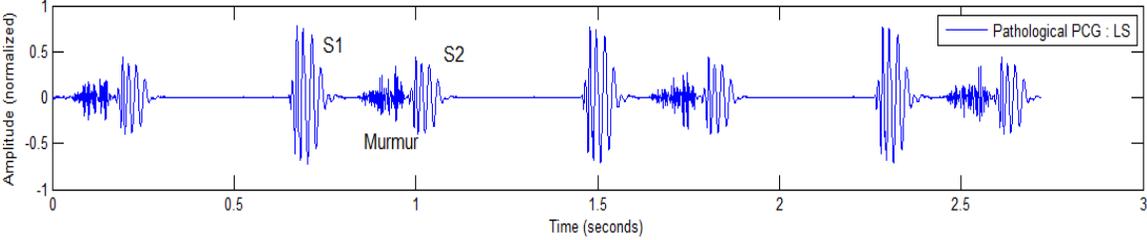
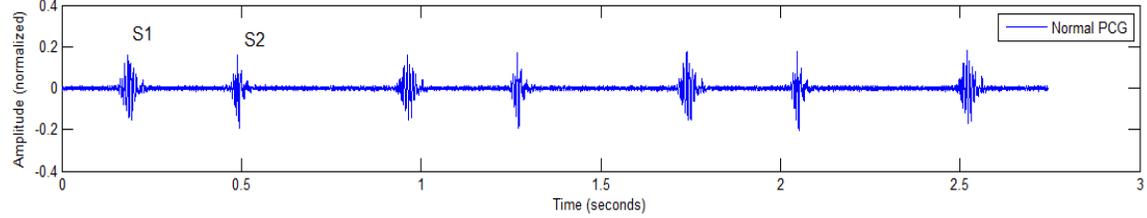
Signaux PCG étudiés

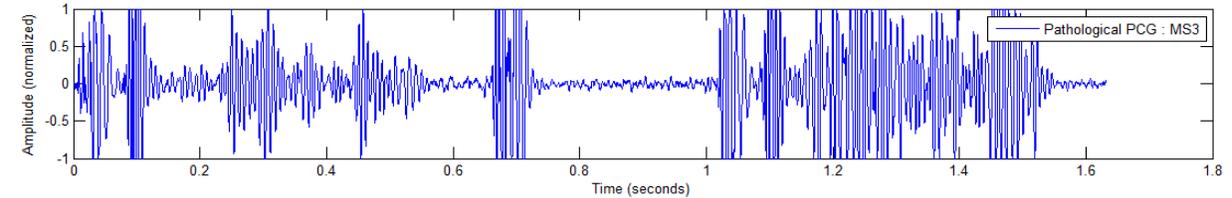
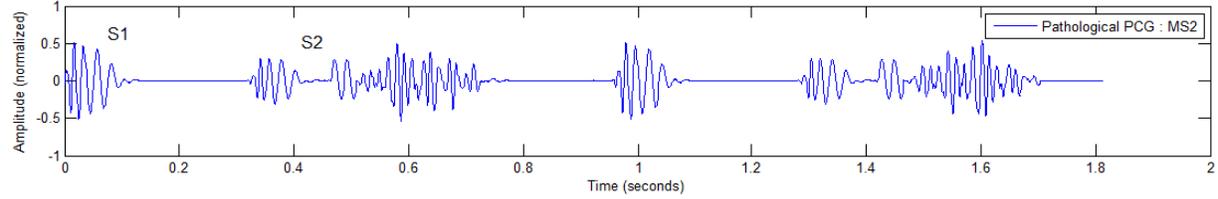
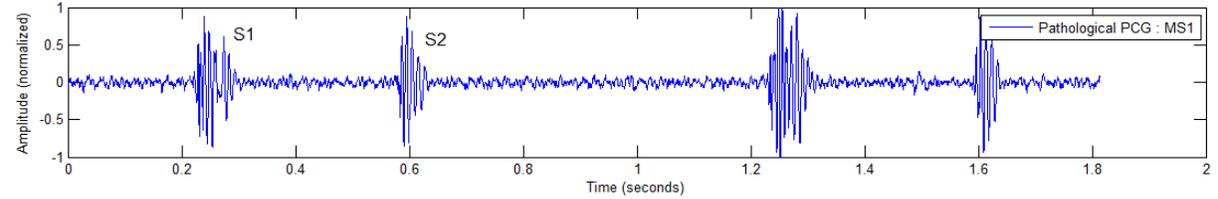
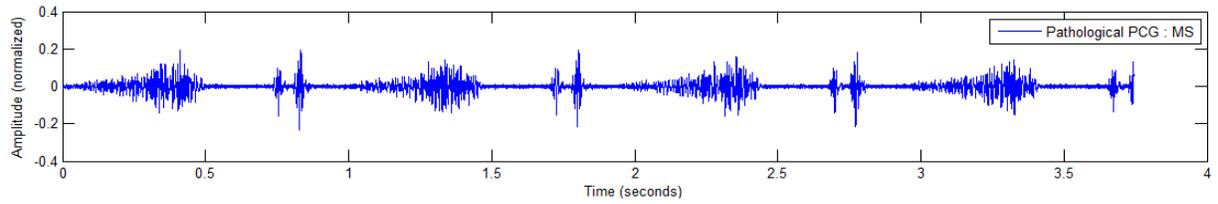
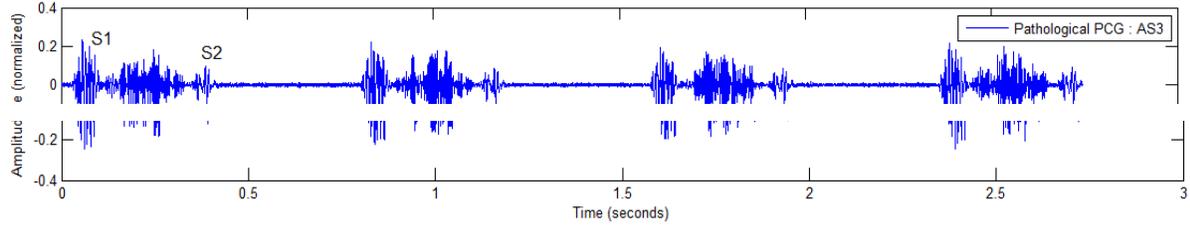
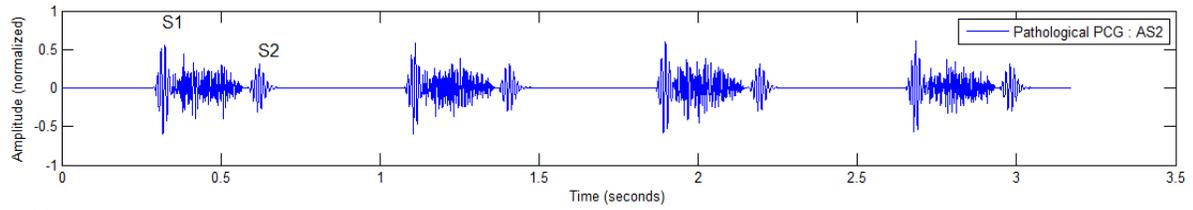
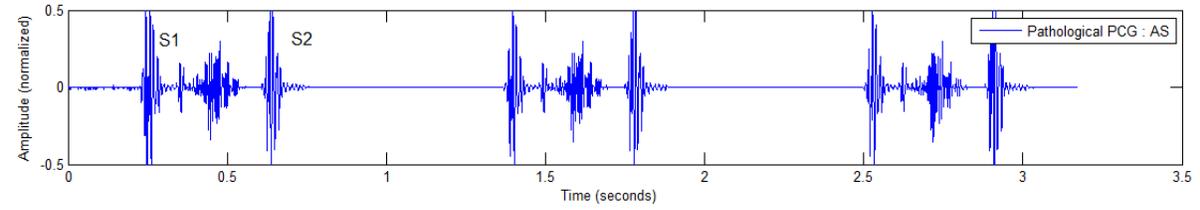
Les signaux PCG étudiés proviennent des bases de données existant sur internet [the Ears on Auscultation Program and Data-base, www.corbruit.ics.com (D.L. Roy, MD; B. Holt)], qui contiennent des signaux PCG normaux et pathologiques.

Le tableau ci-dessous donne des indications sur les signaux PCG étudiés.

Numéro	Signaux PCG utilisés	Abréviation	Fréquence d'échantillonnage (HZ)
1	Normal	N	8012
2	Late systolic	LS	11025
3	Panasystolic	PAS	11025
4	Aortic Regurgitation	AR	8000
5	Aortic stenosis	AS1	22050
6	Aortic stenosis	AS2	22050
7	Aortic stenosis	AS3	8012
8	Mitral stenosis	MS1	8012
9	Mitral stenosis	MS2	11025
10	Mitral stenosis	MS3	11025
11	Mitral stenosis	MS4	11025

Les figures suivantes présentent les signaux PCG étudiés :





Abréviations

PCG : phonocardiogramme

IA : insuffisance Aortique

IM : insuffisance mitrale

AS : sténose Aortique

MS : sténose mitrale

CIV : communication Inter-Ventriculaire

RSB : rapport signal sur bruit

ER : rapport Energétique

TOC : La transformée en ondelettes continue

TOD : La transformée en ondelettes discrète

RIF : Filtre à réponse impulsionnelle finie

RII : Filtre à réponse impulsionnelle infinie

LMS : laste mean square

Résumé

Phonocardiogramme PCG c'est l'enregistrement au niveau de la face antérieure du thorax des vibrations produites par les bruits cardiaques, il permet donc d'enregistrer les bruits normaux : premier bruit (B1) et deuxième bruit (B2), les bruits surajoutés et les souffles.

Les pathologies valvulaires introduisent des changements importants dans la morphologie du signal de phonocardiogramme.

Ces changements affectent les bruits cardiaques B1 et B2 en apportant des changements en termes de durée et d'amplitude. D'autre part, les murmures systolique et diastolique de différentes formes peuvent être ajoutés au signal PCG pour construire une maladie donnée.

Le but de la thèse est d'appliquer différentes méthodes de filtrage numérique et les ondelettes sur les signaux PCG pour objectif de faire la discrimination possible entre les bruits cardiaques, systolique et diastolique murmures et de clics.

Mots-clés : Phonocardiogramme, bruits cardiaques, transformée en ondelettes discrète, filtres réponse impulsionnelle finie, filtres réponse impulsionnelle infinie, l'algorithme de Wiener-Hopf, l'algorithme LMS

Abstract

The phonocardiogram PCG is the recording at the level of the anterior face of the thorax of the vibrations produced by heart sounds; it therefore makes it possible to record normal sounds: first sound (S1) and second sound (S2), superimposed sounds and the breaths

The pathologies of valve introduce important changes in the morphology of the phonocardiogram signal.

These changes affect the S1 and S2 heart sounds by bringing about changes in duration and amplitude.

On the other hand, systolic and diastolic murmurs of different shapes can be added to the PCG signal to construct a given disease.

The objective of the thesis is to apply different methods of Digital filtering and wavelets on phonocardiogram signals aim to make possible discrimination between heart sounds, systolic and diastolic murmurs and clicks

Keywords: Phonocardiogram, heart sounds, discrete wavelet transforms, Infinite Impulse Response filter, finite Impulse Response, algorithm of de Wiener-Hopf, algorithm LMS.

ملخص

مخطط صوت القلب هو التسجيل على مستوى الجزء الأمامي من الصدر للاهتزازات الناتجة عن أصوات القلب ، وبالتالي فإنه يسجل الأصوات العادية الصوت الأول (ص1) والصوت الثاني (ص2) ، الأصوات المضافة الغير الطبيعية والنفخات القلبية

تقدم أمراض الصمامات تغييرات مهمة في شكل تسجيل مخطط صوت القلب

تؤثر هذه التغييرات على أصوات القلب (ص1) و(ص2) من خلال إحداث تغييرات في المدة والسعة. من ناحية أخرى ، يمكن لنفخات الانقباضية والانبساطية ذات الأشكال المختلفة المضافة إلى مخطط صوت القلب تكوين مرض معين.

الهدف من هذه الرسالة هو تطبيق طرق مختلفة للمرشحات الرقمية والموجات على تسجيل مخطط صوت القلب من أجل تحقيق تمييز محتمل بين أصوات القلب والنفخات الانقباضية والانبساطية والنفخات الكلمات الرئيسية: مخطط صوتي ، أصوات قلب ، المرشحات الرقمية ، الموجات