



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : DEBBAL Imane et BOUDIS Hidayat

Paramètres de discrimination pathologique des bruits cardiaques

Soutenu le 26/08/ 2020 devant le Jury

M.	HAMZA CHERIF. L	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	MEZIANI. F	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mme	BAAKEK .Y.N	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	DEBBAL.S.M	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Invité

Année universitaire 2019-2020

Remerciements

الحمد لله الذي بنعمته تتم الصالحات

Nous tenons tout d'abord à remercier **Dieu** le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force nécessaire et la patience d'accomplir à terme ce modeste et humble travail.

A notre encadreur, Mme Baakek Yettou Nour El Houda
Maître de conférences classe B

Pour nous avoir accompagné tout au long de notre projet et durant la rédaction de ce mémoire, Pour son encadrement exemplaire, Pour sa disponibilité sans faille, Pour le temps qu'elle nous a alloué pour parachever et obtenir les objectifs escomptés et pour ses précieux conseils et remarques qu'elle nous a prodigué et qui nous ont énormément aidé pour améliorer notre travail de recherche et rédiger convenablement notre mémoire. Pour tout ceci, et bien plus encore, on lui est très reconnaissantes.

A Mr Hamza Cherif Lotfi
Maître de conférences classe A

Pour nous avoir fait l'honneur de présider ce jury et d'examiner les résultats de notre projet de fin d'études. Veuillez trouver en ce travail le témoignage de notre profonde gratitude.

A Mme Meziani Fadia
Maître de conférences classe A

Pour avoir accepté d'être parmi notre jury de soutenance et de prendre le temps d'examiner notre travail. Veuillez trouver en ce travail le témoignage de notre profonde gratitude.

A Mr Debbal Sidi Mohammed El Amine
Professeur

Pour l'intérêt particulier qu'il a porté à notre travail d'investigation ainsi que ses multiples recommandations qui nous ont été très bénéfiques pour la réalisation de ce travail et d'être plus attentif et critique vis-à-vis des résultats obtenus de notre travail. Merci pour sa patience.

On ne peut oublier également d'adresser nos remerciements les plus sincères à l'ensemble des personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration et la finalisation de ce mémoire.

Imane & Hidayat

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail :

A Mon cher père, qui peut être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte ses fruits ; Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venu de toi. Aucune dédicace, ne saurait exprimer à sa juste valeur le profond amour que je te porte. Merci pour tout papa.

A Ma mère, qui a œuvré pour ma réussite, de par son amour, son soutien, tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence permanente dans ma vie, reçois à travers ce travail aussi modeste soit-il, l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude. Merci pour tout maman.

Mon Dieu ! Fais-leur miséricorde, comme eux m'ont élevé quand j'étais petit

A ma très chère sœur aînée Hadjer qui a été pour moi de par sa tendresse, son intérêt porté envers ce travail et ses conseils d'un grand secours physique et morale pour la finalisation de ce mémoire. Je lui souhaite une vie pleine de bonheur et de succès et que Dieu nous laisse toujours solidaire.

A mes grands-mères paix à leurs âmes qui ont été d'un support mental et spirituel avec leur Douaa sans fin et Mounfarija tout au long de mes études et a chaque membre de ma famille, petit et grand.

A ma très chère amie et binôme Hidayet chez qui j'ai trouvé l'entente dont j'avais besoin.

A toutes mes amies de l'université avec lesquelles j'ai partagé mes moments de joie et de bonheur.

A tous mes professeurs qui nous ont fait part de leur savoir au long de ces années d'études.

A toute personne m'ayant aidé de près ou de loin qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude et reconnaissance.

Imane

Dédicace

Je dédie ce travail avec grande joie et cœur ouvert à mes très chers parents qui m'ont soutenu et encouragé avec leurs présences et leurs participations actives durant mes études. Un grand merci à eux.

Ensuite, à mes sœurs pour leur soutien moral, Mes tantes paternelles et mon oncle pour leurs soutiens inconditionnels, et toute ma famille je leur dédie ce travail de fin d'étude.

A ma très chère amie et binôme Imane avec laquelle j'ai partagé des moments inoubliables tout au long de ces cinq années.

En fin, à tous, ceux que j'ai cités et à ceux qui ne sont pas cités, à tous qui m'ont apporté à un moment ou un autre une aide à la conduite de ce travail : un grand merci du fond du cœur.

Hidayat

Résumé

Le signal phono cardiogramme(PCG) est un signal qui renferme plusieurs indices(ou paramètres) qui peuvent révéler la présence ou pas d'une certaine pathologie cardiaque. C'est donc dans le but d'une discrimination pathologique des signaux PCG qu'on espère réaliser ce travail. Une multitude d'analyses spectrales et spectro-temporelles (FFT, STFT, WT, Bispectrale) est appliquées sur notre base de données répartie en 3 catégories selon la présence ou l'absence du souffle cardiaque.

Différents paramètres sont extraits suite à cette analyse comme l'amplitude, l'énergie, l'écart type, des paramètres qui ont déjà prouvé leur importance dans la classification des signaux PCG. Outre, même les paramètres propre à l'analyse bispectrale, qui est le centre de ce travail, tel que : le moment, la moyenne des amplitudes, l'entropie d'ordre 1, et le rapport du moment d'ordre 3 ont aussi donné des résultats satisfaisant dans la classification ainsi que le suivit de l'évolution du degré de sévérité pathologique des signaux PCG.

Mots clés : Phonocardiographie, bispectre, classification, degré de sévérité, T.O.D, F.F.T, S.T.F.T.

Abstract

The phonocardiogram signal (PCG) is a signal that contains several clues (or parameters) thus may indicate the presence or not of a certain cardiac pathology. It's therefore with the aim of pathological discrimination of PCG signals that we hope to carry out this work. A multitude of spectral and spectro-temporal analysis (FFT, STFT, WT, Bispectral) are applied on our database divided into 3 categories according to the presence or absence of the heart murmur..

Various parameters are extracted as a result of this analysis such as amplitude, energy, standard deviation, parameters which have already proved their importance in the classification of PCG signals. Besides, even the parameters specific to the bispectral analysis, which is the center of this work, such as: the moment, the average amplitudes, the entropy of order 1, and the ratio of the moment of order 3 do so in the classification as well as the monitoring of the evolution of the PCG signals pathological severity degree.

Keys Words: Phonocardiography, bispectrum, classification, degree of severity, T.O.D, F.F.T, S.T.F.T.

ملخص

إشارة مخطط القلب الصوتي هي إشارة تحتوي على العديد من المعلومات وبالتالي قد تشير إلى وجود أو عدم وجود أمراض قلبية معينة. لذلك، وبهدف التمييز المرضي لإشارات مخطط القلب الصوتي، نقوم بتنفيذ هذا العمل وذلك بتطبيق العديد من تقنيات التحليلات على قاعدة بياناتنا المقسمة إلى 3 فئات. تم استخراج مختلف المعلومات كنتيجة لهذا التحليل مثل السعة والطاقة والانحراف المعياري فقد أثبتت هذه المعلومات بالفعل، أهميتها في تصنيف إشارات مخطط القلب الصوتي. إلى جانب ذلك، حتى المعلومات الخاصة بتحليل الطيف الثنائي والتي تعد مركز هذا العمل مثل : العزم، متوسط السعات، الانتروبيا من الدرجة الأولى و نسبة العزم 3، أثبتت فعاليتها في التصنيف وكذلك مراقبة تطور درجة الخطورة المرضية لإشارات مخطط القلب الصوتي.

الكلمات المفتاحية: تخطيط صدى القلب، التصنيف، درجة الخطورة.

Table des matières

Introduction Générale.....	1
Chapitre I : Notions théoriques sur le signale phono cardiogramme (PCG)	
I. Introduction	7
II. Notions de base sur le cœur.....	7
II.1 Position anatomique du cœur.....	7
II.2 Morphologie externe du cœur.....	7
II.3 Morphologie interne du cœur	8
II.5 Les valves cardiaques	9
II.6 Circulation sanguin.....	10
II.7 La vascularisation du cœur	11
II.8 Conduction électrique du cœur.....	11
II.9 La révolution cardiaque	12
III. Notions théoriques sur le signal phonocardiogramme	13
III.1 Définition et description du Signal Phonocardiographique	13
III.2 Bruits cardiaques	14
III.3 Bruits surajoutés	15
III.4 Les souffles cardiaques.....	15
III.5 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG.....	20
III.5.1 Bruit B1	20
III.5.2 Bruit B2	20
III.5.3 Bruit B3	21
III.5.3 Bruit B4	21
III.5.3 Souffle.....	21
V. Conclusion	22
Chapitre II:Techniques d'analyse du signal phonocardiogramme (F.F.T, S.T.F.T, Bispectrale et transformation en Ondelettes)	
I.Introduction	25
I.1 Analyse par la transformée de Fourier.....	25
I.1.1 Transformée de Fourier.....	25

II. Analyse temps-fréquence	27
II.1 La transformée de Fourier à fenêtre (ou à court-terme TFCT).....	27
II.2 La transformée en Ondelettes (T.O)	28
II.2.1 La transformée en ondelette continue (TOC)	Erreur ! Signet non défini.
II.2.1 La transformée en ondelette discrète (TOD).....	30
II.3 L'analyse bispectrale	31
II.3.1 Fonctions de corrélation	31
II.3.1.1 Multicorrélation et multispectres	32
II.3.2 Les spectres d'ordres supérieurs	32
II.3.3 L'analyse bispectrale	34

Chapitre III : Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée de fourier rapide (F.F.T) et la transformée de fourier à courte terme(S.T.F.T)

I. Introduction	39
II. Analyse des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée de Fourier rapide (F.F.T)	39
II.1 Résultats et discussions	40
II.2 Conclusion	47
III. Analyse des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée de Fourier à courte terme(S.T.F.T).....	47
III.1 Résultats et discussion	48
III.2 Conclusion	58
IV. Récapitulation des paramètres d'analyse obtenus	62

Chapitre IV : Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux Phonocardiogrammes par application de la transformée en ondelettes discrètes (T.O.D)

I. Introduction.....	66
II. Analyse des signaux phono cardiogramme (PCG) par l'application de la transformée en ondelettes discrètes (T.O.D)	66
II.1. Analyse par T.O.D des signaux PCGs du 1 ^{er} groupe (ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal)	64
II.2. Analyse des signaux PCG du 2 ^{ème} groupe (signaux à souffle réduit : click)	66

II.3. Analyse des signaux PCG du 3 ^{ème} groupe (signaux à souffle important)	67
II.4. Analyse des signaux PCG à souffle important avec un degré de sévérité pathologique variable et évoluant	68
III.1. Erreur de reconstruction : ξ_{ermoy}	72
III.2. Rapport approximation-signal : RAS	76
IV. Récapitulation des paramètres d'analyse obtenus	79

**Chapitre V : Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par application de l'analyse spectrale d'ordre supérieur (HOS) :
Analyse Bi-spectrale**

I. Introduction	85
II. Paramètres d'analyse des signaux phono cardiogrammes	86
II.1. Paramètres de forme	86
II.1.1. Coefficient d'aplatissement (Kurtosis)	86
II.1.2. Paramètre d'asymétrie (Skewness)	87
II.2. Paramètres propre à l'analyse Bispectrale	88
II.2.1. l'amplitude moyenne (AmpMoy)	89
II.2.2. L'entropie bispectrale normalisée (ent1)	89
II.2.3. L'entropie carrée bispectrale normalisée (ent2)	90
II.2.4. L'entropie cubique bispectrale normalisée (ent3)	90
II.2.5. L'entropie de Phase (entPh)	90
II.2.6. Le moment d'ordre 1 (mo1)	93
II.2.7. Le moment d'ordre 2 (mo2)	93
II.2.8. Le moment d'ordre 3 (mo3)	93
II.2.9. Le moment d'ordre 4 (mo4)	93
II.2.10. Le moment d'ordre 5 (mo5)	93
II.2.11. Le centre pondéré du bispectre	93
II.2.12. La fonction de bicohérence	97
III. Différenciation graphique des pathologies par la technique bispectrale	104
III.1. Résultats graphiques du 1 ^{er} groupe	104
III.2. Résultats graphiques du 2 ^{ème} groupe	105
III.3. Résultats graphiques du 3 ^{ème} groupe	106

III.4. Résultats graphiques des signaux phonocardiogramme (PCG) avec différents degré de sévérité pathologique	107
III.4.1. signaux phonocardiogramme de la sténose mitrale (MS)	107
III.4.2. signaux phonocardiogramme de la sténose aortique (AS)	108
III.4.3. signaux phonocardiogramme de la régurgitation mitrale (Mr)	109
IV.Récapitulation des paramètres d’analyse obtenus	110
V.Conclusion	116
Conclusion générale.....	122

Liste des figures

Introduction générale

Figure. 1 : Anciens stéthoscopes monaural (à gauche en haut). Les stéthoscopes Cummann et Allison (à gauche en bas). Le stéthoscope binaural moderne (au milieu). Le stéthoscope électrique moderne de marque Meditron M30 (à droite)..... 2

Chapitre I : Notions théoriques sur le signal phono cardiogramme (PCG)

Figure I-1 : Position anatomique du cœur.	7
Figure I-2 : Configuration interne du cœur.	9
Figure I-4 : Anatomie des valves cardiaques.....	9
Figure I-5 : Coupes longitudinale et transversales d'une valvule cardiaque dans les positions.....	10
Figure I-6 : Circulation du sang dans le corps humain.	10
Figure I-7 : Les vaisseaux coronaires à travers une angiographie coronaire	11
Figure I-8 :La conduction électrique du cœur.	11
Figure I-9 : La phase systolique et diastolique cardiaque	13
Figure I-10 : Foyers d'auscultation sur le thorax	14
Figure I-11 : Représentation temporelle des bruits cardiaque B1 et B2	14
Figure I-13 : Tableau montrant les caractéristiques d'un souffle.....	16
Figure I-14 : Les différentes formes d'un souffle cardiaque	17
Figure I-15 : Représentation temporelle du signal de la sténose aortique (AS).	18
Figure I-16 : Représentation temporelle du signal de la régurgitation mitrale (MR).	18
Figure I-17 : Représentation temporelle du signal de la sténose pulmonaire (PS).	19
Figure I-18 : Représentation temporelle du signal de la régurgitation tricuspide (TR).	19
Figure I-19 : Représentation temporelle du signal de la sténose mitrale (MS).	20
Figure I-20 : Représentation temporelle du signal de la régurgitation aortique (AR).	20

Chapitre II:Techniques d'analyse du signal phonocardiogramme (F.F.T, S.T.F.T, Bispectrale et transformation en Ondelettes)

Figure III- 1 : Représentation des paramètres BF et $f_{pré}$ dans une figure FFT d'un signal PCG cas 'N'.	40
Figure III-2 : Représentations fréquentielle d'un cycle cardiaque du :a) signal PCG cas normale 'N', b) signal PCG cas pathologique 'EAS' et c)signal PCG cas pathologique 'PS2'.	41
Figure III-3 :Variation du paramètre bande fréquentielle (BF) en fonction des signaux PCG :a) groupe 1(N,IM et COA);b)groupe 2(EAS,AG,EC et LS) ;c)groupe 3(PS2,AR,TR et AS); et paramètre fréquence prédominante ($f_{pré}$) en fonction signaux PCG : d) groupe 1 (N,IM et CAO);e)groupe 2(EAS,AG,EC et LS) ;f)groupe 3(PS2,AR,TR et AS).	45
Figure III-4 : Variation du paramètre bande fréquentielle (BF) des signaux PCG :b) la sténose mitrale ;d) la sténose aortique ;f) la régurgitation mitrale ; et paramètre fréquence prédominante ($f_{pré}$) des signaux PCGs : a) MS ;c) AS ;e) MR.	46
Figure III-5:Représentation des paramètres calculés ΔT et ΔF dans une figure STFT d'un signal PCG	48

Figure III-6 :Les figures :(III-6.a; III-6.c; III-6.e représentent le signal PCG pour les signaux de premier groupe (N,IM et COA) respectivement .Les figures (III-6.b; III-6.d; III-6.f) représentent son analyse temps fréquence en utilisant la STFT.....	49
Figure III-7 : Représentations des signaux PCG avec souffles systoliques(la régurgitation mitrale MR et diastoliques (la sténose mitrale MS) :a) Représentation temporelle du signal cas 'MS4 ',b) Représentation STFT cas 'MS4 ', c)Représentation temporelle cas 'MR4 ',d) Représentation STFT cas 'MR4'.	50
Figure III-8 : Variation d'étendue temporel ΔT en fonction du: a) premier bruit cardiaque (S1) du premier groupe , b)premier bruit cardiaque du deuxième groupe, c)premier bruit cardiaque du troisième groupe ,d)deuxième bruit cardiaque (S2) du premier groupe ,e) deuxième bruit cardiaque du deuxième groupe ,f) deuxième bruit cardiaque du troisième groupe ,g)les clicks du deuxième groupe et h) les souffles du troisième groupe.	54
Figure III-9 :variation d'étendue fréquentiel ΔF en fonction du: a) premier bruit cardiaque (S1) du premier groupe , b)premier bruit cardiaque du deuxième groupe, c)premier bruit cardiaque du troisième groupe ,d)deuxième bruit cardiaque (S2) du premier groupe ,e) deuxième bruit cardiaque du deuxième groupe ,f) deuxième bruit cardiaque du troisième groupe ,g)les clicks du deuxième groupe et h) les souffles du troisième groupe.	55
Figure III-10 :variation d'étendue temporel ΔT en fonction du 1 ^{er} bruit cardiaque (S1)du: a) la sténose mitrale (MS), d) la sténose aortique (AS), g) la régurgitation mitrale (MR); 2 ^{ème} bruit cardiaque (S2) du: ,b) la sténose mitrale (MS) ,e) la sténose aortique (AS),h) la régurgitation mitrale (MR);et des souffles du: c) la sténose mitrale (MS),f) la sténose aortique(AS),i) la régurgitation mitrale (MR)	56
Figure III-11 :variation d'étendue fréquentiel ΔF en fonction en fonction du 1 ^{er} bruit cardiaque (S1)du: a) la sténose mitrale (MS), d) la sténose aortique (AS), g) la régurgitation mitrale (MR); 2 ^{ème} bruit cardiaque (S2) du: ,b) la sténose mitrale (MS) ,e) la sténose aortique (AS),h) la régurgitation mitrale (MR);et des souffles du: c) la sténose mitrale (MS),f) la sténose aortique(AS),i) la régurgitation mitrale (MR).....	57

Chapitre IV : Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux Phonocardiogrammes par application de la transformée en ondelettes discrètes (T.O.D)

Figure. IV. 1.Analyse multi-résolution des signaux PCGs.....	73
Figure. IV. 2.Variation du rapport énergétique de différents signaux PCGs :	74
Figure. IV. 3.Variation de l'erreur de reconstruction de différents signaux PCGs, (a) : signaux ayant une morphologie similaire à celle du 1er groupe : N, IM et CA, (b) : signaux à click :Eas, AG, EC, LS, (c) : signaux à souffle important : Ps, Ar, Tr, As, (d,e,f) :signaux à souffle important avec différent degré de sévérité : Ms, AS, Mr.	75
Figure. IV. 4.Variation de l'inverse du Rapport Approximation-Signal,.....	77

Chapitre V : Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par application de l'analyse spectrale d'ordre supérieur (HOS) : Analyse Bi-spectrale

Figure. V. 1 : La région non redondante pour le calcul des fréquences bi-spectrales	86
Figure. V. 2 : tracés des paramètres kurtosis et skewness du souffle	88
Figure. V. 3 : L'emplacement de la région non-redondante dans : (a) signal PCG de la coartaction aortique (Coa), (b) signal PCG de l'Ejection Click (EC),	89

Figure. V. 4 : représentation de l'évolution de l'entropie d'ordre 1 de la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As) et la régurgitation mitrale (Mr) par rapport à leur rapport énergétique (RE).	92
Figure. V. 5 : L'évolution des cinq ordres de moment pour la sténose mitrale (Ms) et la régurgitation mitrale (Mr)	95
Figure. V. 6 : L'évolution du rapport du moment d'ordre 3 (MR3) de la sténose mitral (Ms), la sténose aortique (AS) et la régurgitation mitral (Mr) par rapport au rapport énergétique (RE).....	97
Figure. V. 7: Bicohérence entre les bruits B1 et B2 des signaux PCG du 1er groupe,(a)signal normal(N),(b)signal avec une insuffisance mitral (IM),(c) signal avec une coaction aortique (Coa).	98
Figure. V. 8: Bicohérence entre les bruits (B1&B2) et les clicks des signaux PCG du 2ème groupe,(a) the early aortic sténosis signal (Eas),(b) the aortic gallop signal (AG),.....	98
Figure. V. 9 : Etapes suivit pour le prélèvement des fréquences prédominantes ainsi que leur pourcentage de corrélation.....	99
Figure. V. 10 : (a) les régions de variation de la bicohérence des trois groupes, (b) histogramme de la valeur moyenne de la bicohérence pour les trois groupes.	100
Figure.V. 11 : Histogramme de la valeur moyenne de la bicohérence de la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (AS) et la régurgitation mitrale (Mr).	104
Figure. V. 12 : représentation graphique du bispctre pour les signaux Pcg du 1 ^{er} groupe, (a) signal (N), (b) signal (IM), signal (Coa).	104
Figure. V. 13 : représentation graphique du bispectre des signaux Pcg du 2 ^{ème} groupe, (a) signal (Eas), (b) signal (Ag), (c) signal (EC), (d) signal (Ls).	105
Figure. V. 14 : représentation graphique du bispectre des signaux Pcg du 3 ^{ème} groupe, (a) signal (PS), (b) signal (Ar), (c) signal (Tr), (d) signal (As).	106
Figure. V. 15 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG de la sténose mitrale (MS), (a) signal (MS1), (b) signal (MS2), (c) signal (MS3), signal (MS4).	107
Figure. V. 16 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG de la sténose aortique (AS), (a) signal (AS1), (b) signal (AS2), (c) signal (AS3), signal (AS4).	108
Figure. V. 17 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG de la régurgitation mitrale (Mr), (a) signal (Mr1), (b) signal (Mr2), (c) signal (Mr3), signal (Mr4).	109

Liste des tableaux

Tableau III- 1: Variation des paramètres (bande fréquentielle (BF) et fréquence prédominante ($f_{pré}$)) en fonction des 3 groupes des signaux PCG.	43
Tableau III- 2 : Variation des paramètres (bande fréquentielle (BF) et fréquence prédominante ($f_{pré}$)) en fonction des signaux PCG :MS (la sténose mitrale), AS (la sténose aortique) et MR (la régurgitation mitrale).	44
Tableau III- 3 : Variation des paramètres (étendue temporel (ΔT) et étendue fréquentiel (ΔF)) en fonction des 3 groupes des signaux PCG.....	52
Tableau III- 4 :Variation des paramètres (étendue temporel (ΔT) et étendue fréquentiel (ΔF) en fonction des 3 groupes des signaux PCG :MS (la sténose mitrale) ,AS (la sténose aortique) et MR (la régurgitation mitrale).	53
Tableau III- 5 : Paramètres de la FFT et la STFT pour les trois groupes de signaux PCG	59
Tableau III- 6 : Paramètres de la FFT et la STFT pour les signaux PCG des trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable.....	60
Tableau.IV. 1 : Variation d'erreurs de reconstruction(ξ_{ermoy}) ,inverse du rapport approximation sur signal (1/RAS) pour différents signaux PCGs.	78
Tableau.IV. 2 : Variation d'erreurs de reconstruction(ξ_{ermoy}) ,inverse du rapport approximation sur signal (1/RAS) pour différents signaux PCGs avec divers degré de sévérité.	78
Tableau.IV. 3 : Paramètre d'emoy et le 1/RAS pour les trois groupes de signaux PCG.....	79
Tableau.IV. 4 : Paramètre d'emoy et le 1/RAS pour les signaux PCG des trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable.....	80
Tableau.V. 1 : Valeurs du coefficient d'aplatissement et d'asymétrie pour le signal complet ou bien le souffle uniquement pour la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As) et la régurgitation mitrale (Mr). .	87
Tableau.V. 2 : Résultats de l'ent1, ent2, ent3, et l'AmpMoy pour les signaux de la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As), la régurgitation mitrale (Mr).	92
Tableau. V. 3 : Résultats des cinq ordres de moment pour la sténose mitral (Ms) et la régurgitation mitral (Mr)	94
Tableau. V. 4 : Résultats du rapport du moment d'ordre 3 (MR3) et celles du rapport énergétique (RE).	96
Tableau.V. 5 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour le 1 ^{er} et le 2 ^{ème} groupe.....	101
Tableau. V. 6 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour les signaux de la sténose mitrale (Ms).	102
Tableau. V. 7 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour les signaux de la sténose aortique (As).	103
Tableau. V. 8 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour les signaux la régurgitation mitrale (Mr).	103
Tableau.V. 9 : Paramètre d'(ampmoy), d'(ent1), d'(ent2), d'(ent3), d'(entPh) pour les trois groupes de signaux PCG.....	110
Tableau.V. 10 : Les cinq ordres du moment ainsi que le rapport du moment d'ordre 3 pour les trois groupes de signaux PCG.	111
Tableau.V. 11 : Paramètres du centre pondéré pour les trois groupes de signaux PCG.....	112

Tableau.V. 12 : Paramètre d'(ampmoy), d'(ent1), d'(ent2), d'(ent3), d'(entPh) pour les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable. 113

Tableau.V. 13 : Les cinq ordres du moment pour les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable..... 114

Tableau.V. 14 : Les paramètres du centre pondéré pour les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable..... 115

Tableau d'abréviations :

(a1,a2,....,a7)	Les niveaux d'approximations de la transformée en ondelette discrète à travers l'ondelette db7
A2	La composante aortique
$A_n(f_2, f_1)$	Fréquences prédominantes
AG	Aortic gallop
(AmpMoy)	l'amplitude moyenne
AR	Aortic regurgitation (régurgitation aortique)
AS	Aortic stenosis (sténose aortique)
$B^2(f1, f2)$	la bicohérence
BF	La bande fréquentielle
COA	Coarctation of the Aorta (coarctation de l'aorte)
(d1,d2,....,d7)	Les niveaux des détails de la transformée en ondelette discrète à travers l'ondelette db7
Db7	Ondelette de Daubechies du 7 ^{ème} niveau
Δt	Etendue temporel
Δf	Etendue fréquentiel
EAS	Early Aortic Stenosis
EC	Ejection click (click d'éjection)
ECG	Electrocardiogramme
EEG	Electroencéphalogramme
EMG	Electromyogramme
(ent1)	L'entropie Bispectrale normalisée
(ent2)	L'entropie carrée bispectrale normalisée
(ent3)	L'entropie cubique bispectrale normalisée
(entPh)	L'entropie de Phase
ξ_{ermoy}	Erreur de reconstruction
f_1, f_2	Fréquence1 ,fréquence 2
F.F.T	Transformée de Fourier rapide (fast Fourier transform)
$f_{pré}$	La fréquence prédominante

G1	1 ^{er} groupe des signaux PCG
G2	2 ^{ème} groupe des signaux PCG
G3	3 ^{ème} groupe des signaux PCG
HOS (ou SOS)	Higher order statistics order spectra (spectres d'ordres supérieur)
IM	Innocent murmur (souffles innocents)
LAS	La sténose aortique systolique tardive
LS	Later systolic
M1	La composante mitrale
(mo1)	Le moment d'ordre 1
(mo2)	Le moment d'ordre 2
(mo3)	Le moment d'ordre 3
(mo4)	Le moment d'ordre 4
(mo5)	Le moment d'ordre 5
MR	Mitral regurgitation (régurgitation mitrale)
MS	Mitral stenosis (sténose mitrale)
N	Normal
P2	La composante pulmonaire
PCG	Phonocardiogramme
PS	Pulmonary Stenosis (sténose pulmonaire)
RAS	Rapport approximation-signal
RE	Rapport énergétique
S1 (ou B1)	Premier bruit cardiaque
S2 (ou B2)	Deuxième bruit cardiaque
S3 (ou B3)	Troisième bruit cardiaque
S4 (ou B4)	Quatrième bruit cardiaque
S.T.F.T	La transformée de Fourier à court terme
T1	La composante tricuspide
TR	Tricuspid regurgitation (régurgitation tricuspide)
T.O	La transformée en ondelette
T.O.C	Transformée en ondelette continue

T.O.D	Transformée en ondelette discrète
WCOB	Le centre pondéré du bispectre(Weighted Center Of Bispectrum)

Introduction générale

Introduction générale

Le Moyen âge a longtemps hésité entre deux conceptions faites par deux grands noms de la science antique en ce qui concerne l'origine des sentiments et des mouvements volontaires. Aristote (IV^e siècle av. J.-C.) a attribué ce rôle au cœur, tandis que Galien (II^e siècle) situait ces fonctions dans le cerveau. Tout en tenant compte de l'importance, du point de vue de la finalité thérapeutique, d'isoler les trois organes principaux (Qanûn fi téb), Abd Allah Ibn Sîna « Avicenne » (980-1037) a jugé que ces difficile d'ôter le cœur de sa fonction principale. Mohammed Ibn Rushd « Averroès » (1126-1198), dans le Colliget (colliyat en arabe) approuve l'hypothèse d'Aristote et il fait du cœur le siège de la sensibilité générale.

Ce n'est qu'en XVII^e siècle que William Harvey (1578-1658) dépossède définitivement le cœur de sa fonction de siège des sensations suite à de nombreuses années de recherche et d'expérimentations. Ce qui pousse Robert Hooke (1635-1703) à réaliser l'importance de l'auscultation cardiaque dans l'aboutissement d'un diagnostic.

L'invention du stéthoscope par René Laennec en 1816 fait de l'auscultation cardiaque l'outil clinique irremplaçable jusqu'à nos jours. La figure.1, présente l'évolution de la forme du stéthoscope au fil des époques [1].



Figure. 1 : Anciens stéthoscopes monaural (à gauche en haut). Les stéthoscopes Cummann et Allison (à gauche en bas). Le stéthoscope binaural moderne (au milieu). Le stéthoscope électrique moderne de marque Meditron M30 (à droit).

Cependant, la détection des symptômes pertinents constituant un diagnostic basé sur les bruits cardiaques enregistrés par un stéthoscope est une tâche compliquée et difficile pour les médecins et qui demande des années d'entraînement à l'acquérir et à l'affiner. Une partie de cette difficulté provient du fait que les bruits cardiaques sont souvent séparés les uns des autres par moins d'une période de 30 millisecondes. En outre, les bruits cardiaques caractérisant les troubles cardiaques ont généralement une faible intensité par rapport aux sons (ou bruits) cardiaques normaux (non pathologique). Cela rend la tâche de détection acoustique plus difficile pour le médecin [2].

La phonocardiographie comme étant une méthode non invasive fondée sur l'enregistrement des vibrations ou oscillations de fréquences diverses, correspondant aux bruits cardiaques normaux ou pathologiques [3] a pu alors remédier à cette problématique en offrant aux cliniciens un enregistrement graphique des bruits cardiaques et souffles entendus durant l'auscultation cardiaque. Cet enregistrement est connu sous le nom du signal phono cardiogramme (PCG), il traduit l'activité cardiaque du sujet avec

beaucoup de précision que le simple test du cardiologue et surmonte ainsi les limites auditives de l'homme [4].

C'est dans ce but que nous réalisons ce travail, il est connu que les signaux électro physiologiques notamment dans notre cas les signaux phono cardiogrammes (PCG) dissimulent des informations de très grandes valeurs pour un diagnostic des pathologies cardiaques. Il est à préciser que le signal PCG reflète les signaux acoustiques non stationnaires engendrés par l'activité cardiaque (normaux et pathologiques). Ces derniers sont émis par le cœur et convertis en un signal électrique qui peut être enregistré pour être utilisé à profit ultérieurement. [4]

Ce signal est parfois affecté par des facteurs surajoutés qui traduisent la présence d'une certaine pathologie, qui toutefois ne peut être détecté et dû à l'absence de tout symptôme régissant un tel diagnostic ou bien tout simplement n'étant pas perçue par l'oreille du médecin dû à sa faible intensité. Cependant, la Phonocardiographie a pu résoudre une partie de ce problème en ce qui concerne ces facteurs surajoutés (souffle, les clicks etc... mais il reste que pour certaines pathologies l'information se trouve dans le domaine fréquentiel ou plus.

En plus du fait de réaliser une discrimination (c'est-à-dire déceler une certaine différence) entre les différents signaux PCG, l'objectif majeur de notre travail est de trouver une possibilité (paramètres et techniques) à même de répondre favorablement à cet objectif escompté et pouvoir donc estimer aisément et efficacement le degré de sévérité pathologique. C'est donc dans ce cadre qu'on va réaliser une étude approfondie à travers l'application d'une série d'analyses spectrales et spectro-temporelles (FFT, STFT, TOD, HOS) sur des signaux PCG de diverses pathologies et de différents degrés de sévérité répertoriées sur trois groupes.

Les divers travaux de recherches effectuées auparavant soit par les enseignants de notre département de Génie Biomédical ou bien par des chercheurs international sur les signaux phono cardiogrammes (PCG) ont abouti à des résultats conséquents en ce qui est de la segmentation [5], le filtrage des signaux PCG [6] ou bien la classification par les techniques spectrale et spectro-temporelle [7-10]. Ces travaux ont servi de référence au cours de notre étude, puisqu'à chaque étape on revenait à ces derniers pour confirmer nos résultats.

Notre étude se distingue en deux étapes :

Une première étape va s'atteler à l'étude de discrimination pathologique sur des signaux PCG classés en trois groupes distincts.

- 1^{er} groupe : Les signaux PCG ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal.
- 2^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle réduit (click).
- 3^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle important.

Une deuxième étape va concerner les signaux PCG de trois pathologies avec un **degré de sévérité interne variable** :

- La sténose mitrale (Ms).
- La sténose aortique (As).
- La régurgitation mitrale (Mr).

Les signaux PCG qu'on va utiliser seront classifiés par le biais du rapport énergétique RE :

- Légère, $RE < 30\%$,
- Modérée, $30\% \leq RE < 70\%$,
- Sévère, $RE \geq 70\%$.

Notre travail est réparti sur cinq chapitres, dont deux chapitres théoriques, l'un dédié à l'étude anatomique du cœur ainsi que son activité cardiaque et l'autre représente une introduction théorique des différentes techniques d'analyse utilisées [CHAP I et CHAP II].

Chacun des trois chapitres suivants va présenter les résultats ainsi que leur interprétation obtenus pour chaque technique utilisée :

- Chapitre III : analyse des signaux Pcg avec la F.F.T et la S.T.F.T.
- Chapitre IV : analyse des signaux Pcg avec la T.O.D.
- Chapitre V : analyse des signaux Pcg avec la H.O.S (Bi-spectral).

A travers l'analyse des résultats obtenus, on estime réaliser en premier lieu une discrimination de façon générale entre les trois groupes déjà précités et en second lieu une discrimination entre les différents degrés de sévérité pathologique, en quelque sorte l'étude de l'évolution du degré de sévérité, au sein de la même pathologie.

On vérifiera par le biais des résultats globaux obtenus l'impact des clicks et des souffles sur le cycle cardiaques et par suite la corrélation entre ces facteurs et la pathologie analysée.

Enfin, on terminera par une conclusion sur l'ensemble du travail réalisé ainsi que quelques perspectives pour les travaux à venir.

Références

- [1] : OMARI Tahar. Etude du degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques, Mémoire de magistère, pp 40,2009.
- [2] : Mr HAMZA mounir & Mr ZIANI CHERIF selmen, Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique, pp 10-11, Mémoire de master, université de Tlemcen, 2013
- [3] : MEZIANI Fadia, Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes, pp 64-67, Thèse de doctorat, université de Tlemcen 2013
- [4] : BOUDGHENE STAMBOULI Zineb, Classification des Signaux Phonocardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR, introduction& pp4, Mémoire de magistère, université de Tlemcen, 2012
- [5]: L. HAMZA CHERIF - S.M DEBBAL - F BEREKSI-REGUIG, Segmentation of Heart sounds and Heart murmurs, Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB), ISSN: 0219-5194. Vol. 8, No. 4, pp 549–559. 2008.
<https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519408002759>
- [6]: L.Hamza Cherif; M.Mostafi; S.M Debbal, Digitals filters in heart sound analysis, International Journal of Clinical Medicine Research: American Association for Science and Technology (AASCIT), 1(3) : pp 97-108, Aout 20014.
<http://www.aascit.org/journal/archive?journalId=906&issueId=9060103>
- [7]: S.M DEBBAL – F BEREKSI REGUIG, The fast Fourier transform and the continuous wavelet transform analysis of the phonocardiogram signal, Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB), ISSN: 0219-5194, vol.4, No 3, pp 257-272. September 2004
<https://www.worldscientific.com/toc/jmmb/04/03>
- [8]: S.M DEBBAL – L. HAMZA CHERIF - F BEREKSI-REGUIG, Choice of the wavelet analyzing in the phonocardiogram analysis using the discrete and the packet wavelet transform, Expert system and applications, Vol 37, N°2, pp 913-918. March 2010.
<https://dl.acm.org/citation.cfm?id=1645875>
- [9]: F. Meziani, S.M. DEBBAL *, and A. Atbi, Analysis of phonocardiogram signals using wavelet transform, Journal of Medical Engineering & Technology (JMET) , ISSN: 0309-1902, August 2012, Vol. 36, No. 6 : Pages 283-302 ; 2012.
<http://informahealthcare.com/toc/jmt/36/6>.
- [10]: SM DEBBAL – F BEREKSI-REGUIG, cardiac murmur analysis using the Short-Time Fourier Transform, Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB), ISSN: 0219-5194, vol6 N°3, pp273-284, September 2006.
<https://www.worldscientific.com/toc/jmmb/06/03>

Chapitre. I

Chapitre I

Notions théoriques sur le signale phono cardiogramme (PCG)

I. Introduction

Le phono cardiogramme (PCG) est un enregistrement des bruits cardiaques et les souffles. Il a été développé pour pallier les lacunes des propriétés acoustiques du stéthoscope. Il peut documenter la synchronisation et annoter les différentes intensités relatives des bruits cardiaques et de murmures (ou souffles).

Il est donc impératif de comprendre le fonctionnement du cœur et la genèse de ce signal afin de faciliter l'analyse et préciser le diagnostic médical en vue de prescrire un traitement adéquat au patient. Pour répondre aux objectifs fixés nous consacrons ce chapitre sur des informations nécessaires sur l'anatomie du cœur et la genèse de ce signal, suivie d'une brève description sur les pathologies étudiées dans ce travail.

II. Notions de base sur le cœur

Le cœur est un muscle creux qui a pour fonction de faire circuler le sang dans l'organisme en agissant comme une pompe par des contractions rythmiques. Il est capable de faire circuler 4 à 5 litres de sang, en permanence, depuis la naissance jusqu'à la mort.

II.1 Position anatomique du cœur

Le cœur est un organe musculaire d'environ 250 grammes, situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimité par les 2 poumons, le sternum et la colonne vertébrale [1].

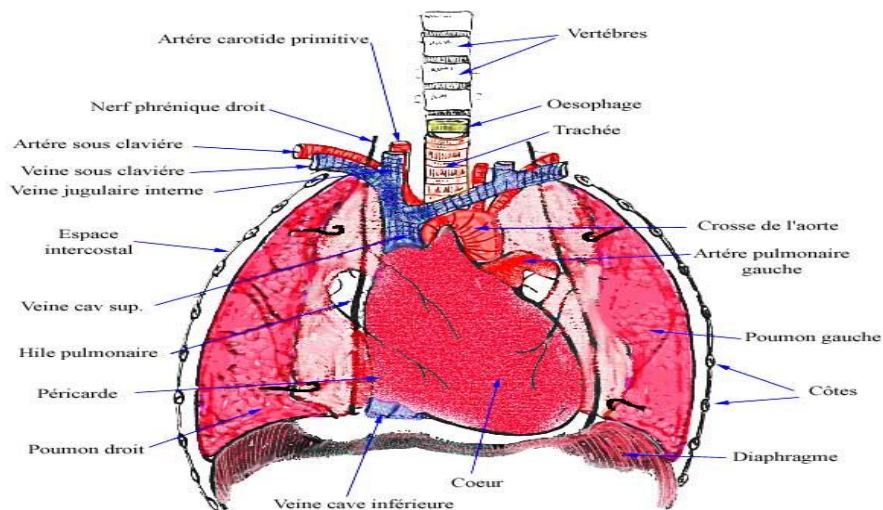


Figure I-1 : Position anatomique du cœur.

II.2 Morphologie externe du cœur

Le cœur est un muscle creux de la grosseur d'un poing. Il est formé de trois couches (parois) distinctes qui sont de l'intérieur vers l'extérieur : le péricarde, le myocarde ou muscle cardiaque et l'endocarde [1]

De sa base s'échappent 2 vaisseaux :

- l'artère pulmonaire, qui relie le cœur aux poumons,
- l'aorte, qui relie le cœur au reste du corps : organes nobles, viscères, muscles, tissus [2].

Le cœur repose, par une face inférieure, sur le diaphragme qui le sépare des viscères de l'abdomen.

Le cœur a la forme grossière d'une pyramide renversée à trois faces qui sont parcourues par deux sillons profonds :

- Le sillon auriculo-ventriculaire, dans le plan perpendiculaire au grand axe du cœur, sépare le massif auriculaire en arrière, des ventricules plus antéro-inférieurs,
- Le sillon inter-ventriculaire, puis inter-auriculaire perpendiculaire au précédent. Il correspond au plan de séparation entre cœur droit et cœur gauche.

Les sillons contiennent de la graisse et les branches principales des vaisseaux coronaires [3].

II.3 Morphologie interne du cœur

Le cœur est divisé en 4 cavités : deux ventricules et deux oreillettes .Chacune des oreillettes communique avec le ventricule correspondant par l'orifice auriculo-ventriculaire.

On considère qu'il existe un "cœur droite" formé d'oreillette et ventricule droits, et un "cœur gauche" formé de l'oreillette et du ventricule gauches. Ils sont distincts l'un de l'autre d'un point de vue anatomique mais aussi physiologique, car le cœur gauche chasse le sang riche en oxygène dans la grande circulation par l'aorte et le cœur droit envoie le sang pauvre en oxygène dans la petite circulation par l'artère pulmonaire.

Les deux ventricules sont séparés par la cloison interventriculaire. La base de chaque ventricule est occupée par deux orifices :

- L'orifice auriculo-ventriculaire fait communiquer l'oreillette et le ventricule. Il est occupé par la valvule auriculo-ventriculaire, qui a une forme d'entonnoir dont la pointe s'avance dans le ventricule.
- L'orifice artériel fait communiquer, dans le cœur gauche, le ventricule avec l'aorte, et dans le cœur droit, le ventricule avec l'artère pulmonaire. L'orifice artériel est formé par les valves sigmoïdes.

Les deux oreillettes sont placées en arrière des ventricules et sont séparées l'une de l'autre par la cloison inter-auriculaire. Elles sont plus petites que les ventricules, leur paroi est mince et lisse [3].

- **Les cavités droites**

Les cavités droites du cœur sont constituées de :

- Oreillettes droite.
- Ventricule droite.

Elles communiquent par l'orifice auriculo-ventriculaire droit (il est fermé par la valvule tricuspide formée de trois valves triangulaires implantées dans les parois ventriculaires)[3].

- **Les cavités gauches**

Les cavités gauches du cœur sont constituées de :

- oreillettes gauche.
- ventricule gauche.

Elles communiquent par orifice auriculo-ventriculaire gauche (appelé aussi "orifice mitral", il est occupé par la valvule mitrale qui est composée de deux valves : la valve droite ou grande valve(ou valve antéro-supérieur) et la valve gauche ou petite valve (ou valve postéro-inferieur))[3].

- **Le péricarde**

C'est un organe sèro-fibreuse qui enveloppe le cœur et ses vaisseaux. Il est constitué de deux parties :

- * Le péricarde séreux (organe de glissement) :

Il est formé de deux feuillets limitant une cavité virtuelle, la cavité péricardique, espace de glissement qui permet les mouvements cardiaques.

* Le péricarde fibreux (organe de fixité et de protection):

Le péricarde contient le cœur et ses vaisseaux :

- Les artères coronaires.
- Les veines du cœur.
- Les vaisseaux lymphatiques.
- L'origine des gros vaisseaux de la base [3].

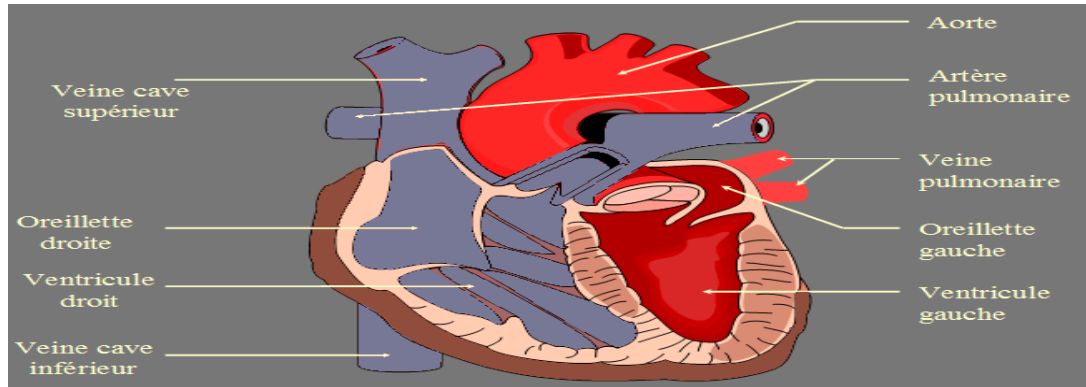


Figure I-2 : Configuration interne du cœur.

II.5 Les valves cardiaques

En anatomie, les valves cardiaques sont des structures du cœur élastiques et non musculaires, séparant les différentes cavités et empêchant le sang de refluer dans le mauvais sens. Elles sont au nombre de quatre (figure I-4) :

- La valve mitrale entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche.
- La valve tricuspide entre l'oreillette droite et le ventricule droit.
- La valve aortique entre le ventricule gauche et l'aorte.
- La valve pulmonaire entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire.

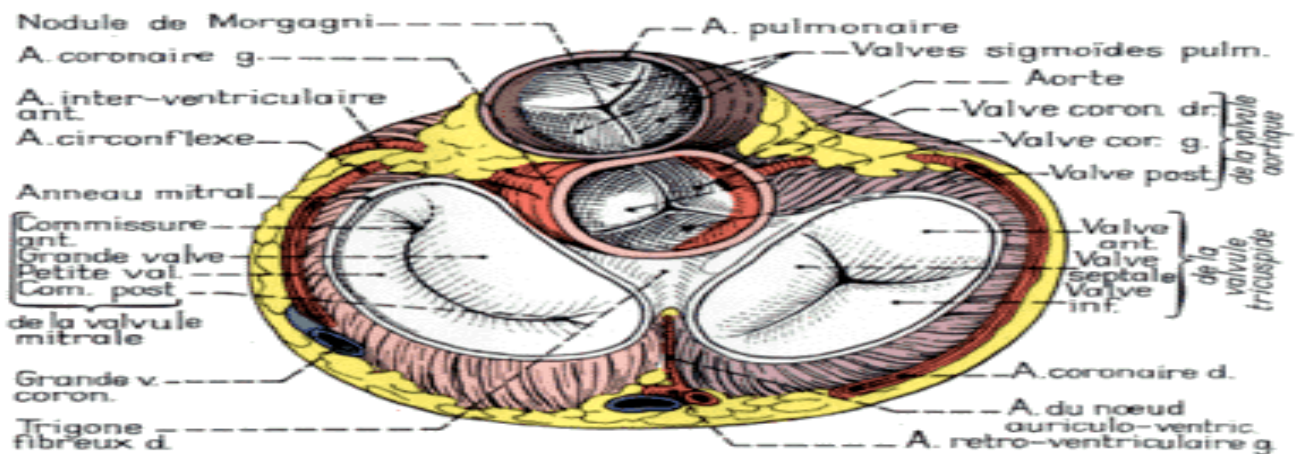


Figure I-3 : Anatomie des valves cardiaques.

La Figure 1.5 illustre des coupes longitudinales et transversales d'une valvule cardiaque dans les positions ouverte et fermée (la physiologie des valvules dans le cœur) :

- (a) ouverte ; les feuillets de la valvule cardiaque sont éloignés afin de laisser passer le sang, cette ouverture engendre des turbulences sanguines qui font partie des bruits cardiaques.
- (b) fermée ; les feuillets se resserrent afin de ne pas permettre le passage du sang ; en cas d'insuffisance la valvule ne se referme pas convenablement ce qui cause une régurgitation sanguine [4].

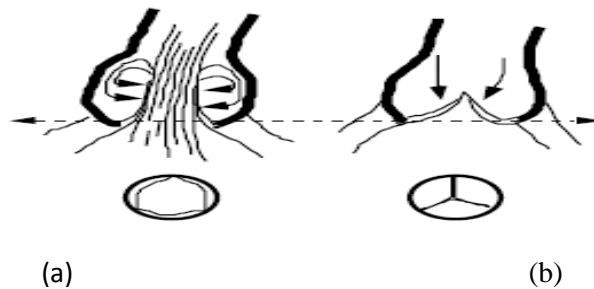


Figure I-4 : Coupes longitudinale et transversales d'une valvule cardiaque dans les positions (a) ouvert et (b) fermée.

II.6 Circulation sanguin

Le cœur est donc une pompe double agissant sur le circuit sanguin, faisant circuler le sang dans l'organisme. Ce liquide sert à diffuser l'oxygène et les éléments nutritifs nécessaires aux processus vitaux de tous les tissus du corps.

On distingue 2 circulations : la petite et la grande. La petite est constituée du cœur, des poumons et des vaisseaux qui les relient. Elle est destinée à transformer le sang chargé des déchets de l'organisme pour le rendre à nouveau utilisable par les tissus. Ce sont les poumons qui se chargent de ce "recyclage". La grande circulation est constituée du cœur et de l'ensemble de l'organisme (sauf les poumons). Elle irrigue le corps en sang frais avant de récupérer le sang vicié pour le ramener au cœur.

Pour assurer le pompage du sang dans la bonne direction le cœur possède ses propres valves internes [5].

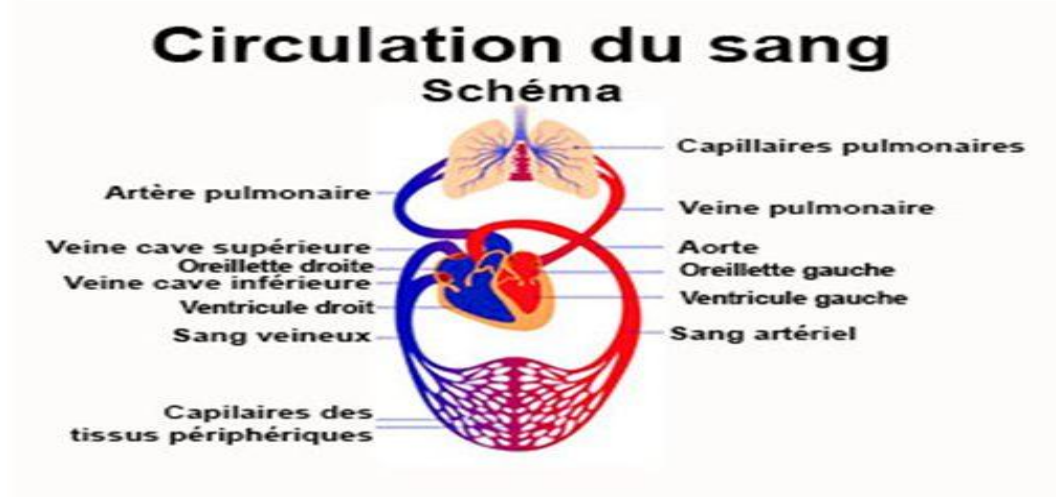


Figure I-5 : Circulation du sang dans le corps humain.

II.7 La vascularisation du cœur

La vascularisation du cœur est assurée à travers deux éléments essentiels qui sont :

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

Le drainage veineux suit la même disposition [6].

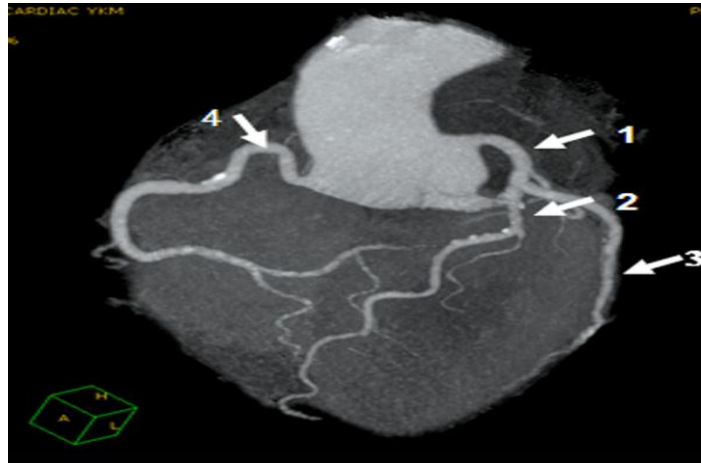


Figure I-6 : Les vaisseaux coronaires à travers une angiographie coronaire.

II.8 Conduction électrique du cœur

Un battement cardiaque correspond à la contraction rythmée des quatre chambres cardiaques. Chaque battement de cœur est stimulé par des signaux électriques qui suivent un trajet nerveux spécifique dans le cœur.

Une impulsion électrique (signal électrique) qui prend naissance dans le nœud sino-auriculaire (SA) situé dans la partie supérieure de l'oreillette droite [7], Le signal traverse ensuite les oreillettes droite et gauche, ce qui provoque leur contraction et pousse le sang dans les chambres inférieures, ou ventricules. Ensuite il passe dans les ventricules par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud AV), puis dans le tissu qui sépare les ventricules, le faisceau de His. Le signal descend le long du faisceau et atteint ses branches gauche et droite, situées dans les ventricules. Lorsque le signal atteint les branches du faisceau, il provoque la contraction du ventricule et le pompage du sang vers les poumons et le corps.

Le système de conduction fonctionne comme un stimulateur cardiaque ; il maintient le rythme cardiaque entre 60 et 100 battements par minute.

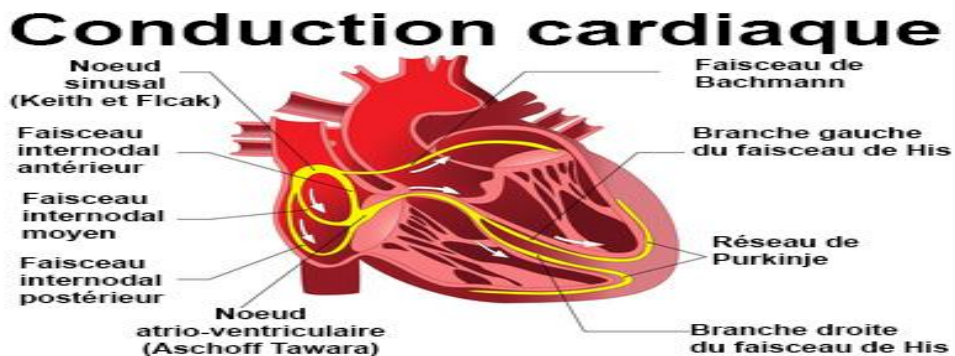


Figure I-7 : La conduction électrique du cœur.

II.9 La révolution cardiaque

La révolution cardiaque se déroule en deux phases :

- **Phase 1, la systole :**

Consiste à la contraction des deux ventricules ce qui provoque l'éjection du sang vers la périphérie du cœur à travers l'aorte, et vers les poumons par l'intermédiaire des artères pulmonaires.

- **Phase 2, la diastole :**

Permet la relaxation des deux ventricules en se remplissant de sang à travers les valvules auriculo-ventriculaires après accumulation dans les oreillettes.

Donc ; on peut dire que l'hémodynamique cardiaque est divisée en quatre phases essentielles : la contraction et l'éjection ventriculaire constituant la systole ventriculaire, ensuite la relaxation et le remplissage lors de diastole ventriculaire [8].

II.9.1 la systole ventriculaire

Se décompose en 2 phases, une phase de contraction et une phase d'éjection.

➤ **Contraction ventriculaire :** Cette phase est subdivisée en deux sous-phases ;

1. **Contraction pré-isovolumétrique :** la pression dans les ventricules augmente d'une façon rapide et devient supérieure à la pression des oreillettes, ce qui provoque la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires [8].
2. **Contraction isovolumétrique :** les valvules auriculo-ventriculaires et sigmoïdes sont fermées. Les deux ventricules poursuivent à se contracter, et la pression devient supérieure à la pression dans les artères d'où l'ouverture des valvules sigmoïdes.

Cette phase correspond à l'apparition du premier groupe de vibrations acoustiques noté B1.

➤ **Ejection ventriculaire :** L'éjection du sang ventriculaire vers les artères se réalise en trois phases ;

1. **Phase d'éjection rapide :** le sang est propulsé rapidement avec une augmentation graduelle de la pression ventriculaire.
2. **Phase d'éjection lente :** le sang est éjecté légèrement selon la diminution de la pression ventriculaire.
3. **Proto-diastole de Wiggers :** la pression ventriculaire diminue de façon trop rapide mais reste supérieure à la pression dans les artères.

Quand la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression dans les artères, les valvules sigmoïdes se ferment, ce qui correspond à l'apparition du deuxième groupe de vibrations acoustiques, noté B2 [8].

II.9.2 La diastole ventriculaire

Elle comprend 2 phases, une phase de relaxation et une phase de remplissage.

- **Relaxation :** Pendant cette phase, la pression ventriculaire continue à diminuer jusqu'à ce qu'elle devient inférieure à la pression dans les oreillettes, ce qui induit l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires.

- **Remplissage** : Durant cette phase, les ventricules se remplissent de sang par les oreillettes à travers les valvules auriculo-ventriculaires. Cette phase est subdivisée en quatre phases.
1. **Phase de remplissage rapide** : la pression ventriculaire est très réduite par rapport à la pression auriculaire ce qui résulte un remplissage rapide des ventricules.
 2. **Phase de remplissage lent** : la pression dans les oreillettes commence à diminuer, par contre la pression ventriculaire continue à augmenter, le remplissage ventriculaire est alors moins rapide.
 3. **Phase de Diastasis** : quand les pressions auriculaires et ventriculaires sont égales, le cœur est en phase de repos. Lorsqu'il y a une accélération de la fréquence cardiaque, cette phase disparaît.
 4. **Phase de remplissage actif** : les ventricules terminent leur remplissage par une augmentation de pression due à la systole auriculaire [8].

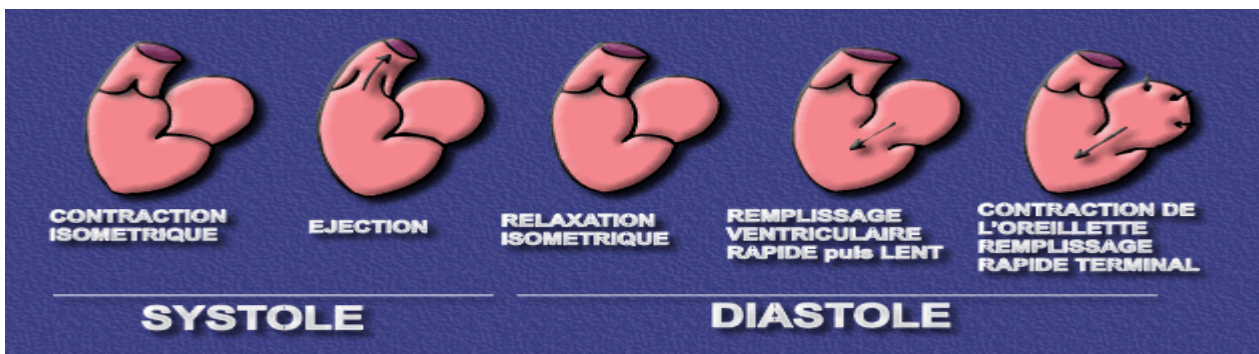


Figure I-8 : La phase systolique et diastolique cardiaque.

III. Notions théoriques sur le signal phono cardiogramme

L'activité cardiaque est accompagnée par l'apparition d'un ensemble de bruits. Ces vibrations acoustiques générées au cours de la révolution cardiaque ne sont pas toutes audibles à l'être humain. C'est la raison pour laquelle l'auscultation effectuée par les cardiologues envers leurs patients est toujours subjective. L'ensemble de ces bruits constitue le signal Phono cardiographique (PCG). Donc le PCG permet d'enregistrer les sons normaux (B1, B2), les sons surajoutés et les souffles.

III.1 Définition et description du Signal Phono cardiographique

Le signal Phono cardiographique thoracique regroupe les bruits cardiaques acquis par le biais d'un microphone placé sur l'un des foyers d'auscultation ; aortique, tricuspide, mitral ou pulmonaire comme illustré sur la Figure I.10 :

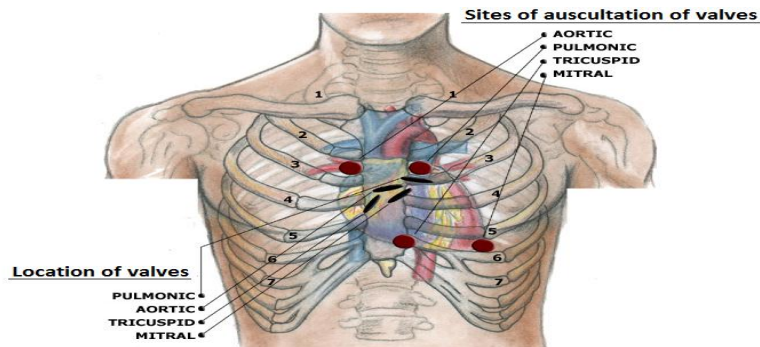


Figure I-9 : Foyers d'auscultation sur le thorax.

III.2 Bruits cardiaques

Chez un sujet normal, deux bruits sont entendues :

- Le premier bruit (B1) correspond à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires en début de systole. C'est un bruit assez long, de tonalité sourde.
- Le deuxième bruit (B2) correspond à la fermeture des valves sigmoïdes pulmonaires et aortiques en début de diastole. C'est un bruit très bref que le premier, d'intensité plus forte.

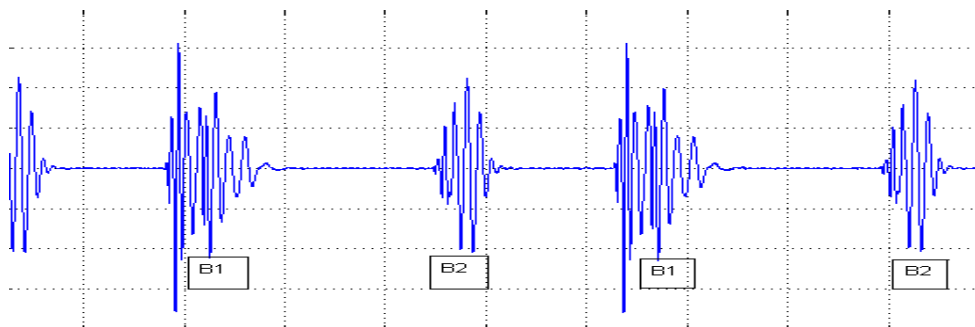


Figure I-10 : Représentation temporelle des bruits cardiaque B1 et B2.

Lorsque le cœur bat normalement, les deux bruits se suivent assez rapidement, puis survient une pause après le deuxième bruit : B1 B2 est plus courte que B2 B1.

III.2.1 Bruit B1

Il correspond au début de la systole ventriculaire et dû à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires [9][10]. Son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur. Ce bruit est fait de deux composantes principales : la composante mitrale et la composante aortique ; ou il est à noter que la composante mitrale (**M1**) précède la composante tricuspide (**T1**)[11], et le délai temporel séparant **M1** et **T1**, pour un sujet sain, ne peut dépasser **30ms**[12].

III.2.1 Bruit B2

Il correspond au début de la diastole. Se situe à la base, c'est-à-dire à la partie haute du thorax, de part et d'autre du sternum. Il est dû à la fermeture des valves sigmoïdes (pulmonaires et aortiques). Il est

composé de deux composantes **A2** et **P2** dont la première correspond à la fermeture de la valve aortique et la deuxième correspond à la fermeture de la valve pulmonaire, la composante **P2** est un peu retardée par rapport à **A2** dont le retard peut correspondre à une maladie s'il est assez long [13].

III.2.1 Bruit B3

Correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule, il se produit 0.15second après la composante aortique du deuxième son. C'est un signal de faible fréquence et faible intensité qui peut être entendu au début de la phase diastolique (juste après S2), S3 est considéré normal pour les enfants et l'adulte comme il peut être signe de maladie chez les vieux [9][10].

III.2.1 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 S1). S3 et S4 accompagnent souvent d'autres maladies cardiaques congénitales [9][10].

III.3 Bruits surajoutés

▪ Bruit de galop

Il s'agit de B3 et B4. Ce sont des bruits de basse fréquence, ils sont pathologique après 30 ans. Ce bruit surnuméraire forme de rythme à 3 temps (d'où l'expression bruit de galop), il est perçu à la pointe, en décubitus latérale gauche, ou à la xiphoïde. Il existe des galops droit s et galops gauche. Les galops gauches sont plus fréquents. En fait il existe trois types de galops :

- **Galop pro diastolique** : c'est B3 ; il correspond à la vidange rapide et puissante du sang de l'oreillette vers le ventricule, au début de diastole.
- **Le galop pré systolique** : c'est B4 ; juste avant B1. Il correspond à l'arrivée de l'ondée sanguine dans le ventricule, lors de la systole auriculaire, c'est-à-dire à la fin de la diastole ventriculaire.
- **Le galop de sommation** : il résulte de l'addition des deux composantes B3 et B4, en cas de la tachycardie [5].

▪ Claquement d'ouverture mitrale

C'est un bruit proto-diastolique (entendu au début de la diastole), entendu après B2. Il s'agit d'un bruit surajouté à un bruit B2 normal. Il donne l'impression d'un dédoublement du B2 mais en réalité, il est nettement séparé de celui-ci ; c'est un signe du rétrécissement mitral [5].

▪ Le click

Les **clicks** ne se produisent que pendant la systole ; ils se distinguent de B₁ et de B₂ par leur tonalité plus aiguë et leur durée plus brève. Deux types de clicks existent :

-**Le click proto- systolique** est un bruit sec de timbre aigu, entendu juste après B1. Il correspond à l'ouverture des sigmoïdes, marquant le début du souffle systolique du rétrécissement aortique valvulaire.

-**Le click méso- systolique** s'entend dans la ballonnisation de la valve mitrale et correspond au prolapsus de la valve mitrale au sein de l'oreillette gauche, lors de la contraction du ventricule gauche [13].

III.4 Les souffles cardiaques

Un souffle cardiaque est produit lorsqu'un flux sanguin turbulent provoque une vibration prolongée et audible d'une structure cardiaque. Classés en souffles systoliques, diastoliques ou continus. Ils sont d'une durée temporel, et parfois des fréquences plus long et forte que les bruits cardiaques (B1, B2, B3 et B4) et même que les clicks.

▪ Classification d'un souffle cardiaque

Les souffles sont classés selon plusieurs facteurs de leurs caractéristiques, qui sont :

1. Leur configuration : crescendo, decrescendo, crescendo-decrescendo ou diamond-shaped, en plateau.

2. L'intensité : codée de **1/6** à **6/6**. A partir de **4/6**, les souffles sont dits intenses car ils s'accompagnent d'un frémissement palpable. D'une manière générale, seuls les souffles systoliques frémissent, car les souffles diastoliques sont de faible intensité [13].
3. Le timbre : c'est la tonalité du souffle : râpeux, humé, grondant, doux, roulement,...
4. Le temps : systolique, diastolique, les deux (double souffle), ou continu ;
5. Le siège : endroit où le souffle est perçu avec le maximum d'intensité.
6. L'irradiation : direction dans laquelle le souffle se propage [13].

Souffle	
Chronologie	Proto/méso/télé/holo-systolique ou diastolique
Foyer maximal	Aortique, mitral, tricuspide, pulmonaire
Intensité	De 1 à 6/6
Irradiation	Vers l'apex, les carotides, le foyer tricuspide
Timbre	Doux, en jet de vapeur, râpeux, piaulant
Forme	Rectangulaire, crescendo, decrescendo, losangique

Figure I-11 : Tableau montrant les **caractéristiques d'un souffle**.

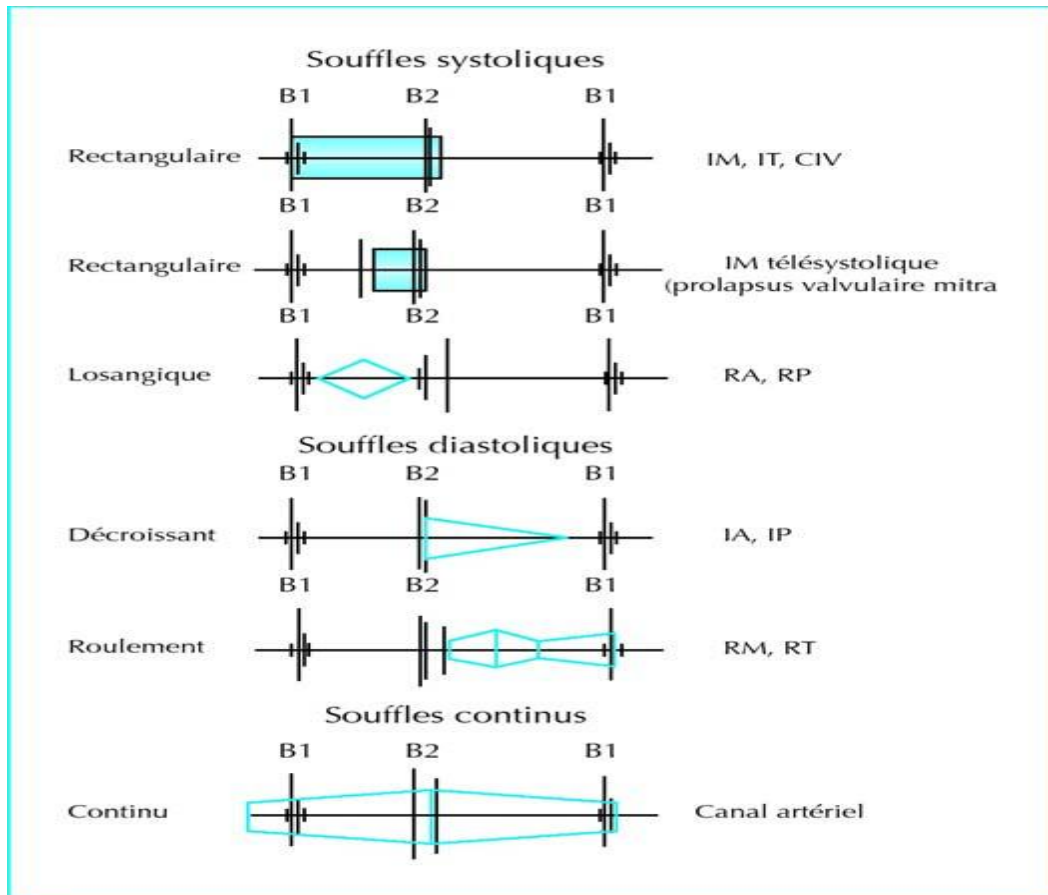


Figure I-12 : Les différentes formes d'un souffle cardiaque.

III.4.1 Les souffles systoliques

Les souffles systoliques peuvent être normaux ou anormaux et ils sont toujours entre B1 et B2. Ils peuvent être proto, méso, télé ou holo-systoliques (pan systoliques).

III.4.1.1 La sténose aortique (Aortic stenosis) (AS)

Son origine est due au fait que la valve aortique ne peut pas s'ouvrir complètement quand le ventricule gauche va pomper du sang oxygéné à travers celle-ci en produisant ainsi une sténose dans cette dernière dont l'ouverture ne peut pas comprendre le débit du sang pompé ce qui entraîne un souffle généralement de forte intensité de type crescendo-décrescendo positionné temporellement dans la phase systolique [13].

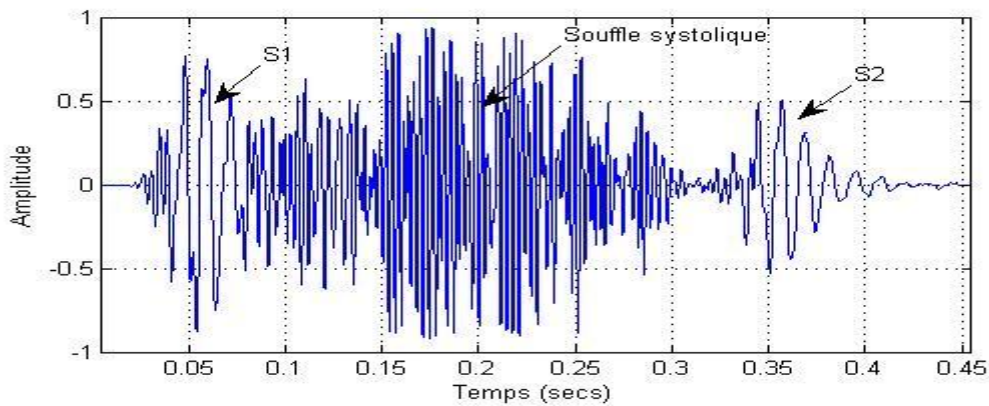


Figure I-13 : Représentation temporel du signal de la sténose aortique (AS).

III.4.1.2 La régurgitation mitrale (Mitral regurgitation) (MR)

La régurgitation mitrale est une fuite de sang vers l'arrière à travers la valve mitrale à chaque fois que le ventricule gauche se contracte [14].

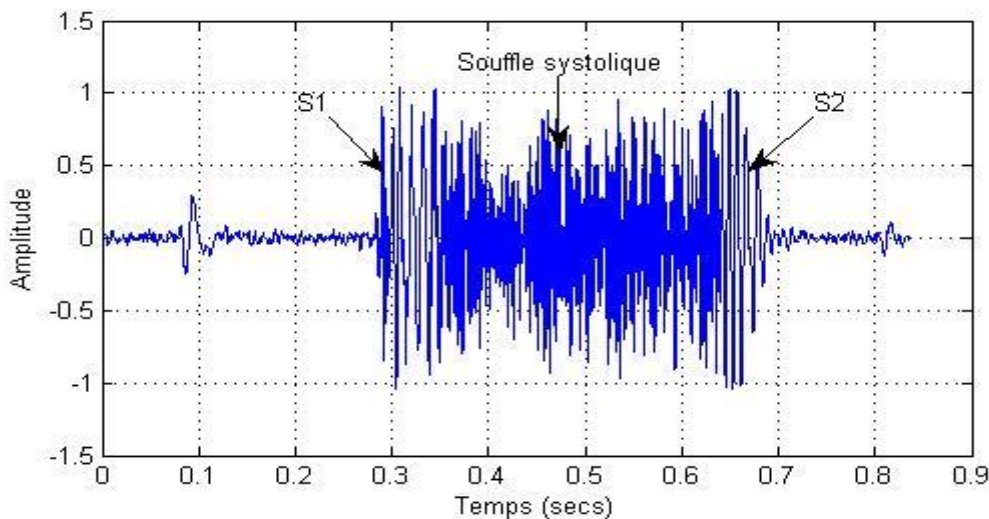


Figure I-14 : Représentation temporel du signal de la régurgitation mitrale (MR).

III.4.1.3 La sténose pulmonaire (Pulmonary Stenosis) (PS)

La sténose pulmonaire, également appelée PS, est causée par un rétrécissement de l'ouverture de la valve pulmonaire [14].

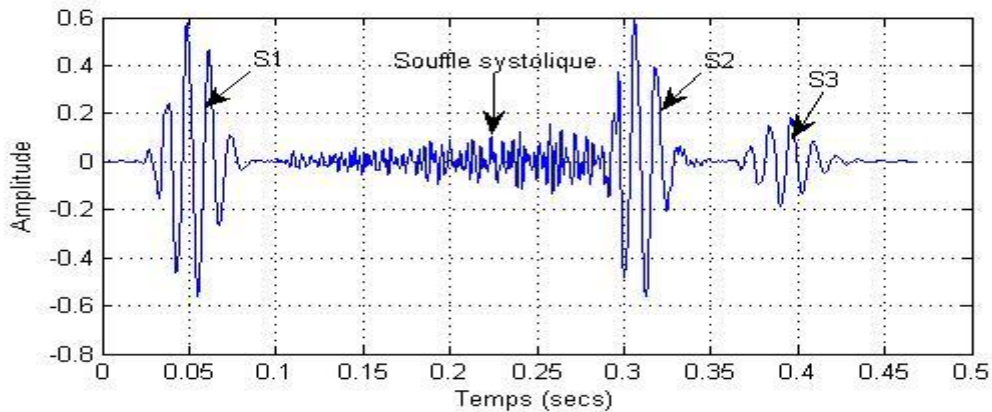


Figure I-15 : Représentation temporel du signal de la sténose pulmonaire (PS).

III.4.1.4 La régurgitation tricuspide (Tricuspid regurgitation) (TR)

La régurgitation tricuspide est une fuite de sang vers l'arrière à travers la valve tricuspide chaque fois que le ventricule droit se contracte. À mesure que le ventricule droit se contracte pour pomper le sang vers les poumons, une partie du sang fuit vers l'arrière dans l'oreillette droite, augmentant le volume de sang dans l'oreillette [14].

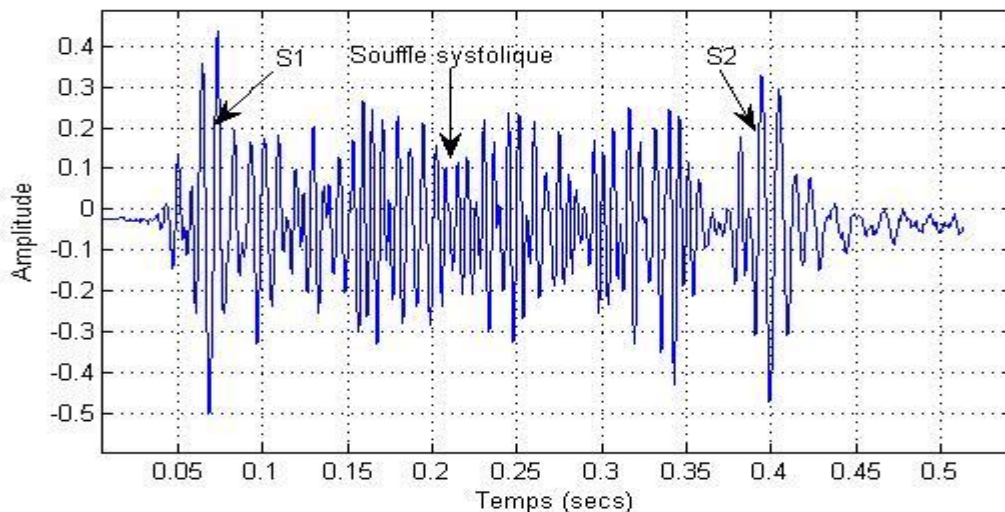


Figure I-16 : Représentation temporel du signal de la régurgitation tricuspide (TR).

III.4.2 Les souffles diastoliques

Un souffle diastolique survient toujours entre B2 et B1, Contrairement au souffle systolique, un souffle diastolique est toujours pathologique et lié à une anomalie de l'anatomie ou de la fonction cardiaque.

III.4.2.1 La sténose mitrale (Mitral stenosis) (MS)

La sténose mitrale est un rétrécissement de l'ouverture de la valve mitrale. La sténose mitrale restreint le flux sanguin de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche [14].

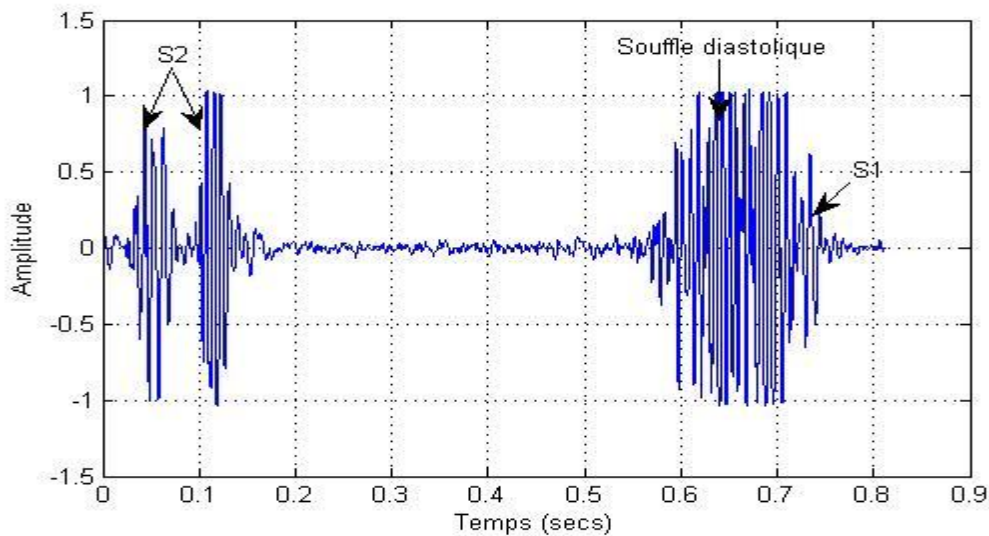


Figure I-17 : Représentation temporel du signal de la sténose mitrale (MS).

III.4.2.2 La régurgitation aortique (Aortic regurgitation) (AR)

La régurgitation aortique est une fuite de sang à travers la valve aortique chaque fois que le ventricule gauche se détend [14].

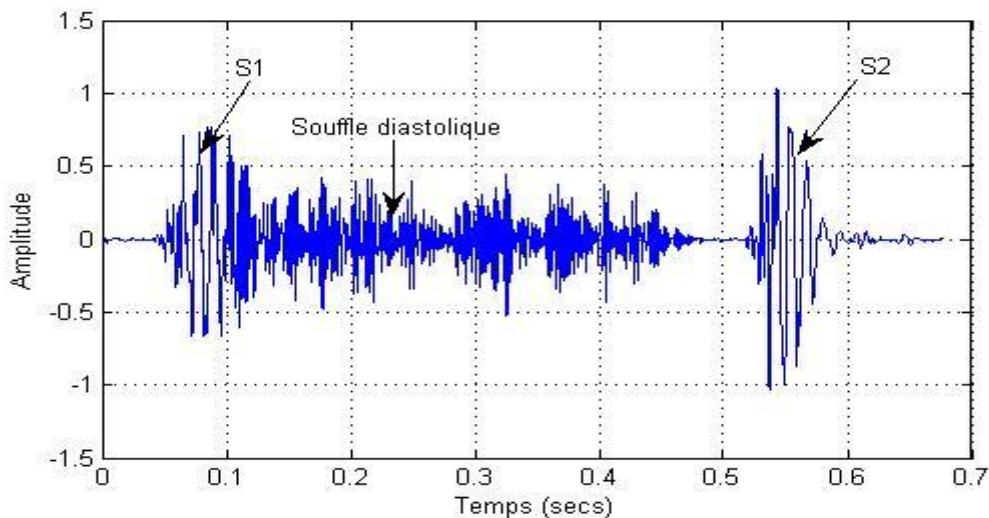


Figure I-18 : Représentation temporel du signal de la régurgitation aortique (AR).

III.5 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

III.5.1 Bruit B1

Le bruit B1 s'inscrit en basse fréquence allant de 91 à 179 Hz et dure approximativement 100ms. Il est constitué par deux composantes principales M1 et T1 ; ou la composante mitrale M1 précède la composante tricuspide T1 .Le délai temporel séparant M1 et T1, ne peut dépasser 30 ms pour un sujet sain.

III.5.2 Bruit B2

Le bruit B2 s'inscrit en haute fréquence, allant de 145 à 200 Hz, il dure environ 70 à 100 ms. Il est constitué par deux composantes principales A2 et P2 respectivement les composantes aortiques et

pulmonaire .La durée entre A2 et P2 dans les conditions normales est inférieure à 30 ms pour un sujet sain. Cette durée est très importante pour les spécialistes pour le dépistage de certaines pathologies cardiaques lorsqu'elle est supérieure à 30 ms. Chacune des deux composantes A2 et P2 dure environs 50 ms.

III.5.3 Bruit B3

Le bruit B3 s'inscrit en basse fréquence (< 80 Hz) et dure de 60 à 80 ms. Il correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule. Généralement ce bruit n'apparaît pas sur le tracé phono cardiographique, il est d'une importance clinique très limité.

III.5.3 Bruit B4

Ce bruit s'inscrit en basse fréquence (≈ 80 Hz), il est inaudible, sa durée équivalente correspond à celle de B3.

III.5.3 Souffle

Les souffles (systoliques situé entre B1 et B2 ou diastoliques entre B2 et B2) durent un temps assez important comparé à celui de B1 et B2 et occupent une bande de fréquence ne dépassant les 1000 Hz. A titre d'exemple les souffles des rétrécissement mitral et aortique et de l'insuffisance aortique occupent respectivement les gammes (50-250 Hz),(100-300 Hz),(150 -220 Hz).

IV. Signaux PCGs utilisés

Les signaux **PCGs** utilisés dans notre étude, sont des signaux réels acquis depuis les quatre foyers d'auscultation (aortique, tricuspide, mitral et pulmonaire). Ils ont été prélevés sur les trois adresses internet : American college of cardiology. [[http://www.egeneralmedical.com\(american college of cardiology\)](http://www.egeneralmedical.com(american college of cardiology))],[<http://www.cardiosource.com/heart sounds; Heart Sounds and Murmurs>] et [<http://www.dundee.ac.uk/medther/Cardiology/hsmur.html>].

V. Conclusion

L'étude menée dans ce chapitre sur l'hémodynamique intracardiaque permet de donner des renseignements sur la nature des bruits cardiaques ainsi que l'origine des cas pathologiques survenant souvent sous forme de valvulopathie.

Le signal phono cardiogramme reflète l'état du cœur du patient examiné, c'est un moyen d'aide au diagnostic médical. Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires des activités sonores quant à la chronologie des signes pathologiques dans la révolution cardiaque, en les situant par rapport aux bruits normaux du cœur.

Cependant le signal PCG acquis est difficile à lire car il porte plusieurs bruits supplémentaires qui doivent être bien étudiés afin d'extraire l'information de chaque pathologie. Cependant une phase de prétraitement est nécessaire avant d'appliquer la méthode proposée. Dans le chapitre suivant nous allons d'abord décrire la phase de filtrage ensuite les différentes méthodes proposées pour le traitement du signal PCG, c'est pour ça qu'il est nécessaire de faire un prétraitement.

IV. Références

- [1]: Zineb Boudghene Stambouli, Classification des Signaux Phonocardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR, Mémoire Magister, 2012.
- [2]: <https://www.fedecardio.org/Je-m-informe/Le-coeur/le-fonctionnement-du-coeur>.
- [3]: Redha Bourouina, Manuel d'anatomie et de physiologie, Sy Nguyen, pp 421, 2008
- [4]: Hamza et Ziani Chrif Selmen, étude et réalisation d'un stéthoscope électronique, Université Abou-bekr Belkaid, Tlemcen, Mémoire Master, 2013.
- [5]: BELGRABI Faiza, Segmentation d'un signal Phonocardiogramme PCG, Mémoire Master, 2015.
- [6]: P. Salh hammoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 3 système cardio-circulatoire", 2ème édition, 2004.
- [7]: Ouadi baya, Analyse et Reconnaissance des signaux vibratoire, Université de Bourgogne, thèse doctorat 2014.
- [8]: Djebbari A. "Synthesis of time frequency analysis methods applied of phonocardiogram signal" Université de Tlemcen, Doctorat thesis, Septembre 2014.
- [9]: A.K.Abbas, R.Bassam, phonocardiography Signal Processing, Morgan and claypool, 2009
- [10]: S.Lukkarinen, A.Nopanen, K.Sikio, A.Angerla, A New Phonocardiographic recording System, Comput cardiol, pp. 117-120, 1997.
- [11]: A.G.Tilkian, M.B.Conover. Understanding heart sounds and murmurs with an introduction to lung sounds. Curr, probl. cardiol. 10, 1985.
- [12]: F.long. Common Heart Sounds. Landon Pediatric Foundation.
- [13]: MEZIANI Fadia, Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes, Université Abou-bekr Belkaid, Tlemcen, Thèse de Doctorat, 2013.
- [14]: <https://www.heart.org/en/health-topics/heart-valve-problems-and-disease/heart-valve-problems-and-causes/problem-mitral-valve-regurgitation>

Chapitre. II

Chapitre II

Techniques d'analyse du signal phonocardiogramme

(F.F.T, S.T.F.T, Bispectrale et transformation en Ondelettes)

I. Introduction

La méthode d'auscultation est un indicateur de diagnostic important des anomalies hémodynamiques. La classification et l'analyse des sons cardiaques jouent un rôle important dans la phase de diagnostic primaire de nombreuses maladies de cardiomyopathie. Le terme phonocardiographie fait référence à la technique de traçage des sons cardiaques et à l'enregistrement des vibrations acoustiques cardiaques au moyen d'un microphone-transducteur. Par conséquent, la compréhension de la nature et de la source de ce signal est importante pour nous donner une tendance à développer un outil compétent pour une analyse et un traitement supplémentaires, afin d'améliorer et d'optimiser l'approche et le concept de diagnostic clinique cardiaque. Ce chapitre donne une vision inclusive des principaux aspects et tendances dans le domaine du traitement du signal phono cardiogramme.

Différents outils mathématiques propre au traitement de signal ont été établis dans le but d'optimiser l'analyse. Sur ce, nous allons donner un abrégé de certaines méthodes à savoir celui des techniques spectrales comme la transformée de Fourier (TF) ou technique d'analyse spectro-temporelle comme la transformée de Fourier à fenêtre autrement appelée à court-terme (TFCT ou bien STFT en anglais), ou des techniques de représentations conjointes temps-échelle comme la transformée en Ondelette continues ou discrètes (CWT & DWT), ou les techniques de spectre d'ordre supérieur comme la bispectrale.

I.1 Analyse par la transformée de Fourier

La transformée de Fourier est qualifiée d'un rôle fondamentale dans le traitement de signal et cela parce qu'elle nous donne une information sur le domaine fréquentiel du signal.

I.1.1 Transformée de Fourier

La transformée de Fourier consiste en un changement d'une série du domaine temporel à un domaine fréquentiel (espace vectoriel de base de fonctions sinusoïdales) [1].

La transformée de Fourier (FT) est une transformation mathématique qui décompose une fonction (souvent une fonction temporelle ou un signal) en ses fréquences constitutives, dont l'amplitude (valeur absolue) représente la quantité de cette fréquence présente dans la fonction d'origine, et dont l'argument est le décalage de phase de la sinusoïde de base dans cette fréquence. Le spectre $X(f)$ d'un signal temporel $x(t)$ est donné par la relation suivante :[2]

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-i2\pi ft} dt \quad (2.1)$$

Sa relation inverse est :

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{i2\pi ft} df \quad (2.2)$$

Et afin que la transformée de Fourier existe il faut que notre signal a une énergie finie (carré sommable) comme représenté par la relation suivante :

$$E(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt \quad (2.3)$$

Avec ou $|x(t)|^2$ représente la densité temporelle d'énergie du signal x.

La transformée de Fourier discrète (T.F.D) pour la série temporelle x(t) de N points avec une période d'échantillonnage T=N, K= [0, 1, 2,...N-1] sont les blocs de base pour la construction des signaux périodiques est donnée par [3]:

$$X\left[\frac{n}{NT}\right] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x[kT] e^{-\frac{2i\pi nkT}{NT}} \quad (2.4)$$

Sa relation inverse :

$$x[kT] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} X\left[\frac{n}{NT}\right] e^{+\frac{2i\pi nkT}{NT}} \quad (2.5)$$

Pour échantillonner un signal il faut périodiser son spectre [4]. Par définition, la multiplication d'un signal x(t) par la fonction d'échantillonnage e(t) représente l'échantillonnage. Le signal x(t) doit avoir une énergie fini et dont la transformée de Fourier a un support borné [-B, B] est entièrement défini par ses échantillons x(kTe) prélevé à la fréquence d'échantillonnage $f_e \geq 2B$.

Le signal échantillonné suivant est obtenue :

$$\tilde{x}(t) = x(t)e(t) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(kTe)\delta(t - kTe) \quad (2.6)$$

La transformée de Fourier s'écrit alors :

$$\tilde{x}(f) = \frac{1}{T_e} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x\left[f - \frac{n}{T_e}\right] \quad (2.7)$$

I. Analyse temps-fréquence

II.1 La transformée de Fourier à fenêtre (ou à court-terme TFCT)

La TFCT (ou STFT en anglais) est une technique imaginé pour la 1^{er} fois par GABOR dans les années 40, elle se résume dans l'utilisation d'une fonction d'analyse (fenêtre) sur un signal non-stationnaire en tronquant une partie de ce dernier donc le rendre stationnaire sur un segment de durée relativement faible et lui appliquer la transformée de Fourier c.à.d calculer sa DSP.[5] [6] (Eq. 2.8).

$$x(t)\varnothing(t - b) = x_b(t) \quad (2.8)$$

$$\text{TFCT}_{(b,f)} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\varnothing(t - b) e^{-2i\pi ft} dt \quad (2.9)$$

Où $x(t)$ représente le signal PCG et $\varnothing(t - b)$ représente la fonction de la fenêtre, tandis que b est le taux de glissement de celle-ci sur le long du signal $x(t)$.

La fenêtre 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, . . .).[7]

La transformée de Fourier à fenêtre (ou à court-terme) est limitée en résolution temporelle et fréquentielle par la longueur de la fenêtre d'apodisation utilisée .Par définition, la résolution fréquentielle est l'inverse de la durée de la fenêtre [6]. Ainsi, dans le but d'obtenir une fonction de fenêtrage correctement définie à la fois en fréquence et en temps. Un compromis donné par le principe d'incertitude de Heisenberg entre résolution fréquentielle et résolution temporelle doit être envisagée [8].

➤ Théorème d'incertitude de Heisenberg :

Le principe d'Heisenberg énonce que c'est impossible de parvenir à une résolution infiniment bonne en temps et en fréquence simultanément : il y'a un compromis à réaliser entre les deux. Plus une fonction $x(t)$ est bien localisée en temps, c.à.d qu'elle possède de bonnes propriétés de décroissances quand $|t|$ tend vers l'infini, moins sa transformée de Fourier $X(f)$ sera bien localisée en fréquence [8] [9].

Si $x(t) \in L^2$, alors on peut définir son écart-type σ_t en temps et en fréquence σ_w de sa transformée de Fourier [8] [10]. Alors :

$$\sigma_t \sigma_w \geq \frac{1}{4\pi} \quad (2.10)$$

On est donc dans l'obligation de faire un compromis entre résolution temporelle et résolution fréquentielle.

La localisation temps-fréquence d'un atome de base est représentée sous forme d'une boîte de Heisenberg (Figure 2.2), situé dans le plan temps-fréquence qui est un rectangle de dimension σ_w et σ_t centré sur le point de coordonnées (centre fréquentiel, centre temporel) [11].

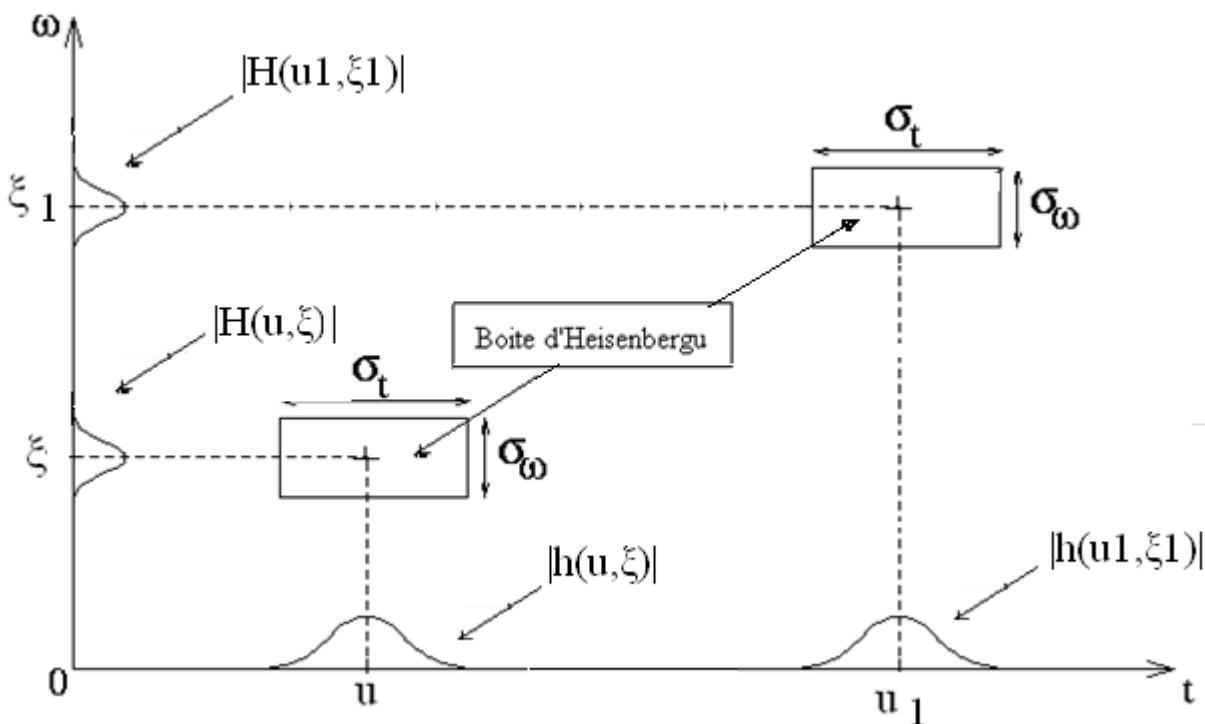


Figure II. 1: Boîtes de Heisenberg.

Même si cette approche reste l'une des approches les plus appropriées pour le traitement des signaux non-stationnaires. Néanmoins, le fait d'avoir une fenêtre d'apodisation fixe représente l'inconvénient majeur de cette méthode. Il n'est donc impossible d'analyser simultanément des phénomènes dont les échelles de temps sont différentes. De plus, le calcul de la TFCT doit s'effectuer pour chaque changement de taille de la fenêtre d'où une charge de calcul importante [8].

II.2 La transformée en Ondelettes (T.O)

La transformée d'ondelette est une technique née pour surmonter le problème de résolution fixe de la STFT (transformée de Fourier à court terme) en appliquant une analyse multi-résolution du signal étudié on offre une résolution temps-fréquence variable (une bonne résolution temporelle aux hautes fréquences donc utiliser des rectangles plus larges en fréquences et plus localisés en temps, et une bonne résolution fréquentielle aux basses fréquences donc utiliser des rectangles plus larges en temps (voir figure II.2) [3][14]).

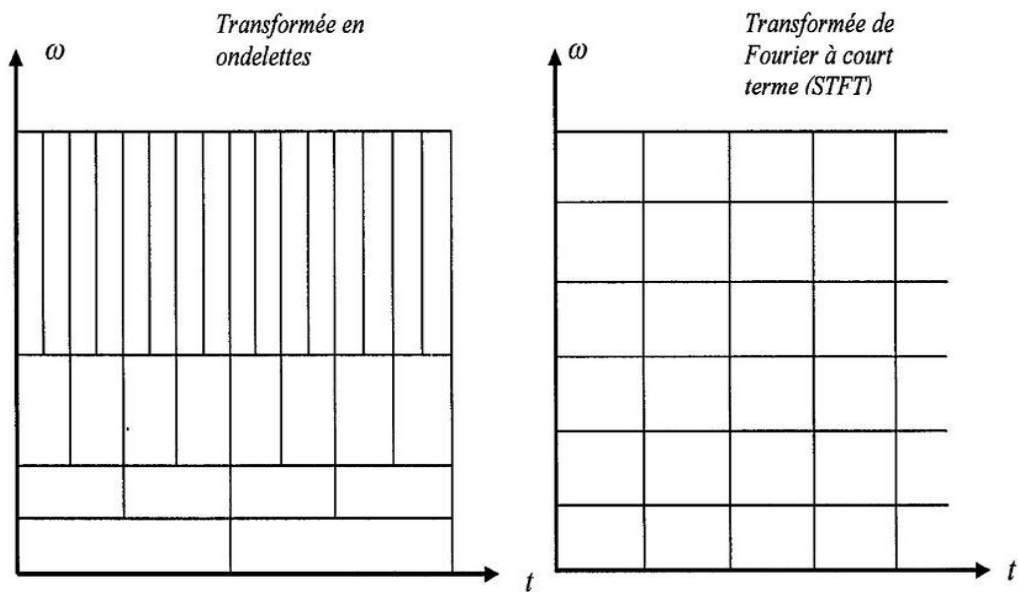


Figure II.2 : Représentation temps échelle de la transformée en ondelette et la STFT.

A cause de ces avantages elle devient applicable aux divers domaines : physique, analyse numérique (par exemple, pour la résolution d'équations aux dérivées partielles), statistiques, débruitage, traitement du signal et des images [13] Analyse de turbulences, et astronomie [14].

La transformée en ondelette décompose le signal sur une famille d'ondelettes par une translation ou une dilatation donc d'offre une analyse locale du signal traité dans l'espace réel et dans l'espace de Fourier [12]. Cette transformation est donnée par la formule générale suivante [13] :

$$F(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \varphi_{(ab)}^*(x) dx. \quad (2.11)$$

Où $f(x)$ est le signal d'entrée, et ψ représente l'ondelette (le signe '*' désigne le conjugué) qui est une fonction de $L^2(\mathbb{R})$ qui vérifie les conditions suivants :

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

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \text{ ou } \psi(0) = 0 \quad (2.12)$$

- Elle est **normalisée** :

$$\int |\Psi(t)|^2 dt = 1. \quad (2.13)$$

- Elle est centré au voisinage du ' t=0 '.
- Sa transformée de Fourier doit être nulle f<0 .
- Etre **continu**, absolument intégrable et de carré intégrable (énergie finie) :

$$\int |\Psi(t)|^2 dt < \infty. \quad (2.14)$$

Il existe plusieurs types de la transformée en ondelette : la transformée en ondelette continue (TOC), la transformée en ondelette discrète (TOD), et la transformation en paquets d'ondelette (TPO). Dans notre mémoire on va s'intéresser à la TOD seulement.

II.2.1 La transformée en ondelette discrète (TOD)

La transformée d'ondelette continue est caractérisée par la redondance [15] car cette dernière retourne un vecteur de dimension supérieure de un à celle des données d'entrée [14], parce que l'information du signal a traité est représenté dans un espace a deux dimensions (temps-échelle), ou on va avoir des coefficients d'ondelette (voisins) possédant les même informations, aussi dans le monde des ordinateurs il n'est pas possible d'utiliser les intégrales et des équations analytiques. Donc il est nécessaire de discrétiser cette transformée et au même temps de réduire cette redondance en remplaçant la famille d'ondelette continue par une famille d'ondelette avec des coefficients (temps et échelle) discrètes et les intégrales par des sommes discrètes. C'est la transformée en ondelette discrète (la version échantillonnée de la transformée en ondelette continue).

La transformée en ondelette discrète fournit une analyse efficace du signal a traité tout en minimisant le temps de calcul [14]. En fixant a et b ($a = 2^{-j}$ et $b = k2^{-j}$ ou $(k, j) \in \mathbb{Z}$), cette transformée peut s'écrire sous la forme suivante :

$$C_s(2^{-j}, k2^{-j}) = 2^{j/2} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \psi(2^j t - k) dt \quad (2.15)$$

En discrétisant le signal s'entrée s(t), l'équation deviennent :

$$C_s(2^{-j}, k2^{-j}) = 2^{j/2} \sum_n s(n) \psi(2^j n - k) \quad (2.16)$$

Dans la TOD, le signal d'entrée est analysé a des échelles différents en passant par un ensemble de filtres avec des fréquences de coupure différentes [14], ou les filtres passe haut extraient les hautes fréquences nommées les "**approximations**" et les filtres passe bas extraient les basses fréquences nommées "**détails**" [16](figure II.4). On peut donc dire que la TOD est interprétée comme étant un processus de filtrage du signal analysé par un filtre passe-bande de bande passante variable. C'est le paramètre « a » qui

fixe la valeur de cette bande c.à.d. Pour un facteur d'échelle assez grand, on donne une représentation de la forme générale de la fonction (les approximations). Par contre un facteur d'échelle faible correspond à une représentation des détails [12].

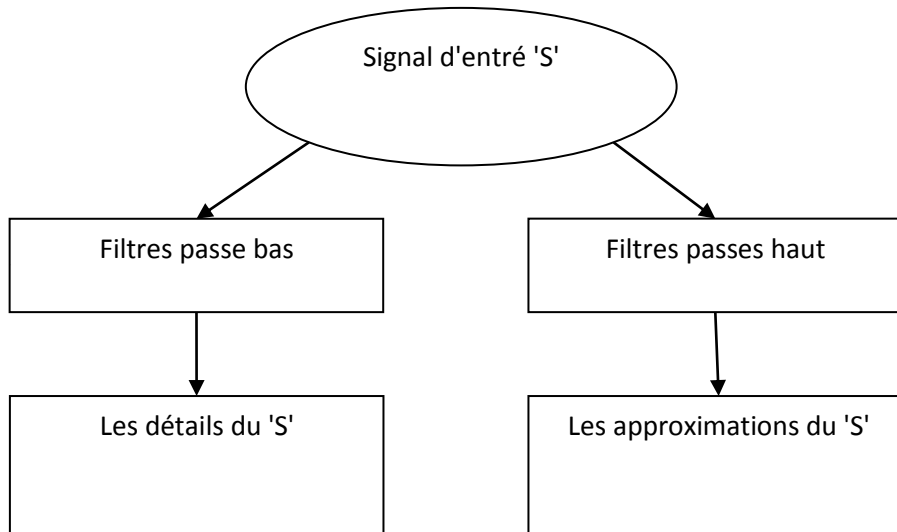


Figure II.3 : Représentation des approximations et détails d'une transformée en ondelette discrète (TOD).

II.3 L'analyse bispectrale

L'analyse spectrale (FFT) et spectro-temporel (STFT et TO) sont des outils indispensables dans l'analyse et traitement des signaux biomédicaux, mais à cause de la nature de certains signaux biomédicaux (comme PCG) marqués par la non stationnarité, ces signaux peuvent contenir des indicateurs ou des avertissements sur certains maladies et qui peut être présent à tout moment ou se produire de façon aléatoire dans l'échelle du temps [17]. Ce qui demande de voir au-delà des informations de fréquence ou du temps seulement, et de passer vers la présence des relations de phase dans les signaux traités.

Les statistiques d'ordre supérieur SOS (ou HOS : Higher Order Statistics) sont les seuls outils qui permettent d'accéder à ces informations reliés à la phase. La première application des statistiques d'ordre supérieur dans le traitement du signal était dans les années 1970, ils sont dans plusieurs domaines de traitement du signal, analyse des signaux biomédicaux (EEG [18][19], PCG, ECG[20]), l'optique et la biomédecine[20].

Avant qu'on entame l'explication des statistiques d'ordres supérieurs on passe d'abord par la définition de quelques notions essentielles.

II.3.1 Fonctions de corrélation

Une fonction de corrélation est une fonction qui permet de mesurer le degré de dépendance ou l'indépendance entre deux signaux différents en fonction du temps de retard (τ), car ce dernier reflète la relation causale entre les deux signaux.

Une fonction de corrélation est donnée par la relation suivante [21] :

$$C_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y^*(t + \tau) dt. \quad (2.17)$$

Si $x(t)=y(t)$ (c.à.d. la corrélation dans le même signal) la fonction de corrélation devient une fonction d'**autocorrélation** et l'équation sera présentée comme ceci :

$$C_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x^*(t + \tau) dt. \quad (2.18)$$

II.3.1 Multicorrélation et multispectres

Les multicorrélations sont définies par des cumulants à un ordre supérieur à 2 (notons que la corrélation classique définie à partir du cumulants d'ordre 2 [19]).

Pour un signal aléatoire $x(t)$ à valeurs réelles, la multicorrélation d'ordre $(p-1)$ de $x(t)$ est le cumulants d'ordre p des valeurs (variables aléatoires) du signal $x(t)$ aux instants [19] :

$$C_{p-1}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{p-1}) = \text{cum}_p[x(t), x(t + \tau_1), x(t + \tau_2), \dots, x(t + \tau_{p-1})]. \quad (2.19)$$

Par exemple :

$$C_1(\tau_1) = \text{cum}_2[x(t), x(t + \tau_1)]. \quad (2.20)$$

$$C_3(\tau_1, \tau_2) = \text{cum}_3[x(t), x(t + \tau_1), x(t + \tau_2)]. \quad (2.21)$$

Où les équations (2.19), (2.20) et (2.21) représentent respectivement : la corrélation normale, la **bicorrélation** et la **tricorrélation**.

Les multispectres sont la version fréquentielle des multicorrélations (c.à.d. les multispectres représentent la transformée de Fourier des multicorrélations).

II.3.2 Les spectres d'ordres supérieurs

Les spectres d'ordre supérieurs (les polyspectres) sont des représentations spectrales de statistiques d'ordre supérieur, c.à.d. les moments et les cumulants du troisième ordre et au-delà [17] (ou bien comme il est déjà cité précédemment sont la transformée de Fourier des fonctions multicorrélations). Ces derniers fournissent des informations sur les processus aléatoires qui ne sont pas contenues dans le spectre de puissance ordinaire, telles que le degré de non-linéarité et les écarts par rapport à la normalité [22]. Les HOS sont basées sur des moyennes sur les produits de 3 échantillons ou plus du signal traité, ce qui permet de évaluer les dépendances non linéaires entre plusieurs composantes du spectre. En supposant des signaux moyens nuls les moments d'ordre supérieur et leurs cumulants correspondants sont donnés par les équations suivantes [17] :

$$m_s^{(1)} = c_s^{(1)} = E\{s(t)\} = 0. \quad (2.22)$$

$$m_s^{(2)}(\tau) = c_s^{(2)}(\tau) = E\{s(t)s(t+\tau)\}. \quad (2.23)$$

$$m_s^{(3)}(\tau_1, \tau_2) = c_s^{(3)}(\tau_1, \tau_2) = E\{s(t)s(t+\tau_1)s(t+\tau_2)\}. \quad (2.24)$$

$$m_s^{(4)}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = c_s^{(3)}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = E\{s(t)s(t+\tau_1)s(t+\tau_2)s(t+\tau_3)\}. \quad (2.25)$$

$$c_s^{(4)}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = c_s^{(3)}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = E\{s(t)s(t+\tau_1)s(t+\tau_2)s(t+\tau_3) - 3[E\{s(t)s(t+\tau)\}]^2\}. \quad (2.26)$$

Où : $s(t)$ est le signal d'entrée.

$m_s^{(n)}(\tau)$ représente le moment d'ordre 'n'.

$c_s^{(n)}(\tau)$ représente le cumulatif d'ordre 'n'.

$E\{\}$ représente l'opérateur d'espérance mathématique.

Si le signal est gaussien, il est décrit par les statistiques d'ordre 1 et 2, les autres statistiques (au delà du deuxième ordre) sont égales à 0, cependant s'il n'est pas gaussien, les cumulants représentent des corrélations d'ordre supérieur [23]. A ce titre on a des cas particuliers dans les cumulants qui sont : $c_s^{(2)}(0)$, $c_s^{(3)}(0,0)$ et $c_s^{(4)}(0,0,0)$ qui représentent respectivement : **la variance**, **l'asymétrie** et **la kurtosis** du $s(t)$. Les polyspectres sont des transformées de Fourier des cumulants donnés par les relations suivantes[17] :

$$c_s^{(2)}(f) = FT[c_s^{(2)}(T_1)]. \quad (2.27)$$

$$c_s^{(3)}(f_1, f_2) = FT[c_s^{(3)}(T_1, T_2)]. \quad (2.28)$$

$$c_s^{(3)}(f_1, f_2, f_3) = FT[c_s^{(3)}(T_1, T_2, T_3)]. \quad (2.29)$$

Ou, l'équation (2.27),(2.28) et (2.29) représentent respectivement le spectre de puissance ,le bispectre et la trispectre.

II.3.3 L'analyse bispectrale

II.3.3.1 Définition

Le bispectre est la transformée de Fourier du troisième cumulant, qui est défini par l'équation suivante :

$$B(f_1, f_2) = E[X(f_1)X(f_2)X^*(f_1 + f_2)]. \quad (2.30)$$

$X(f)$ est la transformée de Fourier du signal analysé $x(nT)$.

$X^*(f)$ est le conjugué de $X(f)$.

$E[]$ est l'opérateur d'espérance mathématique.

D'après l'équation (2.30) on trouve que le bispectre est une fonction à deux fréquences variables, contrairement au spectre de puissance qui possède une fonction a une seule fréquence variable [24].Il représente aussi le produit de trois composantes fréquentielles ou une fréquence est égale à la somme des 2 autres fréquences [17].

Citons quelques caractéristiques et propriétés de l'analyse bispectrale :

- A cause des propriétés de la symétrie du bispectre (la fonction de corrélation est une fonction paire donc sa TF donne une symétrie de spectre (le spectre se répète deux fois) et sachant que le bispectre représente la TF de la fonction de tricorrélation, donc il va se répète quatre fois[19] périodiquement au-delà de la fréquence de nyquist) , seule une région triangulaire de l'espace bispectrale (autour $f_2 \geq 0, f_1 \geq f_2$ et $f_2 + f_1 = 0.5$) [25], doit être analysé (appelé **région non redondante Ω**)[19]. Pour le bispectre on a :

$$\begin{aligned} S_3(f_1, f_2) &= S_3(f_1, f_2) = S_3^*(-f_2, f_1) = S_3^*(-f_1, -f_2) = S_3(-f_1 - f_2, f_2) = S_3(f_1, -f_1 - f_2) \\ &= S_3(-f_1 - f_2, f_1) = S_3(f_2, -f_1 - f_2). \end{aligned} \quad (2.31)$$

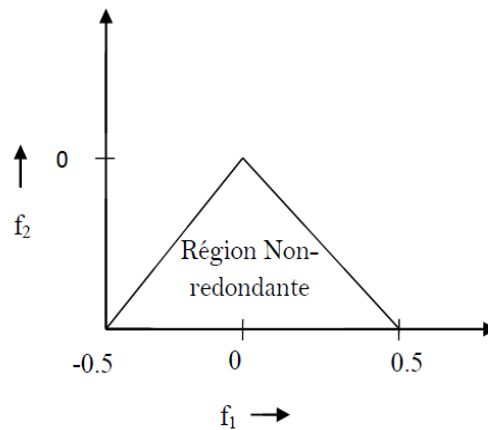


Figure II.4 : La région non redondante dans une analyse bispectrale.

- Outre sa capacité à détecter les couplages de phase, le bispectre est nul pour les signaux gaussiens et qu'il est constant pour les signaux linéaire, des propriétés qui peuvent être utilisées comme statistique de test pour savoir si un signal est gaussien ou linéaire [25]. Donc le bispectre prend une valeur non nulle sauf s'il existe une contribution aux fréquences $f_1 + f_2$, en raison de l'interaction quadratique entre les fréquences f_1 et f_2 [25] (on dit que deux fréquences sont en phase quadratique couplées lorsqu'il existe un troisième composante fréquentielle dont la fréquence et la phase sont la somme des fréquences et des phases des 2 premiers composantes [16]).

III.Références

- [1] :M.Brahim. Analyse du Signal de Parole par Les Ondelettes. Application Aux Mots Isoles., thèse de doctorat, Université de Batna, pp 17-18, 2009.
- [2] :F. Gabrieli .Apport des techniques temps fréquence a la caractérisation mécanique du corps humain en choc, thèse de doctorat de l'université de la méditerranée 18 février 2010.
- [3] :Meziani Fadia, Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCG) par application des transformées d'ondelettes, pp 64-67, Thèse de doctorat, université de Tlemcen 2013.
- [4] :François AUGER. Introduction à la théorie du signal et de l'information, Université de Nantes, Collection sciences et technologies, 1999.
- [5] :Omari Tahar. Etude du degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques, Mémoire de magistère, pp 40,2009.
- [6] :M.DjebbariAbdelghani, Syntèse des méthodes d'analyse temporelle, spectrale et spectro-temporelle du signal phonocardiogramme PCG, Thèse de Magister en Electronique, pp83, 1999.
- [7] :Distributions temps-fréquence J.P. Ovarlez Onerademr/tsi, bp72, 92322 Châtillon, France Stage ELS 043 : Les Ondelettes : Théorie, Pratique et Applications.
- [8] :Mr Bendelhoum Mohammed Sofiane, Etude de paramètres de discrimination des signaux phonocardiogrammes, pp 34.35.58, Thèse doctorat, université de Sidi- Bel-Abbes,2008.
- [9] :Olivier LE CADET, Méthode d'ondelettes pour la segmentation d'images. Application à l'imagerie médicale et au tatouage d'image. Thèse de doctorat, Institut national Polytechnique de Grenoble,2004.
- [10] :RakotoniainaSolofoarisoa, Analyse temps-fréquence, Université d'Antanarivo.
- [11] :Stephane MALLAT, A wavelet tour of signal processing by Stephane Mallat.
- [12]: S.M. Debbal et F. Bereksi-Reguig , Paramètres d'analyse dans l'étude des signaux phonocardiogrammes par Application de la transformée d'ondelettes, sciences technologies and developpement,pp80-95.
- [13]: Béatrice PESQUET-POPESCU et Jean-Christophe PESQUET , Ondelettes et applications .
- [14]: Tarik ALANI, Introduction aux ondelettes (wavelets), Département Informatique et Télécommunication (IT),ESIEE-Paris.
- [15]: Mr.Mersaoui Abderrezzaq et Mlle. Sellami Samiha, L'analyse de Fourier, Temps-fréquence, Temps-échelle: étude et réalisation d'une interface didactique sous Matlab, Université Djilali Bounaama Khemis Miliana ,Mémoire master,2016.
- [16]: LAMRAOUI HASNA, Caractérisation du signal phonocardiogramme, thèse magister,2016.
- [17]: Christer Ahlström, Processing of the Phonocardiographic Signal –Methods for the Intelligent Stethoscope, Linköpings university,2006.
- [18]:Seyed Alireza Khoshenevis et Ravi Sankar, Applications of Higher Order Statistics in Electroencephalography Signal Processing: A Comprehensive Survey, IEEE Xplore ,page(s) 169 - 183,2019.
- [19]: ABDELOUAHED Saadia et BOURDJI Fatima, La DÉTÉCTION PRÉCOCE D'ÉPILEPSIE, thèse master,2016.

[20]:CHUA KUANG CHUA, Analysis of cardiac and epileptic signals using higher order spectra, these doctorat,2010.

[21]: J.-F. BERCHER ,SIGNAUX ALÉATOIRES, École Supérieure d'Ingénieurs en Électrotechnique et Électronique, 2001.

[22]: Amir Mohammad Amiri, Giuliano Armano, Heart Sound Analysis for Diagnosis of Heart Diseases in Newborns, 2013.

[23]: Christer Ahlstrom, Nonlinear Phonocardiographic Signal Processing, Linkoping University, Thèse de doctorat, April 2008.

[24]: Dinesh Kumar, Rajendrasinh Jadeja & Sarang Pande, Wavelet bispectrum-based nonlinear features for cardiac murmur identification,2018.

[25]: D. R. BRILLINGER, Time Series, Data Analysis and Theory, Holden-Day,1981.

Chapitre. III

Chapitre III

Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée de Fourier rapide (F.F.T) et la transformée de Fourier à court terme(S.T.F.T)

I. Introduction

Les signaux phono cardiogramme (PCG) sont des signaux complexes portant des informations très importantes dans leurs différentes composantes (B1, B2, les clicks et les souffles (dans le cas d'une pathologie)), mais pour extraire ces informations il faut passer par certaines techniques pour les traduire.

L'analyse de la transformée de Fourier rapide (FFT) est une méthode de base très nécessaire qui permet de décomposer efficacement un signal complexe en une suite de fréquences et donc d'avoir les différentes composantes fréquentielles (le spectre) de chaque bruit cardiaque présentes dans notre signal PCG et même celle des souffles ou des clicks en cas d'une pathologie. Et pour savoir à quels instants ces fréquences ont été émis (localisation dans le temps) on va passer par la transformée de Fourier à court terme (STFT) ; d'où cette dernière va offrir une localisation temporelle aux différents spectres (fréquences) existant dans les signaux PCG analysés.

Dans ce chapitre on va traiter des signaux PCG (normaux et pathologiques) avec les deux techniques déjà citées précédemment (FFT ensuite STFT) et à travers les paramètres calculés pour chaque méthode on va essayer d'abord de discriminer entre les différents signaux PCG des 3 groupes :

- 1^{er} groupe : Les signaux PCG ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal.
- 2^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle réduit (ou click).
- 3^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle important.

Et ensuite de suivre le degré de sévérité pathologique au sien des signaux PCG de certaines maladies choisies :

- La sténose mitrale (MS)
- La sténose aortique(AS)
- La régurgitation mitrale(MR)

II. Analyse des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée de Fourier rapide (F.F.T)

La transformée de Fourier rapide (FFT) est un outil indispensable dans le traitement du signal qui permet d'obtenir les composantes fréquentielles générales des différents signaux.

Son efficacité lui permet d'occuper un domaine vaste d'application que ce soit le domaine médical (analyse et traitement des signaux biomédicaux (comme EEG, ECG et PCG) traitement des images

numériques, analyse des séquences ADN [1]...etc.), audio numérique, la transmission numérique ou encore l'astronomie [2].

Dans notre étude on s'intéresse particulièrement au traitement des signaux phono cardiogrammes du cœur humain (PCG), où il y'a plusieurs travaux de recherches, à titre d'exemple les travaux de S.M. Debbal et F. Bereksi-Reguig [3], et thèses dans ce contextes qui ont adoptés cette méthode pour déterminer les composantes fréquentiels globales des éléments constituant le signal PCG [4][5] (les bruits cardiaques (S1,S2,S3,S4), les clicks et les souffles).

Dans cette partie du mémoire on va appliquer des algorithmes FFT sur des signaux PCG normaux et pathologiques afin de différencier et de suivre le degré de sévérité de ces signaux PCG en calculant certains paramètres choisis dans cette analyse tel que la bande fréquentielle (**BF**) et la fréquence prédominante ($f_{pré}$). Ensuite, on compare les résultats de ces paramètres avec les résultats du RE (rapport énergétiques) qui est déjà prouvé qu'il suit le degré de sévérité pathologiques des signaux PCG [6].

II.1 Résultats et discussions

- **La bande fréquentielle (BF):**

C'est la gamme de fréquence occupée par un cycle d'un signal PCG (figure III-1).

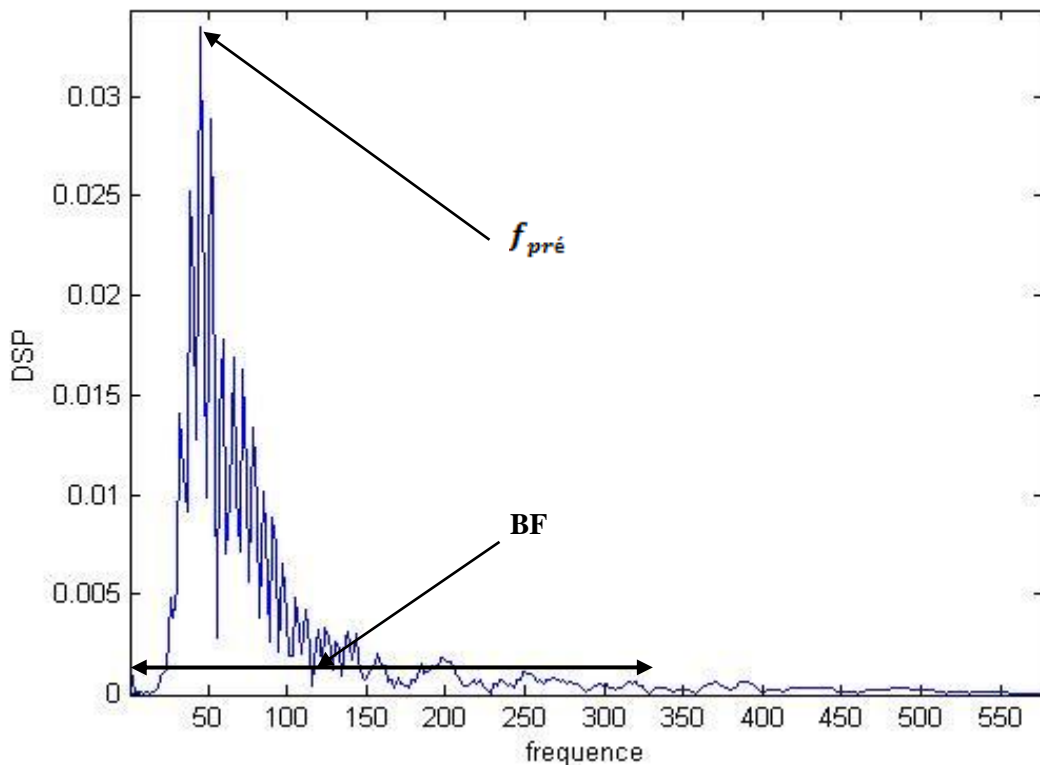


Figure III- 1 : Représentation des paramètres BF et $f_{pré}$ dans une figure FFT d'un signal PCG cas 'N'.

Dans cette analyse on a déterminé les deux paramètres pour un cycle cardiaque pour différents signaux PCG (normaux et pathologiques) afin d'évaluer la performance de ce paramètre dans la

différenciation entre 3 groupes des signaux PCG et le suivi du degré de sévérité pathologique au sien des groupes des trois pathologies (groupe de la sténose mitrale (Ms1-Ms4), groupe de la sténose aortique (As1-As4) et groupe de la régurgitation mitrale (Mr1-Mr4)).

La figure ci-dessous représente le spectre des signaux PCG (N, EAS et PS2) par une analyse FFT.

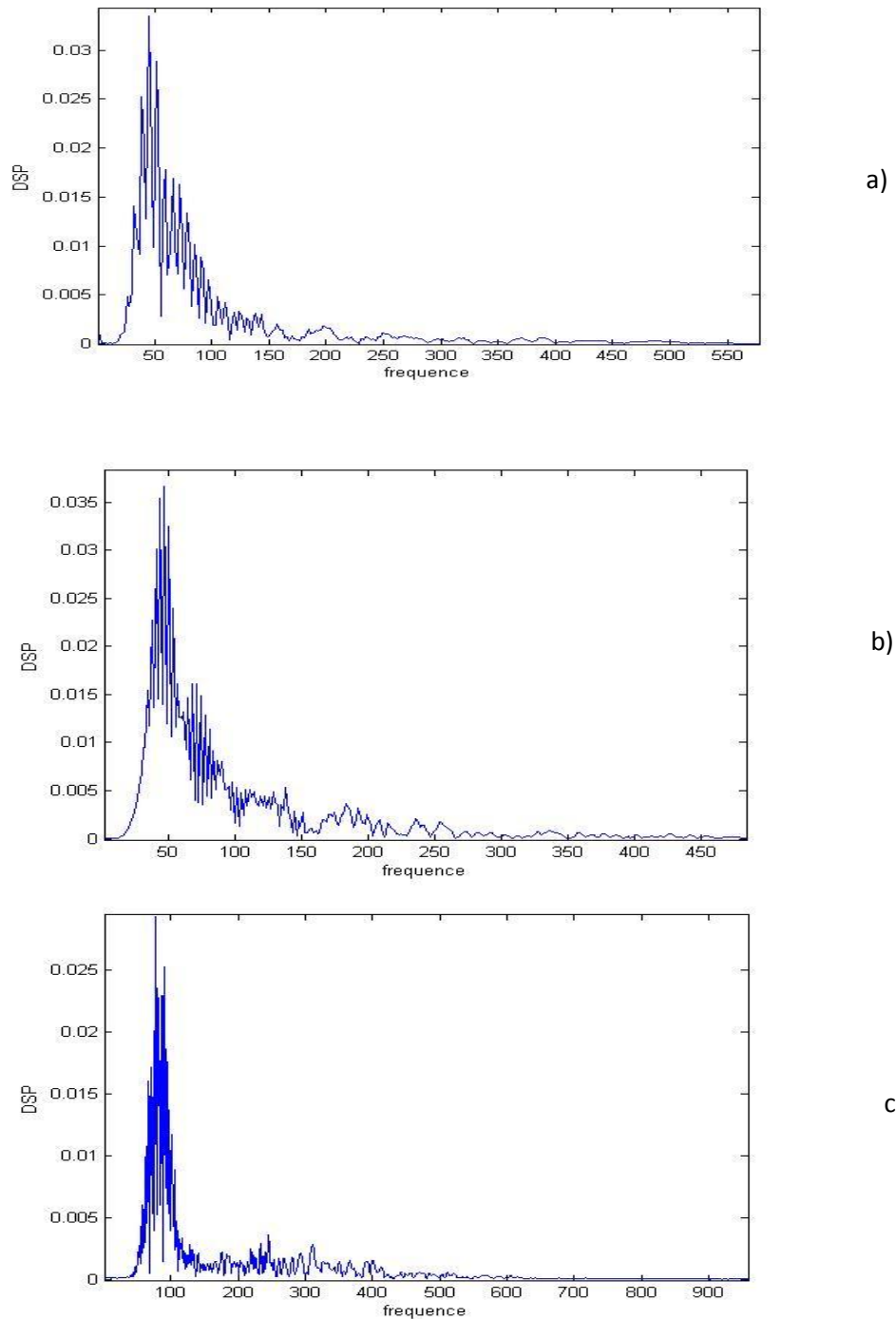


Figure III-2 : Représentations fréquentielle d'un cycle cardiaque du :a) signal PCG cas normale 'N', b) signal PCG à click 'EAS' et c) signal PCG à souffle 'PS2'.

D'après la Figure III-3 et Tableau III-1, on trouve que la bande fréquentielle des trois groupes est proportionnelle à l'évolution du paramètre rapport énergétique RE. Dans les signaux du premier groupe (signaux PCG sans clicks et sans souffles), on remarque que les signaux IM et COA occupent une bande fréquentielle plus grande que celle du cas normale 'N'. Au même temps la BF du cas COA est plus vaste que celle du IM, autrement dit le cas d'une coarctation aortique 'COA' est plus sévère qu'une insuffisance mitrale 'IM'.

Les signaux du deuxième et troisième groupe (signaux PCG à clicks et souffles) présentent les mêmes résultats concernant le paramètre BF (un accroissement du BF sous l'augmentation du rapport énergétique RE). On a aussi noté que la bande fréquentielle des cas pathologiques est plus large que celle des cas normaux [la BF du 3^{ème} groupe arrive jusqu'à **1300 Hz**].

Ce paramètre montre aussi sa capacité dans le suivi de l'évolution du degré de sévérité pathologique au sein des trois pathologies [MS (souffles diastoliques), AS et MR (souffles systoliques)], en présentant une évolution décroissante corrélée à l'augmentation du rapport énergétique RE (par exemple : pour les signaux PCG de la sténose mitrale (MS) le domaine fréquentiel diminue du cas de 'MS1' au cas 'MS4').

- **La fréquence prédominante ($f_{pré}$) :**

C'est la fréquence correspondante au pic prédominant (figure III-1).

D'après les résultats notés dans les Tableaux III-1 et III-2 et présentés dans les Figures III-3 et III-4, on observe que ce paramètre varie d'un groupe à un autre mais pas d'une façon ordonnée, où ce derniers marque une valeur maximale dans le troisième groupe ($f_{pré}=139.1$ Hz), du même dans l'analyse du degré de sévérité, où les signaux PCG de la sténose aortique enregistre les $f_{pré}$ maximales parmi les trois pathologies (sténose mitrale, régurgitation mitrale). Cependant, la variation de ce paramètre reste toujours incapable de suivre l'évolution de la sévérité pathologique entre les trois groupes des signaux PCG et même dans l'étude du degré de sévérité. Donc ce paramètre n'est pas performant dans l'analyse du degré de sévérité des signaux PCG.

La remarque importante qui découle des valeurs du tableau et qui doit être prise en compte c'est la plage de variation qui est différente pour chaque groupe.

Paramètres signaux	Rapport énergétique (RE)	Un cycle PCG	
		Bande fréquentielle BF (Hz)	Fréquence prédominante $f_{pré}$ (Hz)
Signaux PCG normaux et morphologiquement similaires			
N	0	0 - 350	44.82
IM	0	0 - 600	128.8
Coa1	0	0 - 700	120.7
Signaux PCG à clicks			
EAS	0.0255	0 - 300	47.1
AG	0.0280	0 - 350	47.79
EC	0.0398	0 - 400	41.68
LS	0.0414	0 - 400	44.46
Signaux PCG avec souffles important			
PS2	0.0533	0 - 500	78.18
AR	0.3834	0 - 600	81.7
TR	0.5789	0 - 600	139.1
AS	0.8549	0 - 800	77.42

Tableau III- 1: Variation des paramètres (bande fréquentielle (BF) et fréquence prédominante ($f_{pré}$)) en fonction des 3 groupes des signaux PCG.

Paramètres signaux	Rapport énergétique (RE)	Un cycle PCG	
		Bande fréquentielle BF (Hz)	Fréquence prédominante $f_{pré}$ (Hz)
Signaux PCG avec souffles diastoliques			
La sténose mitrale			
MS1	0.1153	0 - 600	123.3
MS2	0.3905	0 - 550	125.4
MS3	0.7586	0 - 500	87.04
MS4	0.8530	0 - 450	118.5
Signaux PCG avec souffles systoliques			
La sténose aortique			
AS1	0.5513	0 - 550	140.6
AS2	0.9291	0 - 450	53.81
AS3	0.9423	0 - 400	198
AS4	0.9549	0 - 300	84.35
La régurgitation mitrale			
MR1	0.1436	0 – 1300	115.1
MR2	0.2361	0 – 1200	89.56
MR3	0.5633	0 – 950	89.74
MR4	0.7556	0 – 950	92.44

Tableau III- 2 : Variation des paramètres (bande fréquentielle (BF) et fréquence prédominante ($f_{pré}$) en fonction des signaux PCG :MS (la sténose mitrale), AS (la sténose aortique) et MR (la régurgitation mitrale).

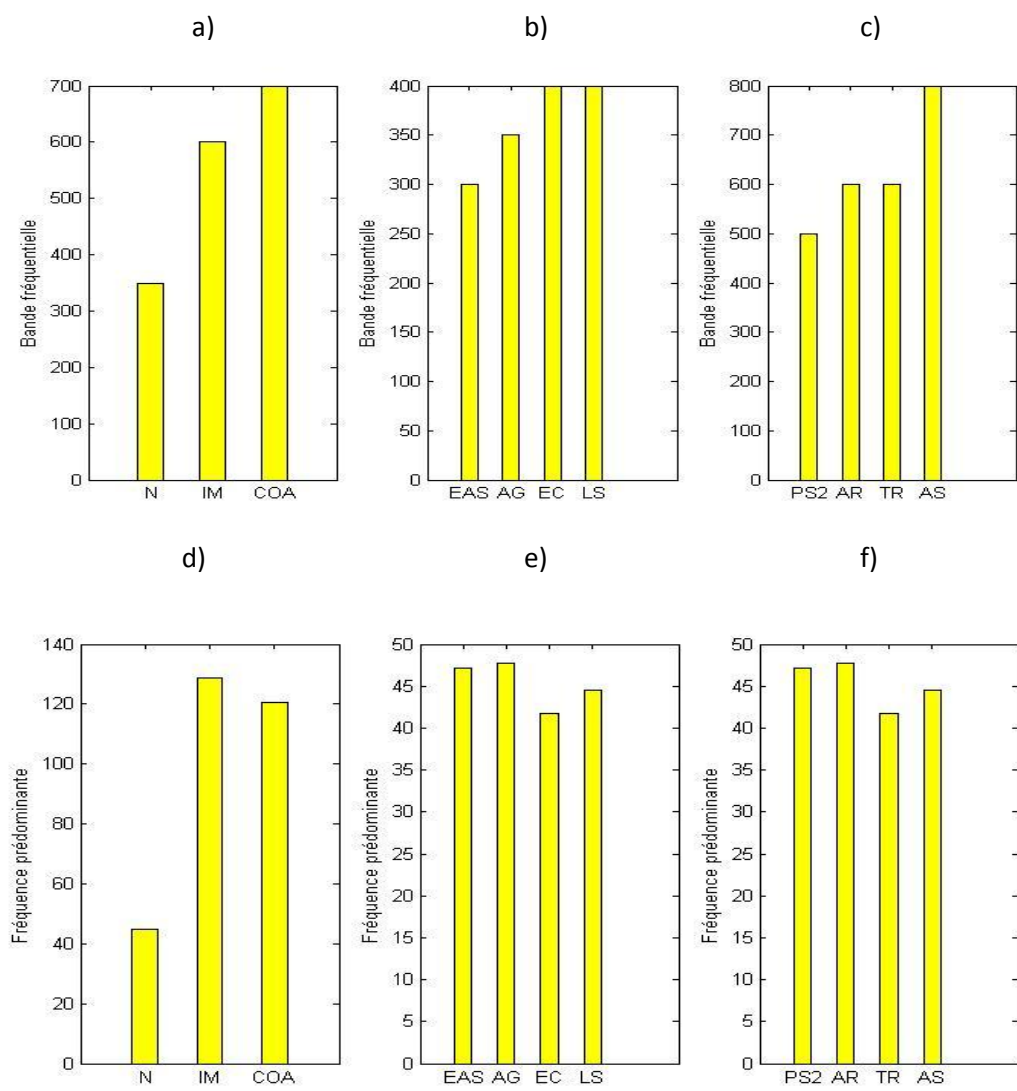


Figure III-3 :Variation du paramètre bande fréquentielle (BF) en fonction des signaux PCG :a) groupe 1(N,IM et COA);b)groupe 2(EAS,AG,EC et LS);c)groupe 3(PS2,AR,TR et AS); et paramètre fréquence prédominante (f_{pre}) en fonction signaux PCG : d) groupe 1 (N,IM et CAO);e)groupe 2(EAS,AG,EC et LS) ;f)groupe 3(PS2,AR,TR et AS).

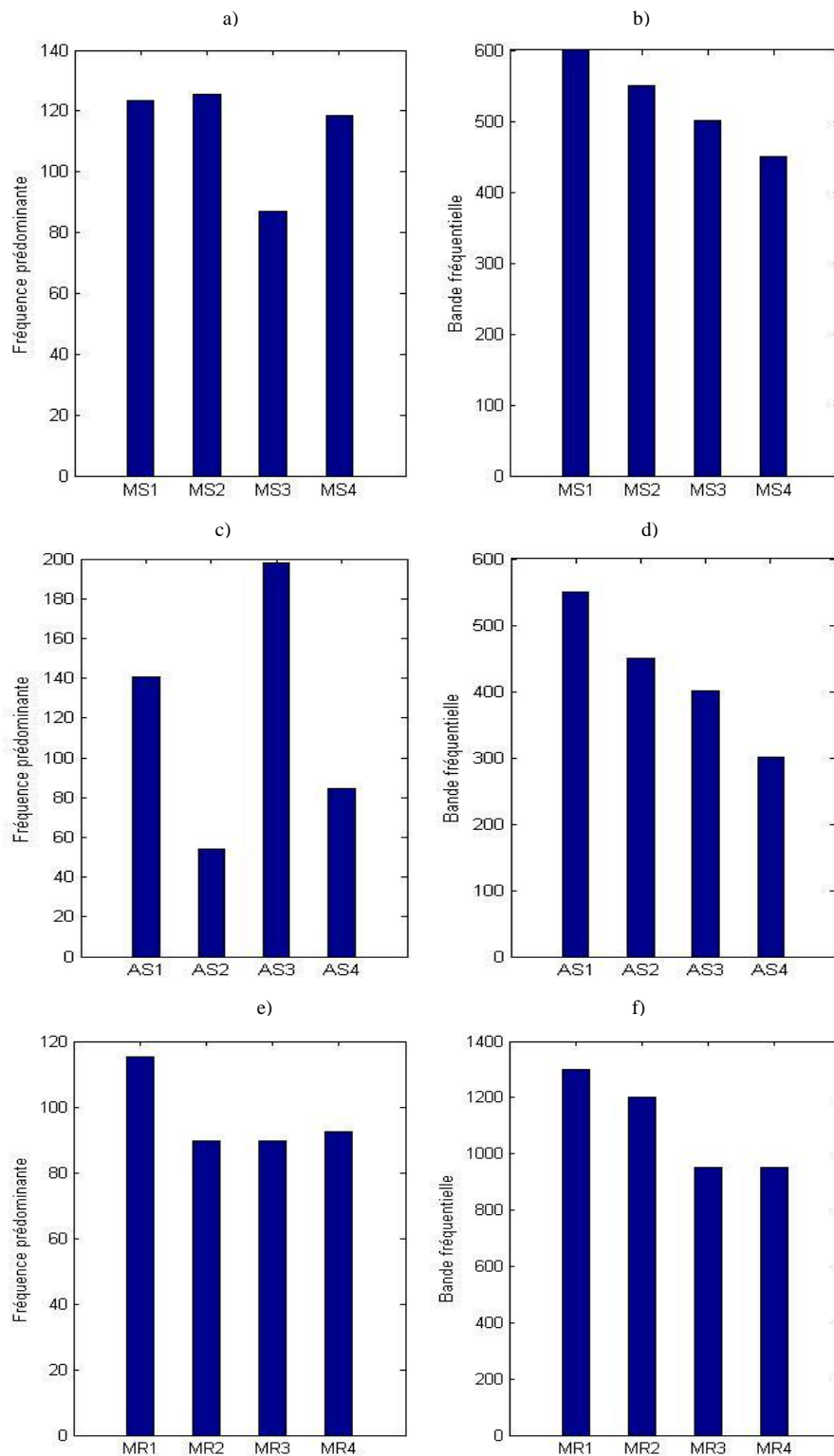


Figure III-4 : Variation du paramètre bande fréquentielle (BF) des signaux PCG :b) sténose mitrale ;d) la sténose aortique ;f) la régurgitation mitrale; et paramètre fréquence prédominante ($f_{pré}$) des signaux PCGs : a) MS ;c) AS ;e)MR.

II.2 Conclusion

A travers cette étude fréquentielle des signaux PCG (normaux et pathologiques) en utilisant la transformée de Fourier rapide (FFT) nous étions capable d'avoir les composantes fréquentielles nécessaires qui permettent de différencier entre les 3 groupes des signaux PCG et même de suivre l'évolution de degré de sévérité dans certains signaux phono cardiogramme pathologiques (la sténose mitrale, la sténose aortique et la régurgitation mitrale), et ceci en calculant la bande fréquentielle (BF) et la fréquence prédominante (f_{pre}).

Les résultats du paramètre BF étaient satisfaisants car ils suivent conformément l'évolution du rapport énergétique RE, et par la suite ils suivent le développement du degré de sévérité dans les signaux PCG traités. Par contre le deuxième paramètre f_{pre} n'était pas corrélé avec le rapport énergétique.

D'après notre étude on peut dire que l'analyse FFT est le moyen le plus efficace pour extraire le contenu fréquentiel général des signaux PCG et même de suivre l'évolution de degré de sévérité, mais elle reste toujours limitée à cause de la nature des signaux PCG (signaux non stationnaires) qui s'oppose au critère de stationnarité de cette analyse.

III. Analyse des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée de Fourier à court terme (S.T.F.T)

A cause de la limitation de la transformée de Fourier rapide (FFT) en ce qui concerne les signaux non-stationnaires (signaux variant dans le temps) comme le cas de nos signaux PCG, et aussi à cause du problème de la localisation temporelle, il est donc nécessaire de passer vers une autre méthode qui comble ces problèmes et c'est la transformée de Fourier à court terme STFT.

La transformée de Fourier à court terme (STFT) est une méthode née de la transformée de Fourier ; qui permet de fournir des informations temporelles et fréquentielles au même temps (donner des informations locales pas générales comme la FFT) des différents signaux stationnaires et non stationnaires. Cela est réalisé en calculant les spectres instantanés pour chaque pas temporel du signal grâce à une fenêtre déplaçant le long du ce dernier [7]. D'où il y a Plusieurs travaux réalisés en utilisant cette méthode dans le contexte d'analyse des signaux PCG ; à titre d'exemple, les travaux de V.R Thool et al [8] ou encore celle du S.M Debbal et al [4].

Cette technique n'est pas utilisée seulement dans le sujet du traitement des signaux biomédicaux mais aussi dans autres domaines, on peut citer, le filtrage, la modulation et l'optique [7].

Dans cette partie du chapitre on va aussi appliquer la transformée de Fourier à court terme (STFT) sur les signaux PCG des trois groupes et des trois pathologies afin de suivre le degré de sévérité de ces derniers, ceci est établi en calculant certains paramètres tel que :

ΔF (étendue fréquentielle) et ΔT (étendue temporelle).

On a choisi ces deux paramètres (ΔT et ΔF) car ils donnent des résultats satisfaisant dans le suivi de l'évolution du degré de sévérité pathologiques des différents signaux PCG traités de plus qu'ils sont corrélés à l'évolution du rapport énergétique (RE).

III.1 Résultats et discussion

Les résultats obtenus en utilisant la STFT sont illustrés dans les Figures III.6 jusqu'à la Figure III.11. La figure III.5 représente l'étendue fréquentielle et temporelle (ΔT et ΔF) d'un signal PCG.

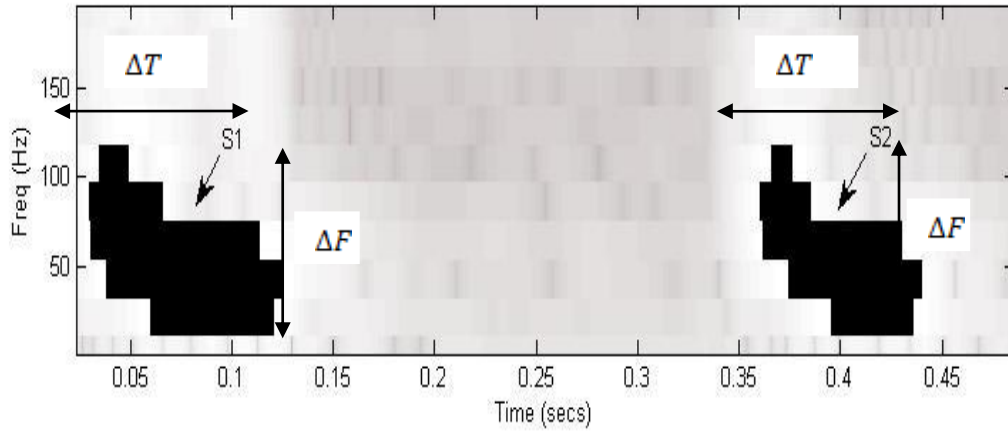
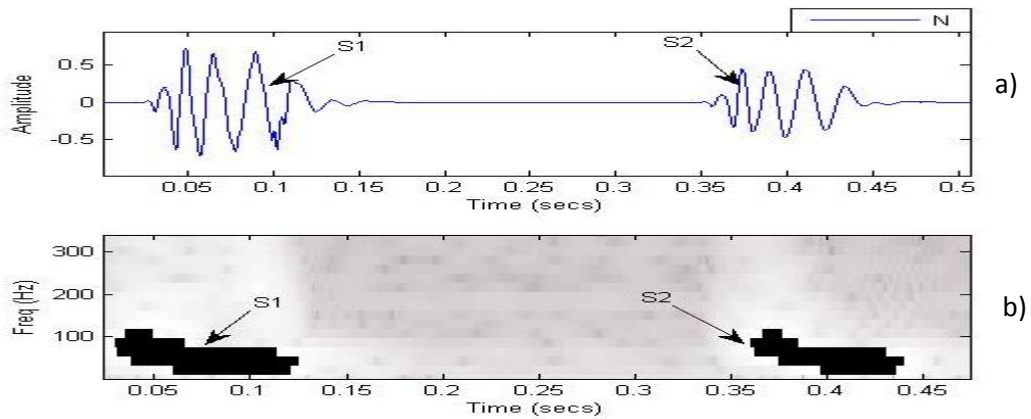


Figure III-5 : Représentation des paramètres calculés ΔT et ΔF dans une figure STFT d'un signal PCG.

- **L'étendue temporelle ΔT :**

Les Figures (III-6.a, III-6.c et III-6.e) représentent les signaux PCG du premier groupe (N, IM et COA) respectivement, alors que les Figures (III-6.b, III-6.d et III-6.f) représentent leurs analyses en temps fréquence en utilisant la STFT :



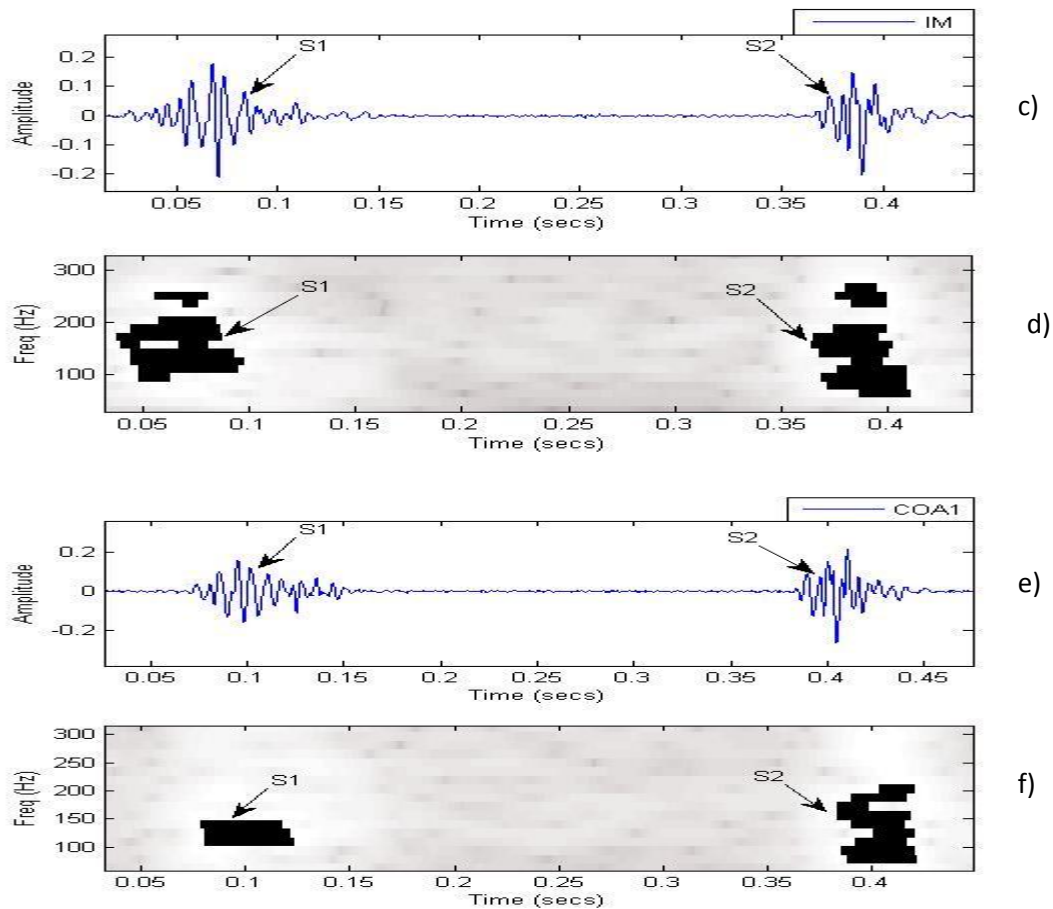


Figure III-6 : Les figures (III-6.a; III-6.c; III-6.e) représentent les signaux PCG du premier groupe (N, IM et COA) respectivement. Les figures (III-6.b; III-6.d; III-6.f) représentent leur analyse temps fréquence en utilisant la STFT.

Concernant les signaux PCG du premier groupe (signaux PCG sans clicks ni souffles), on remarque que leur représentations temporelles sont presque similaires (figure III-6: a, c et e), alors que la STFT montre qu'il y a une différence entre eux ; en effet, l'étendue temporelle ΔT du deuxième bruit cardiaque (S2) est supérieure à ΔT du premier bruit cardiaque (S1) pour les trois cas (N, IM et COA) ce qui peut être interprété par la forme semi-lunaire des valves aortiques et pulmonaires qui se ferment rapidement [9]. D'autre part on a trouvé que l'étendue temporelle du (S1) et (S2) est proportionnelle à l'énergie des signaux du groupe 1 (tableau III-3 et figures III-8).

Les signaux PCG de deuxième groupe (signaux PCG à clicks) aussi comportent une diminution d'étendue temporelle des bruits cardiaque S1 et S2 (inversement proportionnel à l'évolution croissante du RE), d'un autre côté, on note que le ΔT est corrélé au développement croissant du rapport énergétique. D'un point de vue pathologique on peut dire que plus l'étendue temporelle des clicks augmente plus le degré de sévérité se développe. La même chose pour les signaux du troisième groupe (signaux PCG comportant des souffles importants) où le ΔT du S1 et S2 est inversement proportionnel au développement du rapport énergétique RE (tableau III-3 et figure III-8), par contre le ΔT des souffles est en bonne corrélation avec le développement montant du rapport énergétique (ΔT des souffles augmente avec l'évolution du degré de sévérité pathologique).

Ce paramètre montre aussi sa performance dans l'étude du degré de sévérité pathologique des signaux PCG à souffles diastoliques (MS (la sténose mitral)) ou à souffles systoliques (AS (la sténose aortique) et MR (la régurgitation mitrale)) au sein d'une même pathologie. La figure III-7 illustre les résultats de l'analyse STFT de certains signaux PCG à souffles (systoliques et diastoliques).

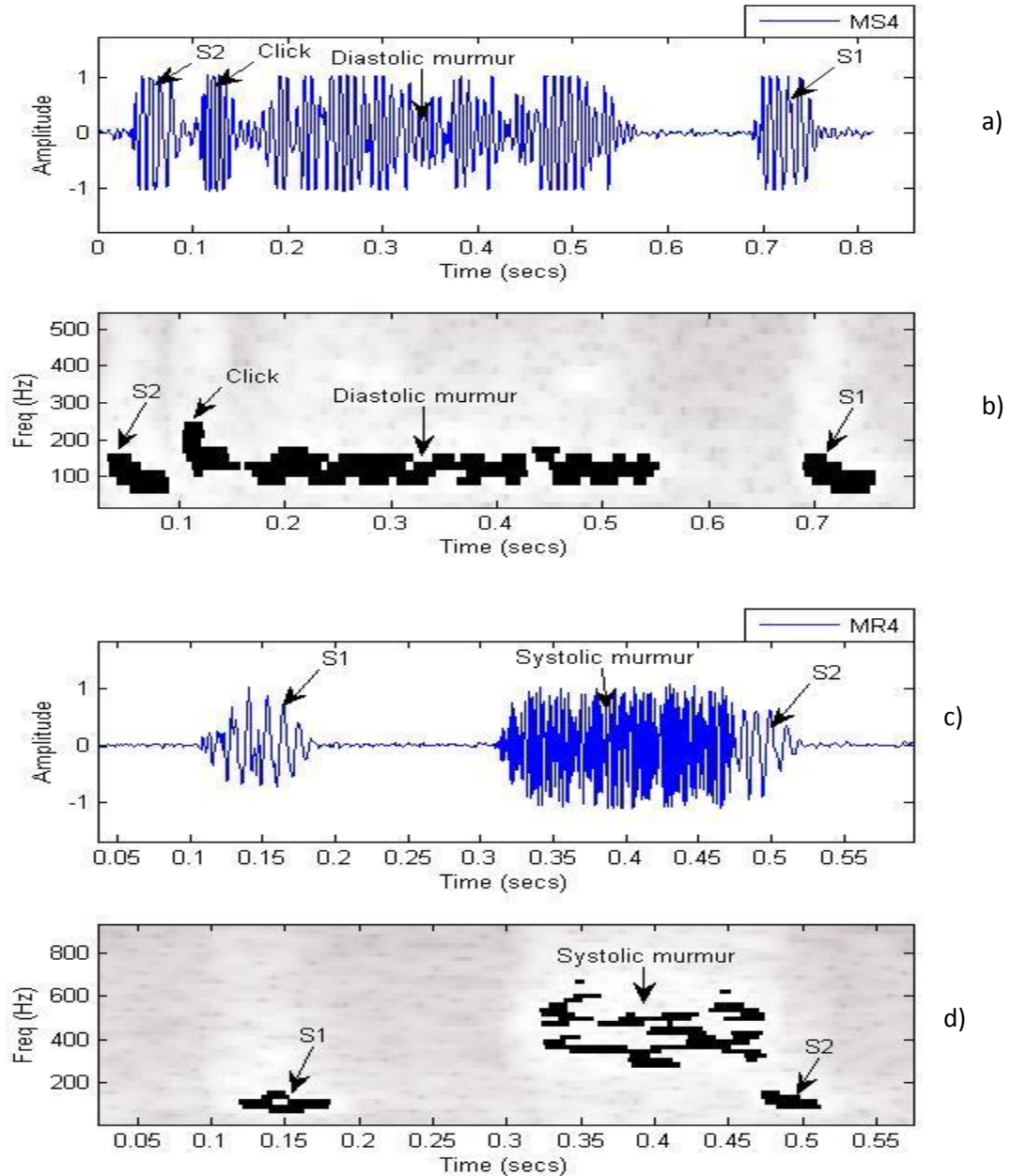


Figure III-7 : Représentations des signaux PCG avec souffles systoliques (la régurgitation mitrale MR et diastoliques (la sténose mitrale MS) :a) Représentation temporelle du signal cas 'MS4 ',b) Représentation STFT cas 'MS4 ', c) Représentation temporelle cas 'MR4 ',d) Représentation STFT cas 'MR4'.

D'après la Figure III-10 et le Tableau III-4, on trouve que le ΔT du S1 est corrélé au rapport énergétique soit de façon ascendante comme pour les signaux PCG de la sténose aortique et de la sténose mitrale, ou bien descendante comme pour les signaux PCG de la régurgitation mitrale (le ΔT du S1 diminue

avec l'augmentation du RE). D'autre part, l'étendue temporelle du S2 lui aussi est corrélée au rapport énergétique (RE) soit de façon ascendante ou descendante pour les signaux PCG des trois pathologies ; Les souffles des signaux PCG de la sténose aortique présentent une augmentation de leur ΔT sous l'augmentation du RE, où ce développement est un indicateur direct sur le degré de sévérité au sein de cette pathologie [10] (plus l'étendue temporelle des souffles augmente plus la sévérité pathologique de la sténose aortique se développe) . Par contre, le ΔT des signaux PCG de MS (à l'exception du cas du signal PCG MS1) et MR diminue en fonction de l'évolution du rapport énergétique RE.

- **L'étendue fréquentielle : ΔF**

Pour les signaux PCG du premier groupe (signaux ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal) on note une diminution légère de l'étendue fréquentielle (ΔF) du premier bruit cardiaque (S1) et une augmentation du deuxième bruit cardiaque (S2), mais pour les trois cas des signaux PCG du premier groupe (N, IM et CAO) l'étendue fréquentielle du S2 est toujours supérieure à celle du S1 (Tableau III-3 et Figure III-9) .

Concernant les signaux PCG du deuxième groupe on remarque que la présence des clicks apporte certaines modifications sur les bruits cardiaques S1 et S2, où on trouve une diminution de leur étendue fréquentielle avec l'augmentation du rapport énergétique RE .D'autre part on observe que le ΔF des clicks est corrélée au RE ; d'un point de vue du degré de sévérité on peut dire que plus l'étendue fréquentielle des clicks augmente plus la sévérité pathologique évolue.

La présence des clicks dans les signaux PCG mène à une augmentation de l'étendue fréquentielle des bruits cardiaques (S1 et S2) corrélée à l'évolution du rapport énergétique. En ce qui concerne les souffles leur ΔF est lui aussi en bonne corrélation avec l'augmentation du rapport énergétique RE et donc plus l'étendue fréquentielle des souffles augmente plus le degré de sévérité pathologique croît.

Pour ce qui est de l'étude du degré de sévérité pathologique [Tableau III-4], l'étendue fréquentielle (ΔF) du bruit S1 croît pour les trois pathologies cardiaques (Figure III-11). Commencant par la sténose mitrale (MS) : on observe une augmentation de ΔF du premier bruit cardiaque corrélée au développement croissant du rapport énergétique RE, c'est peut-être le résultat de la sténose mitrale sévère qui comprennent un fort bruit S1 provoqué par les folioles d'une valve mitrale sténotique fermant brusquement [11], donc on peut dire que plus la sténose mitrale se progresse plus le ΔF du S1 augmente. Cependant l'étendue fréquentielle du S2 et des souffles est inversement corrélée au RE (il est à noter que ces souffles peuvent diminuer voir disparaître quand le flux sanguin diminuent à travers la valve mitrale [12]).

En ce qui concerne le groupe AS (la sténose aortique), il y'a une augmentation d'étendue fréquentielle des bruits cardiaques S1 et S2 sous l'évolution croissante du rapport énergétique en ce qui concerne les souffles c'est le contraire (diminution du ΔF avec croissement du paramètre RE) ; ce qui peut être due de la diminution d'intensité des souffles lorsqu'une insuffisance cardiaque se développe à cause de la sténose aortique [11].

A propos des signaux PCG de la régurgitation mitrale (MR), on a trouvé que le premier bruit cardiaque (S1) et les souffles présentent une augmentation de l'étendue fréquentielle avec l'évolution du rapport énergétique (RE) ; tandis que, le deuxième bruit cardiaque décroît avec l'évolution de ce dernier.

Paramètres signaux	Rapport énergétique (RE)	S1		S2		Souffle		Click	
		Etendue temporelle Δt (sec)	Etendue fréquentielle Δf (Hz)	Δt (sec)	Δf (Hz)	Δt (sec)	Δf (Hz)	Δt (sec)	Δf (Hz)
Signaux PCG normaux et morphologiquement similaires									
N	0	0.11	130	0.09	130				
IM	0	0.08	129	0.05	144				
Coal	0	0.04	67	0.04	159				
Signaux PCG avec clicks									
EAS	0.0255	0.15	145	0.14	130			0.02	65
AG	0.0280	0.11	141	0.12	128			0.08	85
EC	0.0398	0.10	135	0.12	126			0.08	160
LS	0.0414	0.10	129.17	0.12	110			0.1	200.2
Signaux PCG avec souffles									
PS2	0.0533	0.07	140	0.08	135.7	0.22	215		
AR	0.3834	0.07	235	0.06	135.7	0.27	301		
TR	0.5789	0.06	286.5	0.05	286.5	0.29	344.53		
AS	0.8549	0.05	415.7	0.04	374	0.35	516.77		

Tableau III- 3 : Variation des paramètres (étendue temporelle (ΔT) et étendue fréquentielle (ΔF)) en fonction des 3 groupes des signaux PCG.

Paramètres Signaux	Rapport énergétique (RE)	S1		S2		Souffle	
		Etendue temporelle Δt (sec)	Etendue fréquentielle Δf (Hz)	Δt (sec)	Δf (Hz)	Δt (sec)	Δf (Hz)
Signaux PCG avec souffle diastolique							
Sténose Mitral							
Ms1	0.1153	0.04	130.7	0.15	480	0.16	410.7
Ms2	0.3905	0.08	285	0.13	431	0.30	109.9
Ms3	0.7586	0.08	285	0.08	256	0.22	90
Ms4	0.8530	0.09	215	0.08	225	0.05	87
Signaux PCG avec souffle systolique							
Sténose Aortique							
As1	0.5513	0.01	140	0.02	250	0.25	600
As2	0.9291	0.04	258.4	0.03	275	0.26	480
As3	0.9423	0.07	330	0.03	300	0.26	460
As4	0.9549	0.07	340	0.05	310	0.28	300
Régurgitation Mitral							
Mr1	0.1436	0.09	105	0.06	128	0.28	160
Mr2	0.2361	0.09	107	0.06	111	0.28	323
Mr3	0.5633	0.07	135	0.05	110	0.17	352
Mr4	0.7556	0.07	172	0.05	86	0.17	452

Tableau III- 4 :Variation des paramètres (étendue temporelle (ΔT) et étendue fréquentielle (ΔF) en fonction des 3 groupes des signaux PCG :MS (la sténose mitrale) ,AS (la sténose aortique) et MR (la régurgitation mitrale).

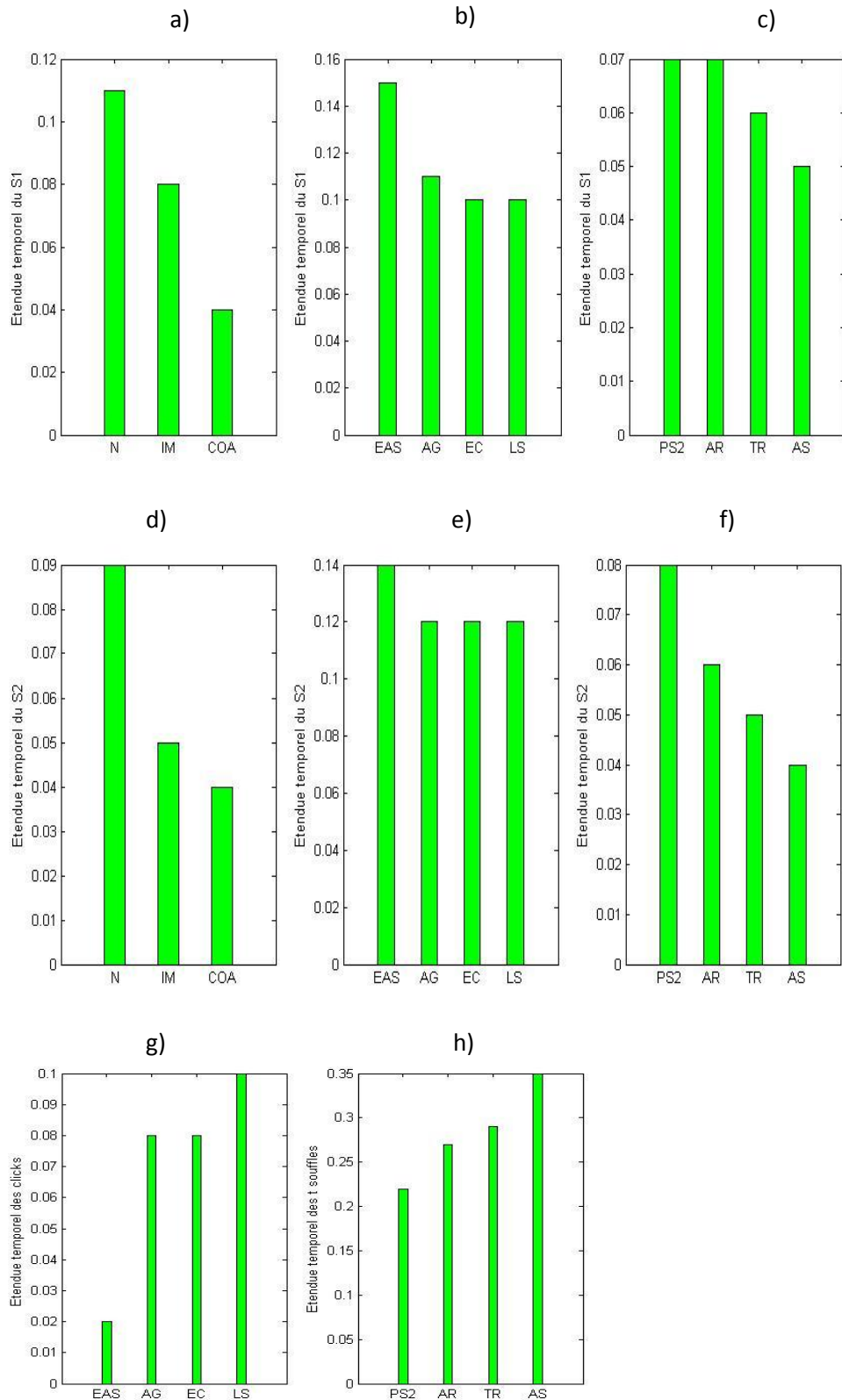


Figure III-8 : Variation d'étendue temporelle ΔT en fonction du: a) premier bruit cardiaque (S1) du premier groupe , b)premier bruit cardiaque du deuxième groupe, c)premier bruit cardiaque du troisième groupe ,d)deuxième bruit cardiaque (S2) du premier groupe ,e) deuxième bruit cardiaque du deuxième groupe ,f) deuxième bruit cardiaque du troisième groupe ,g)les clicks du deuxième groupe et h) les souffles du troisième groupe.

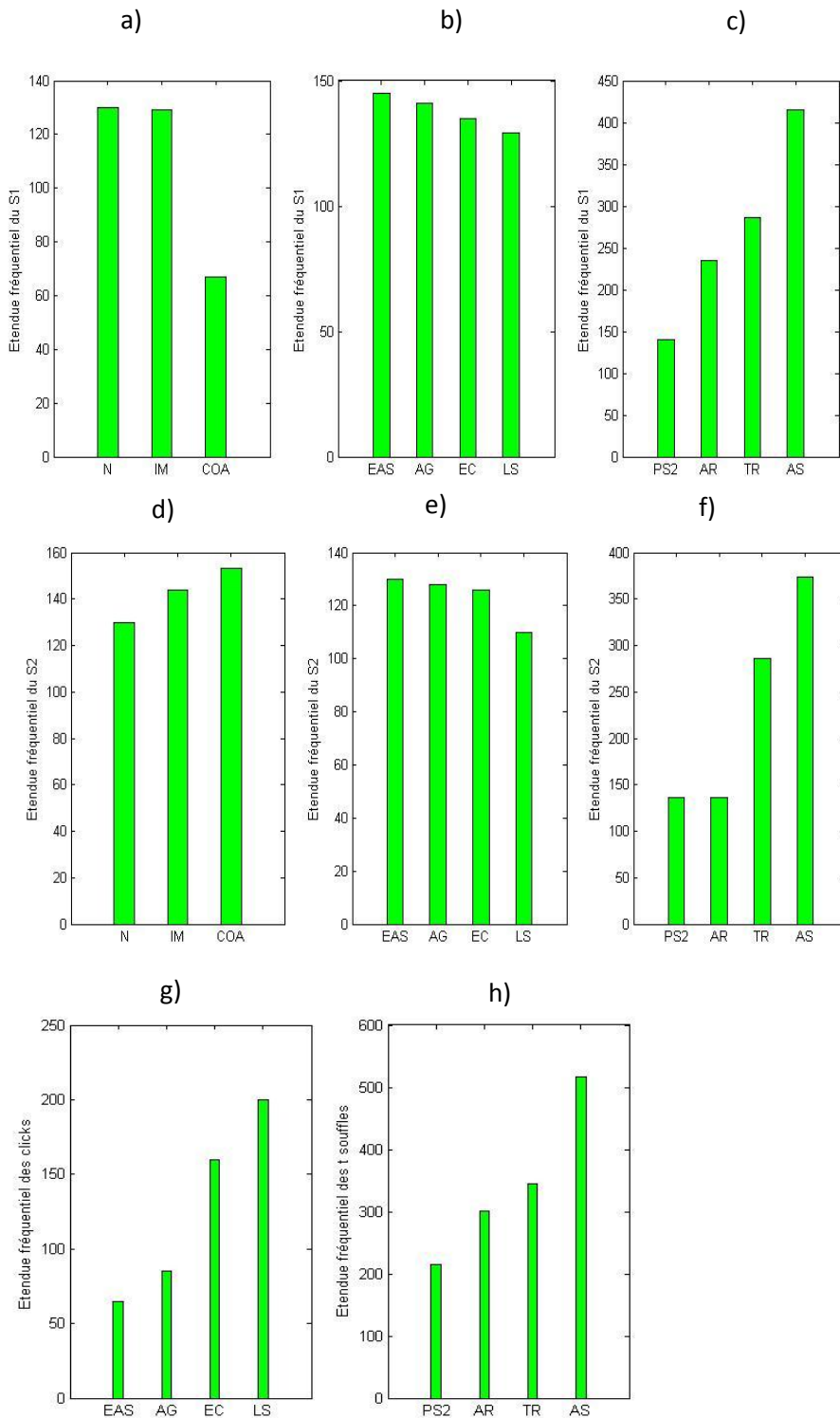


Figure III-9 : variation d'étendue fréquentielle ΔF en fonction du: a) premier bruit cardiaque (S1) du premier groupe , b)premier bruit cardiaque du deuxième groupe , c)premier bruit cardiaque du troisième groupe ,d)deuxième bruit cardiaque (S2) du premier groupe ,e) deuxième bruit cardiaque du deuxième groupe ,f) deuxième bruit cardiaque du troisième groupe ,g)les clicks du deuxième groupe et h) les souffles du troisième groupe.

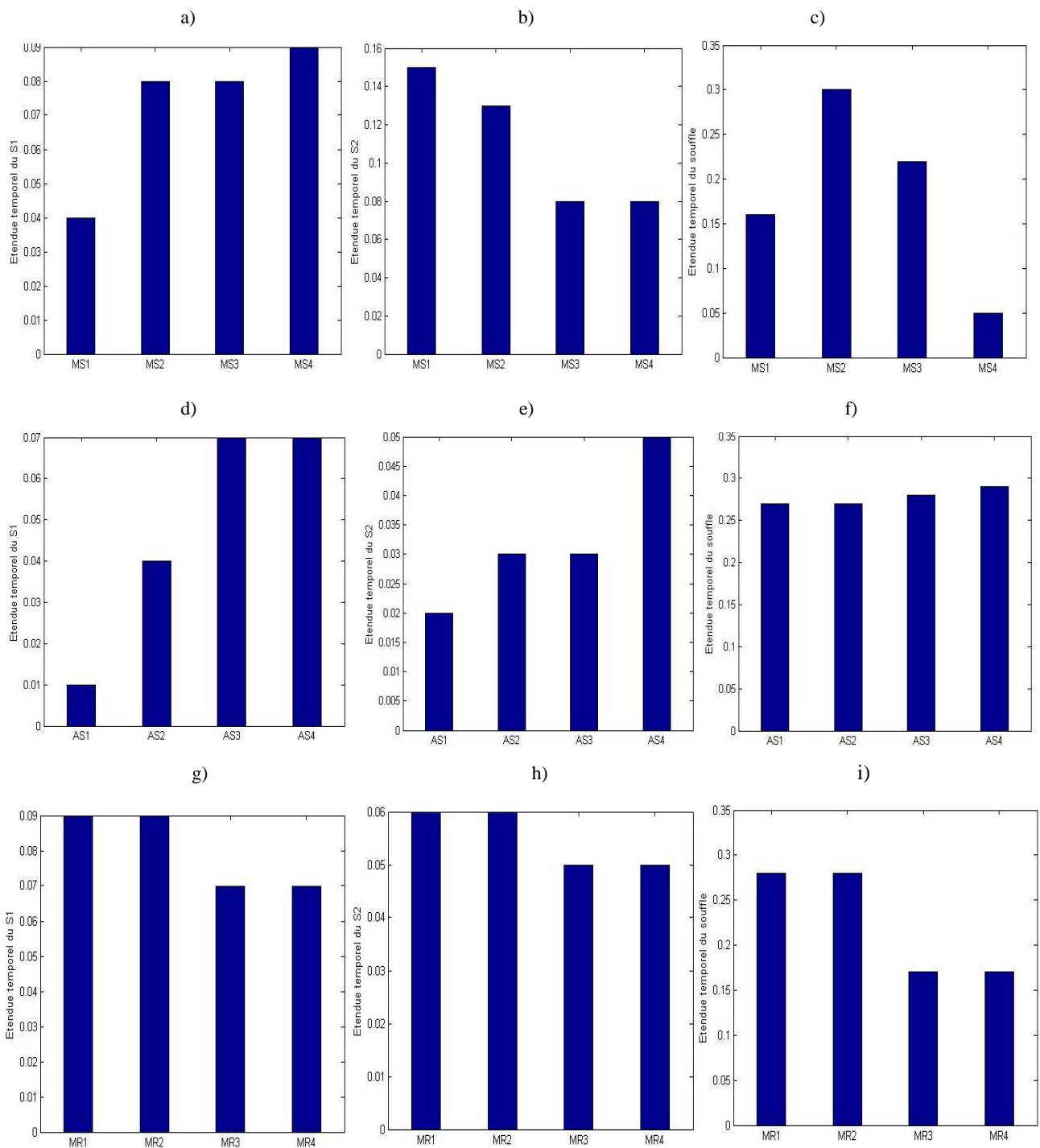


Figure III-10 : variation d'étendue temporelle ΔT en fonction en fonction du 1^{er} bruit cardiaque (S1) du: a) la sténose mitrale (MS), d) la sténose aortique (AS), g) la régurgitation mitrale (MR); 2^{ème} bruit cardiaque (S2) du: ,b) groupe de la sténose mitrale (MS), e) la sténose aortique (AS), h) la régurgitation mitrale (MR); et des souffles du: c) groupe la sténose mitrale (MS), f) groupe de la sténose aortique (AS), i) groupe de la régurgitation mitrale (MR)

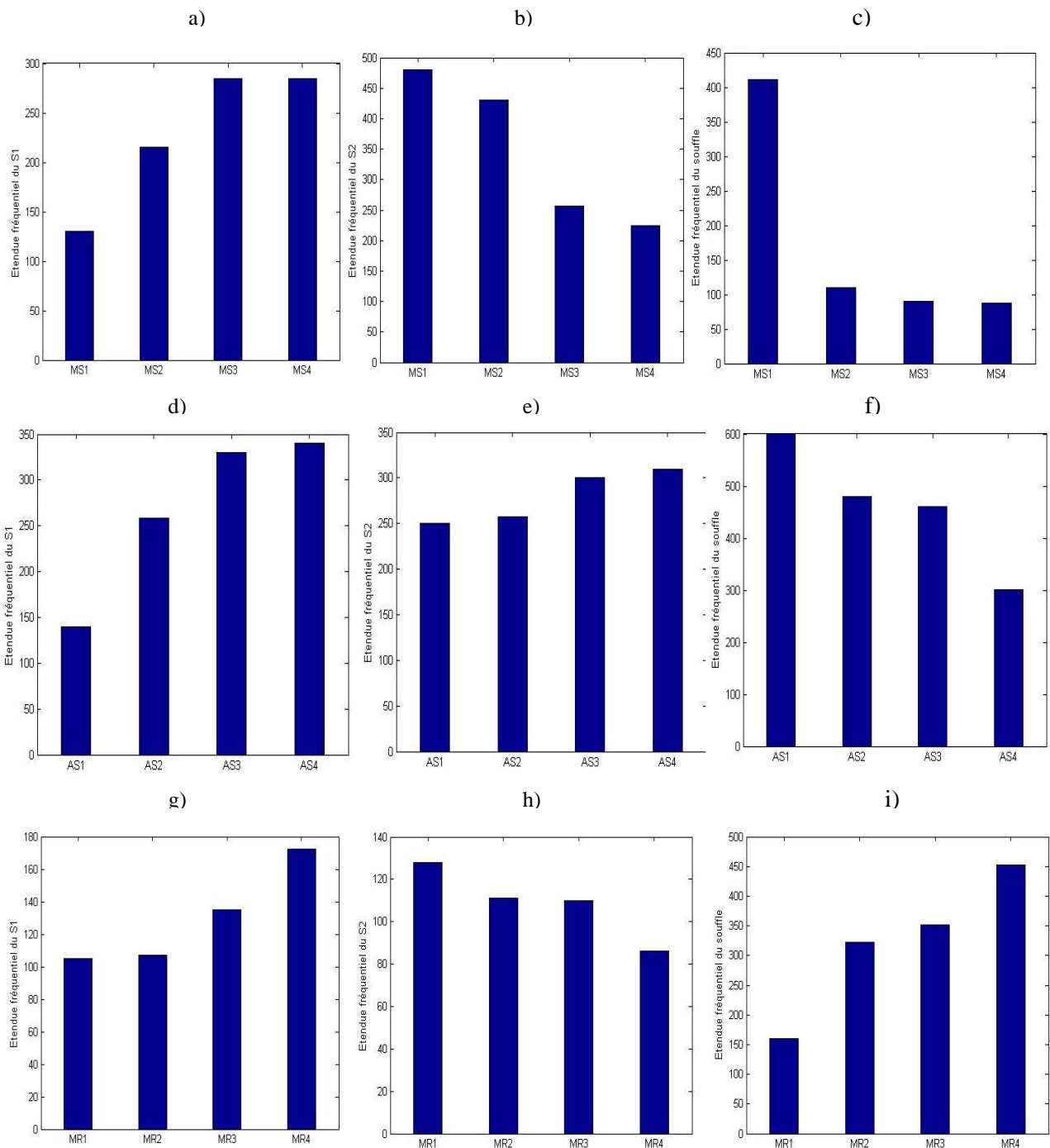


Figure III-11 :variation d'étendue fréquentielle ΔF en fonction en fonction du 1^{er} bruit cardiaque (S1)du: a) la sténose mitrale (MS), d) la sténose aortique (AS), g) la régurgitation mitrale (MR); 2^{ème} bruit cardiaque (S2) du: ,b) groupe de la sténose mitrale (MS) ,e) la sténose aortique (AS),h) la régurgitation mitrale (MR);et des souffles du: c) groupe la sténose mitrale (MS),f) groupe de la sténose aortique (AS),i) groupe de la régurgitation mitrale (MR)

III.2 Conclusion

Dans cette étude on a déterminé certains paramètres qui sont : l'étendue temporelle ΔT et l'étendue fréquentielle ΔF afin de montrer la performance de cette analyse dans la différenciation entre 3 groupes des signaux PCG et aussi leurs performances dans le suivi l'évolution du degré de sévérité pathologique au sein d'une même pathologie (groupe AS (la sténose aortique) ,groupe MS(la sténose mitrale) et groupe MR(la régurgitation mitrale)) en comparant ces résultats avec celle du rapport énergétique RE.

On a trouvé que ces paramètres ΔF et ΔT sont soit en corrélation au développement croissant ou décroissant avec le rapport énergétique selon chaque groupe des signaux PCG .Dans la partie d'analyse de 3 groupes des signaux PCG, on a constaté que dans les signaux du premier groupe (signaux PCG sans clicks et sans souffles) même si l'étendue temporel et fréquentiel des S1 et S2 augmente ou diminue entre les trois signaux (N,IM et COA) il y'a toujours une égalité conservée $\Delta F_{B1} < \Delta F_{B2}$ [13]et $\Delta T_{B1} > \Delta T_{B2}$ [6], par contre dans les signaux du deuxième groupe(signaux PCG avec clicks) et troisième groupe(signaux PCG avec souffles) on a noté que la présence des clicks et des souffles apportent certains changements sur les bruits cardiaques S1 et S2 et par la suite sur leurs étendue fréquentiel et temporel (soit augmentation ou diminution en face au croisement du rapport énergétique) et que le ΔF et le ΔT des clicks et souffles est en corrélation avec l'évolution croissant du paramètre RE.

Dans le suivi de l'évolution de la sévérité pathologique pour certaines maladies (la sténose aortique, la sténose mitrale et la régurgitation mitrale) on trouve qu'au sein d'une même pathologie (groupe) les paramètres ΔF et ΔT évoluent soit de façon proportionnelle ou inversement proportionnelle pour chaque bruit cardiaque (S1 et S2) et pour chaque souffle selon le type de la pathologie ; en effet, chaque pathologie influe sur l'un des bruits cardiaque (S1 ou S2) (par exemple; la sténose aortique influe sur le bruit S2 ;en effet ce bruit résulte de la fermeture des valves pulmonaires et aortiques , la sténose mitrale et la régurgitation mitrale influe sur le bruit S1 car ce bruit résulte de la fermeture des valves mitrale et tricuspide) et par la suite elle influe indirectement sur les autres bruits cardiaques qui ne sont pas en relation directe avec la pathologie.

IV. Récapitulation des paramètres d'analyse obtenus

Le tableau III-6 résume la synthèse des résultats obtenus avec l'application des deux techniques FFT et STFT (la relation des différents paramètres avec le rapport énergétique RE).

C: corrélé NC: non corrélé.

1^{er} partie du travail :

Analyse transformée de Fourier rapide(FFT) et transformée de fourier à court terme (STFT) :

Analyse	FFT		STFT	
Paramètre	$f_{pré}$	BF	ΔF	ΔT
Signaux				
Signaux PCG normaux et similaires morphologiquement				
N	NC	C	C	C
IM	NC	C	C	C
COA	NC	C	C	C
Signaux PCG avec clicks				
Eas	NC	C	C	C
AG	NC	C	C	C
EC	NC	C	C	C
LS	NC	C	C	C
Signaux PCG avec souffles				
PS	NC	C	C	C
AR	NC	C	C	C
TR	NC	C	C	C
AS	NC	C	C	C

Tableau III- 5 : Paramètres de la FFT et la STFT pour les trois groupes de signaux PCG

2^{ème} partie du travail :

Analyse	FFT		STFT	
Paramètre	$f_{pré}$	BF	ΔF	ΔT
Signaux				
Signaux PCG avec souffles diastoliques (signaux de la sténose mitrale MS)				
Ms1	NC	C	C	C
Ms2	NC	C	C	C
Ms3	NC	C	C	C
Ms4	NC	C	C	NC
Signaux PCG avec souffles systoliques				
Signaux de la sténose aortique (AS)				
As1	NC	C	C	C
As2	NC	C	C	C
As3	NC	C	C	C
As4	NC	C	C	C
Signaux de la régurgitation mitrale (MR)				
Mr1	NC	C	C	C
Mr2	NC	C	C	C
Mr3	NC	C	C	C
Mr4	NC	C	C	C

Tableau III- 6 : Paramètres de la FFT et la STFT pour les signaux PCG des trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable

V .Référence

[1]: Sylvain Robert Rivard, PRÉDICTION DE GÈNES PARALLÉLISÉE DE HAUTE PERFORMANCE DANS MATLAB, Mémoire de maîtrise en ingénierie, Université du Québec à Chicoutimi, 2016.

[2]: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/sciences-fondamentales-th8/applications-des-mathematiques-42102210/la-transformee-de-fourier-et-ses-applications>.

[3]: S.M. DEBBAL, F.BEREKSI-REGUIG , Time-frequency analysis of the first and the second heartbeat sounds, ScienceDirect, Pages 1041-1052 ,2007.

[4]: S.M. DEBBAL, F.BEREKSI-REGUIG ,the fast fourier transform and the continuous wavelet transform analysis of the normal and pathological phonocardiogram signals, Sciences and Technologie,pp.81-86, 2002.

[5]: OUCHENI Hadjira et SAKER Karima, Authentification biométrique basée sur le signal phonocardiogramme (PCG) : état actuel et orientation future, thèse master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen,2018.

[6]: MEZIANI Fadia , Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes , thèse magistère, Université Abou-Bakr Belkaid, Tlemcen ,2013.

[7]: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/short-time-fourier-transform>.

[8]: P. S.Vikhe, N.S.Nehe et Mrs.V.R.Thool, Heart Sound Abnormality Detection Using Short Time Fourier Transform and Continuous Wavelet Transform,2010.

[9]: LAMRAOUI HASNA, Caractérisation du signal phonocardiogramme, thèse magistère, Université Hadj Lakhdar Batna 2,2016.

[10]:<https://www.medscape.com/answers/150638-44363/what-is-the-relationship-between-the-systolic-murmur-and-severity-of-aortic-stenosis-as> .

[11]:<https://www.healio.com/cardiology/learn-the-heart/cardiology-review/topic-reviews/mitral-stenosis/physical-examination>.

[12]:<https://www.msmanuals.com/professional/cardiovascular-disorders/valvular-disorders/mitral-stenosis>.

[13]: S.M. DEBBAL, F.BEREKSI-REGUIG, Cardiac murmurs analysis using the Short-Time Fourier Transform, Journal of Mechanics in Medicine and Biology,pp.273-284, 2006.

Chapitre. IV

Chapitre IV

Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux Phono cardiogrammes par application de la transformée en ondelettes discrètes (T.O.D)

I. Introduction

La transformée en ondelettes discrètes (T.O.D) est souvent utilisée comme élément de filtrage qui permet la séparation et la différenciation entre les différentes composantes constituant le signal phono cardiogramme (PCG).

La T.O.D possède plusieurs domaines d'application tel que son utilisation dans la détection des contours des images numériques [1], des transitoires [2 - 4], du complexe QRS de l'électrocardiogramme (ECG) [5] de l'analyse des signaux électroencéphalogrammes (EEG) [6], du signal électromyogramme (EMG) [7] et du signal phono cardiogramme (PCG) [8].

Il est connu dans d'autres travaux de recherche que l'ondelette Daubechies est la plus convenable lors de l'utilisation de la T.O.D dans l'analyse des signaux PCGs [9 - 13] et plus précisément le niveau 7 de ce type d'ondelette (db7) puisqu'elle présente la plus faible erreur de reconstruction comme démontré dans les travaux de S.M Debbal et de F.Bereksi-Reguig [14].

Il est aussi connu que le 6^{ème} niveau d'approximation (a6) donne une bonne approximation du signal PCG analysé dans le processus du filtrage du souffle. On distingue ainsi une bonne localisation et présentation claire des quatre composantes internes du bruit B1 dont les deux principales (M1 et T1) et les deux composantes principales du bruit B2 (A2 et P2) [15][16].

Dans ce chapitre on va étudier le degré de sévérité pathologique de nos signaux PCGs avec le calcul de deux paramètres obtenus à partir de l'application de la T.O.D à savoir :

- Le rapport approximation-signal (RAS)
- L'erreur de reconstruction (ϵ_{ermoy})

Le choix de ces deux paramètres est basé sur le fait qu'ils permettent une différenciation (ou discrimination) visible entre le degré de sévérité au sein de la même pathologie étudiée et cela sera confirmé avec la comparaison des résultats trouvés pour ces paramètres avec ceux du rapport énergétique RE.

La T.O.D est appliquée sur les mêmes 3 groupes des signaux PCGs utilisés dans le chapitre précédent [CHAP III] :

- 1^{er} groupe : Les signaux PCG ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal.
- 2^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle réduit (ou click).
- 3^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle important.

II. Analyse des signaux phono cardiogramme (PCG) par l'application de la transformée en ondelettes discrètes (T.O.D)

Le principe de décomposition d'ondelette discrète (T.O.D) est représenté par la Figure. IV.1

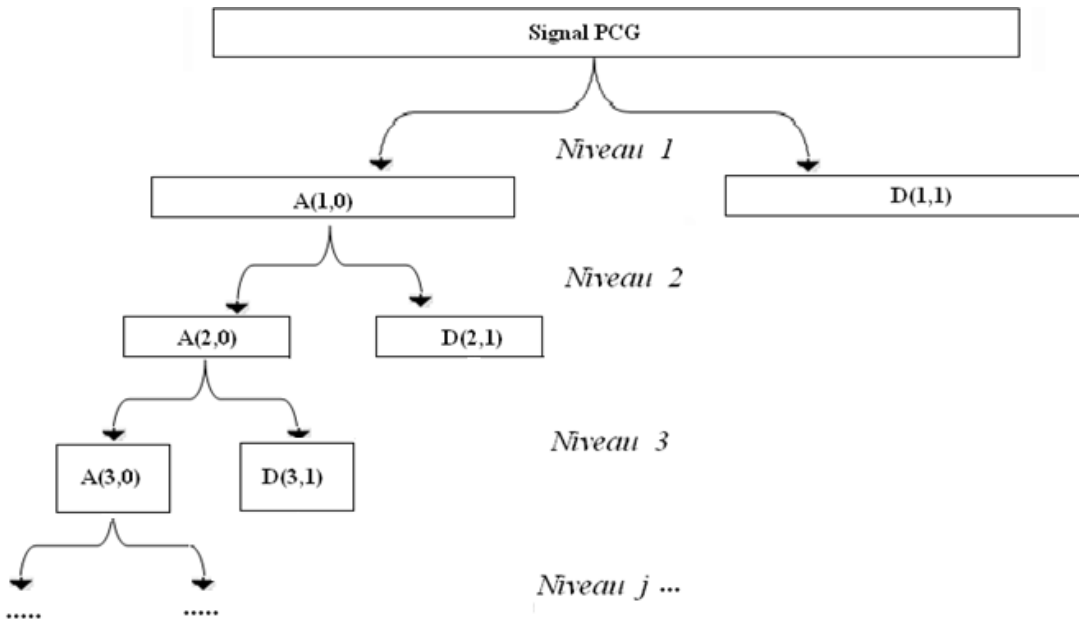


Figure. IV. 1 : Arbre de la décomposition en ondelettes discrètes

La fréquence d'échantillonnage est de 8kHz [17] [18] [19]. L'approximation a6 et les détails : d1 à d6 correspondent aux différentes bandes fréquentielles obtenues à partir d'une décomposition T.O.D.

II.1. Analyse par T.O.D des signaux PCGs du 1^{er} groupe (ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal)

La Figure. IV.2, présente le résultat de l'application de la décomposition en ondelettes discrètes (T.O.D) sur les trois signaux PCG du 1^{er} groupe : signal d'un cas normal (N), cas d'insuffisance mitral (IM), cas de coarctation aortique (Coa).

Les composantes principales du bruit B1 (M1 et T1) et du bruit B2 (A2 et P2) sont bien visibles pour le cas normal (N) sur le 6^{ème} niveau de décomposition (approximation a6). Les détails d1 à d2 par contre fournissent les variations haute fréquence (HF) de la ligne de base du signal originale et pour ce qui est du détail d3, il montre que le bruit B2 est plus fréquentiel que le bruit B1 [16].

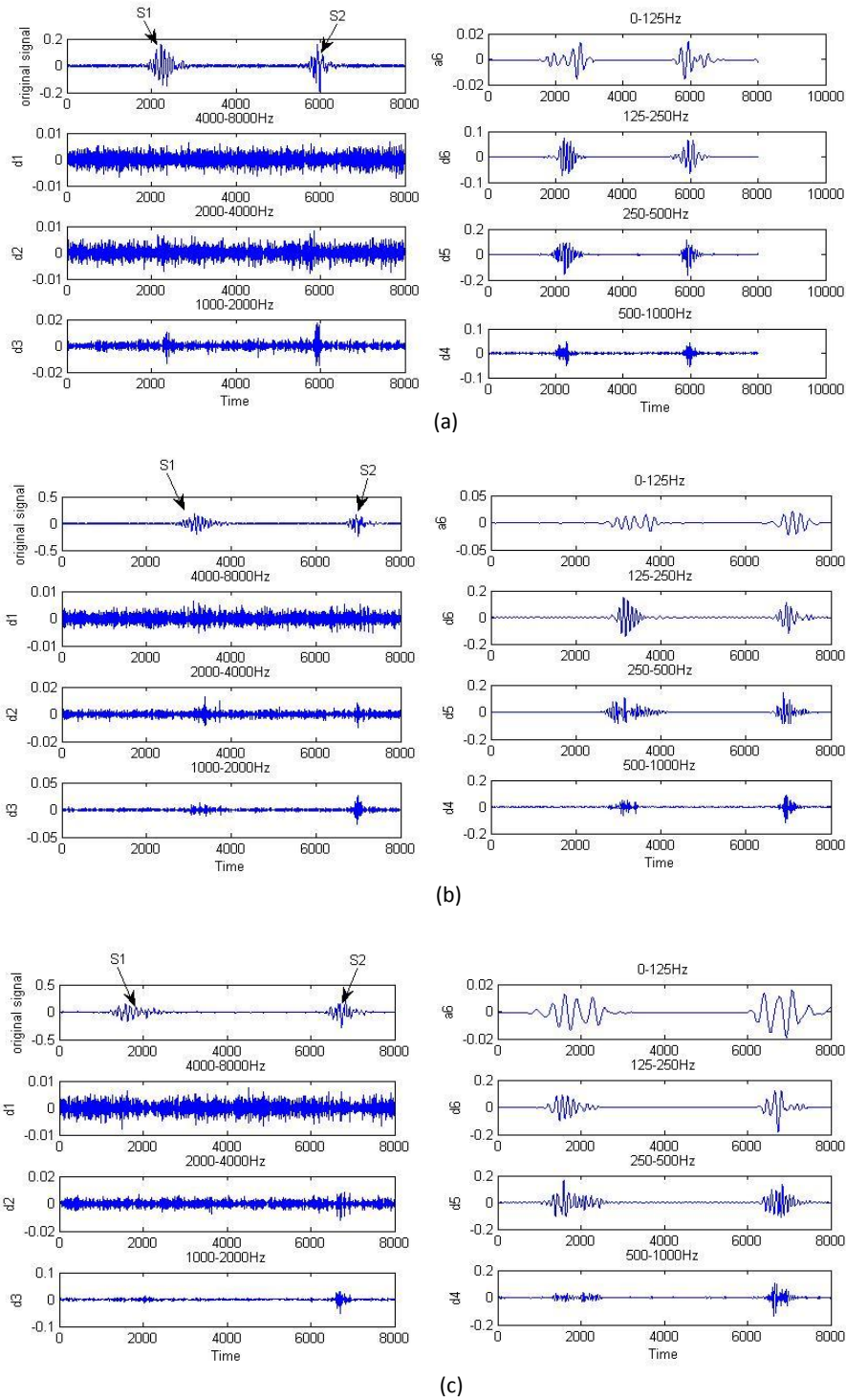
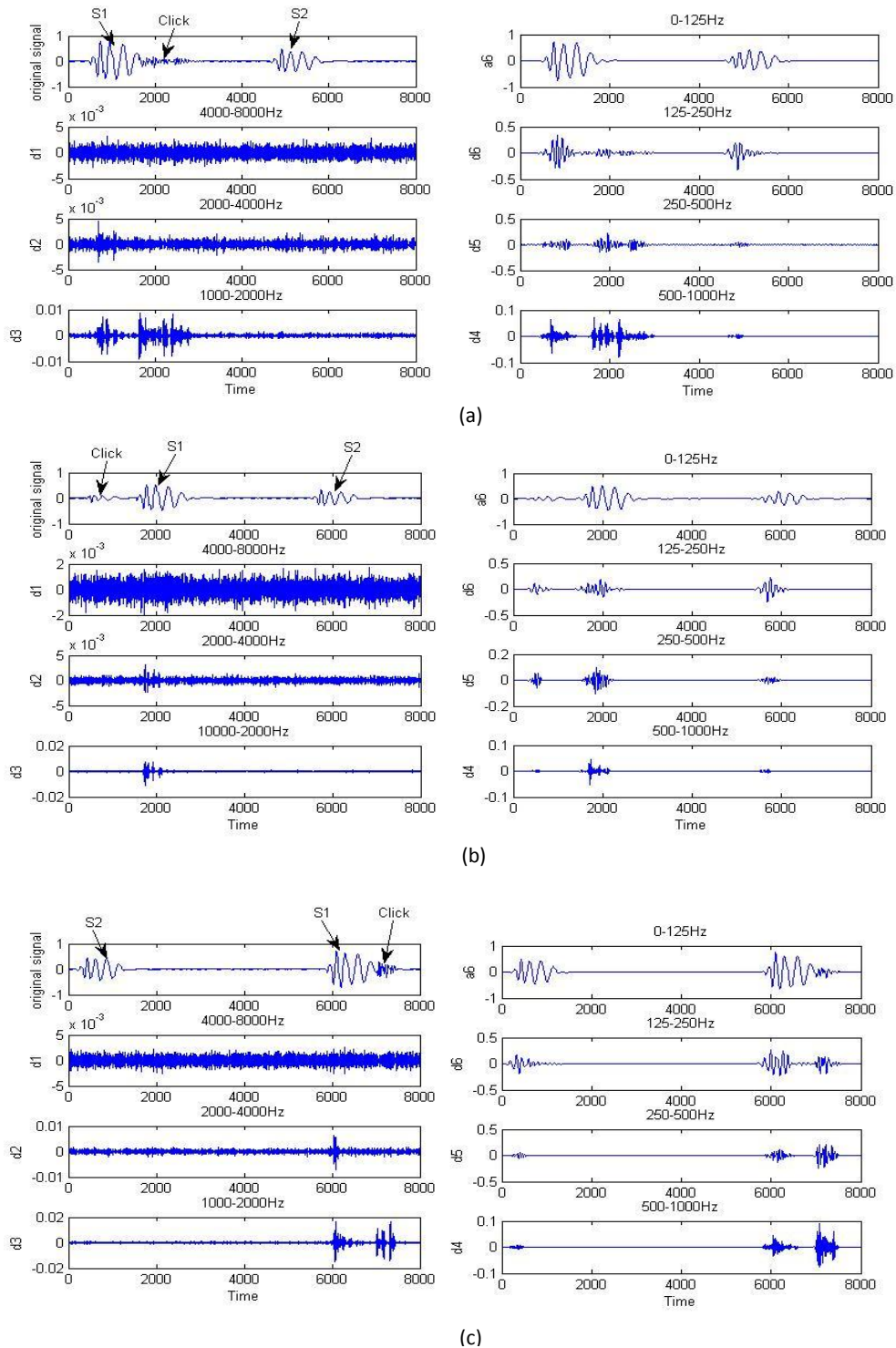


Figure. IV. 2 : Analyse par la T.O.D des signaux PCG du 1^{er} groupe, (a) signal (N), (b) signal (IM), (c) signal (Coa).

II.2. Analyse des signaux PCG du 2^{ème} groupe (signaux à souffle réduit : click)

La Figure. IV.3, montre les quatre cas de signaux PCG à click étudiés : cas d'une sténose d'éjection aortique (Eas), cas d'éjection à click (Ec), cas d'une systole retardée (Ls), cas d'une galope aortique (Ag).

Les composantes fréquentiels HF sont apparaisent dans la bande [125-250Hz], et les bruits et click sont clairement visibles au niveau d6 pour les quatre signaux du 2^{ème} groupe.



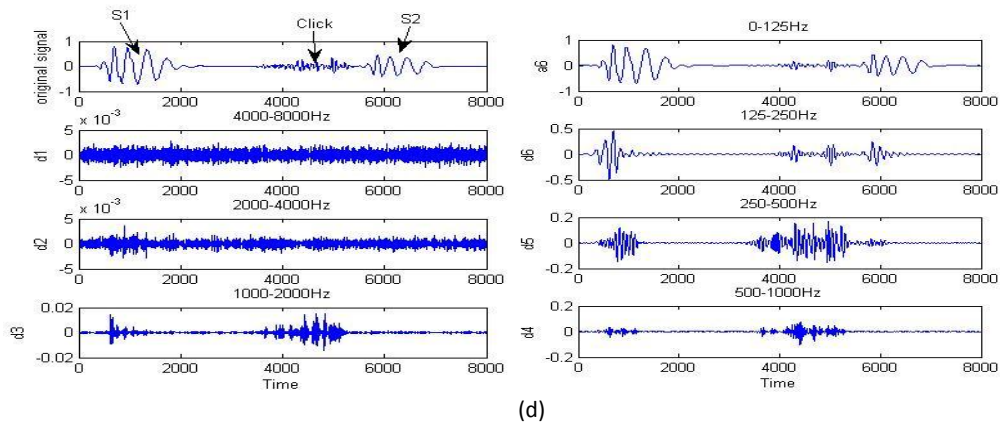
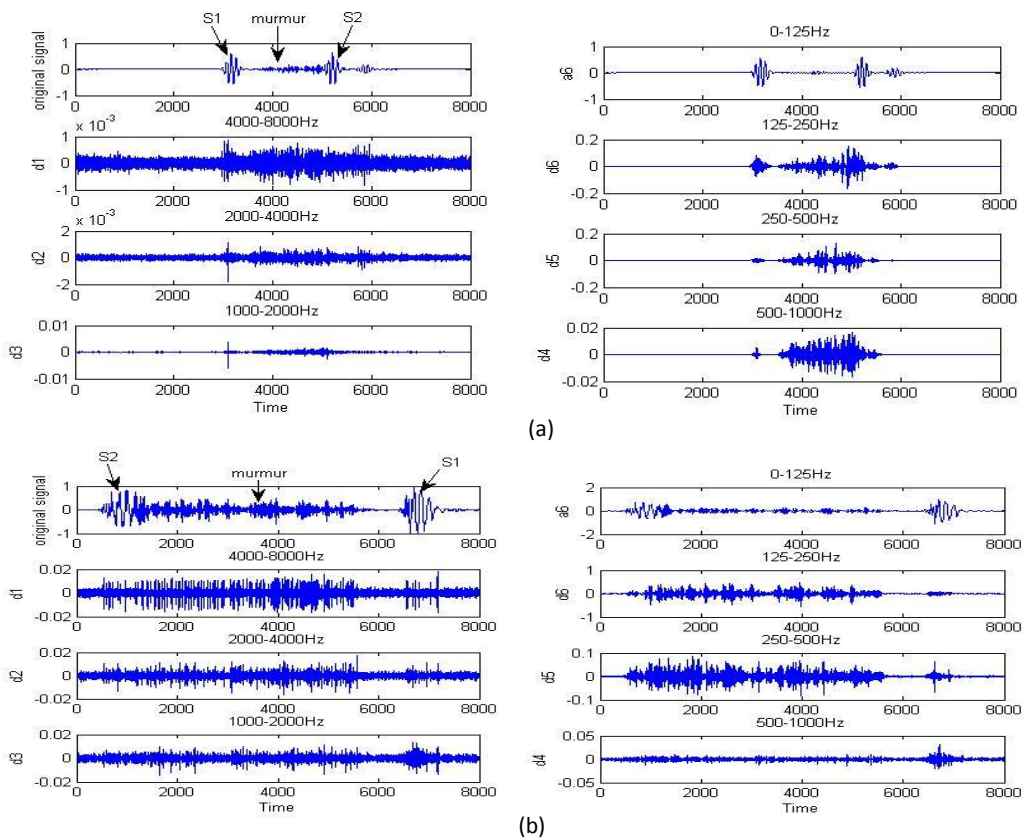


Figure. IV. 3 : Analyse par la T.O.D des signaux PCG du 2^{ème} groupe, (a) signal (Eas), (b) signal (Ag), (c) signal (Ec), (d) signal (LS)

II.3. Analyse des signaux PCG du 3^{ème} groupe (signaux à souffle important)

De même que les deux groupes précédents, cette analyse va être appliquée sur quatre signaux PCG procédant un souffle important : cas d'une sténose pulmonaire systolique (PS), cas d'une régurgitation aortique (Ar), cas d'une régurgitation de la tricuspide (Tr), cas d'une sténose aortique (As) (Figure. IV.4).



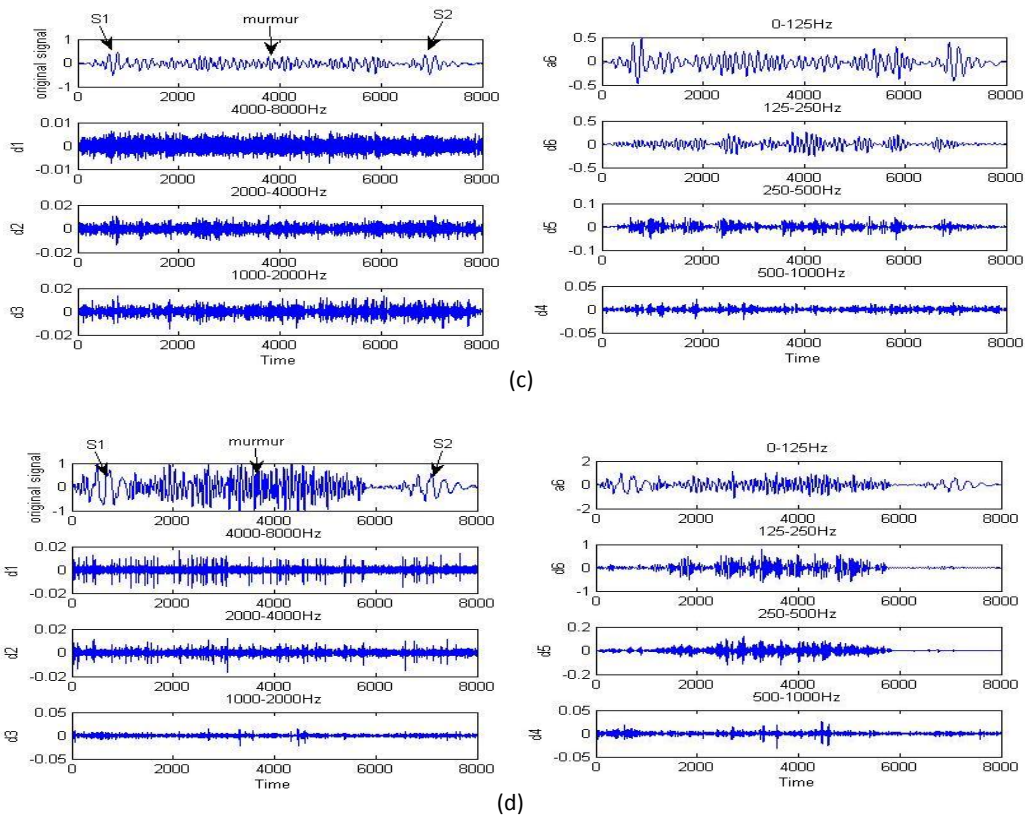


Figure. IV. 4 : Analyse de la T.O.D des signaux PCG du 3^{ème} groupe, (a) signal (PS), (b) signal (Ar), (c) signal (Tr), (d) signal (AS).

II.4. Analyse des signaux PCG à souffle important avec un degré de sévérité pathologique variable et évoluant

Cette analyse va concerner trois cas pathologique :

- La sténose mitrale (Ms).
- La sténose aortique (As).
- La régurgitation mitrale (Mr).

II.4.1. La sténose mitrale

La Figure. IV.5, montre deux cas de sténose mitral à souffle léger et modéré (Ms1 et Ms2) respectivement, les composantes hautes fréquences (HF) qui sont due à une déficience de l'ouverture de la valve mitral, sont visibles an niveau d5 dans la bande : [250-500Hz]. Les détails d1 à d2 présentent les variations haute fréquence (HF) de la ligne de base du signal PCG.

La Figure. IV.6, présente les deux derniers cas à souffle sévère (Ms3 et Ms4) respectivement, de même que pour les deux premiers cas, les composantes HF sont visible sur le niveau d5.

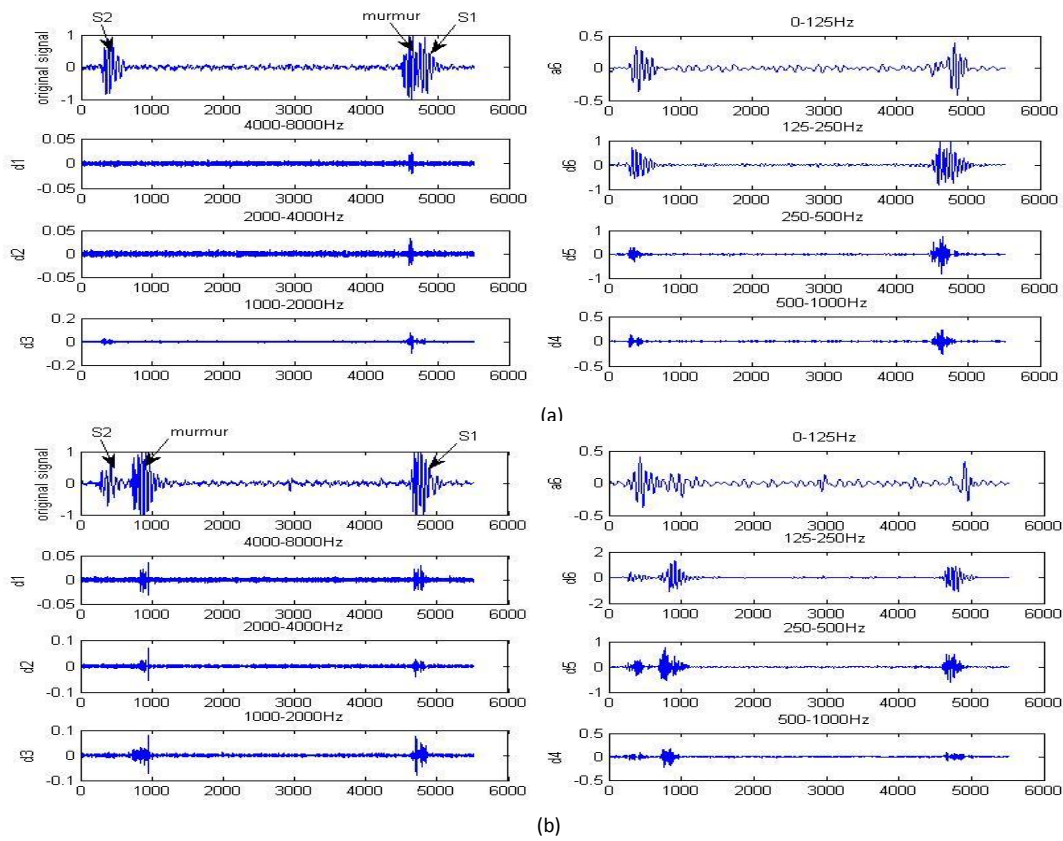


Figure. IV. 5 : Analyse par la T.O.D des signaux MS1 et MS2

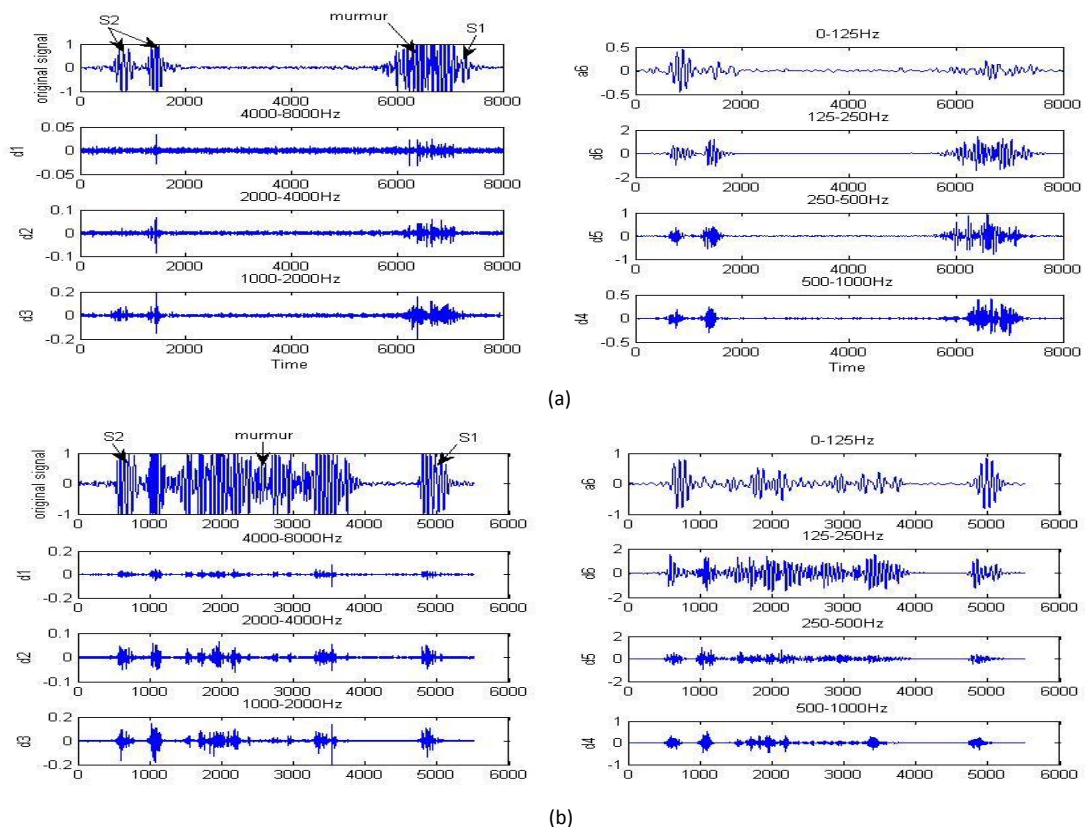


Figure. IV. 6 : Analyse par la T.O.D des signaux MS3 et MS4.

II.4.2. La sténose aortique

La Figure. IV.7, regroupe le résultat de la décomposition T.O.D du (AS1) avec un souffle modéré, les composantes HF apparaissent sur le niveau d6 dans la bande [125-250Hz] pour ce cas.

La Figure. IV.8, présente trois cas avec un souffle sévère (AS2 et AS3 et AS4), les composantes HF sont visibles sur le niveau d5 dans la bande [250-500Hz] pour le 1^{er} cas, sur le niveau d6 dans la bande [125-250Hz] pour le 3^{ème} et 4^{ème} cas.

Pour la majorité des cas les bruits cardiaque ont été affecté par le souffle.

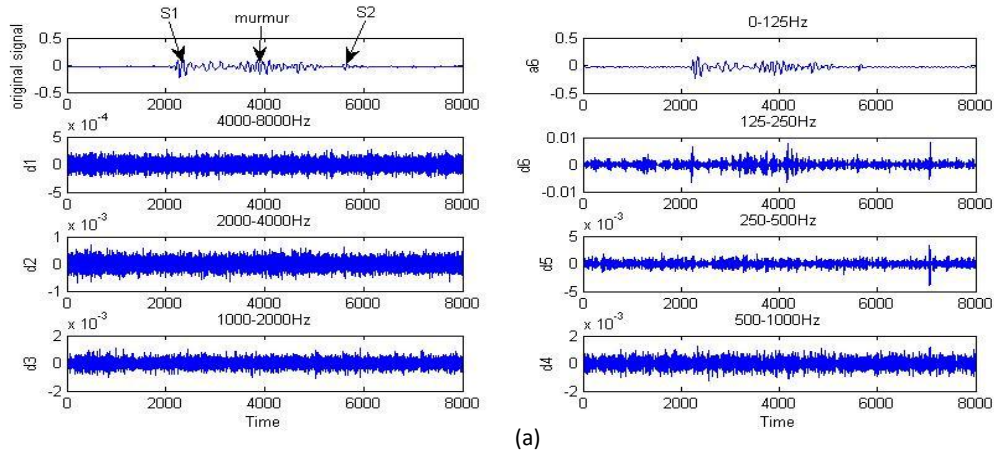
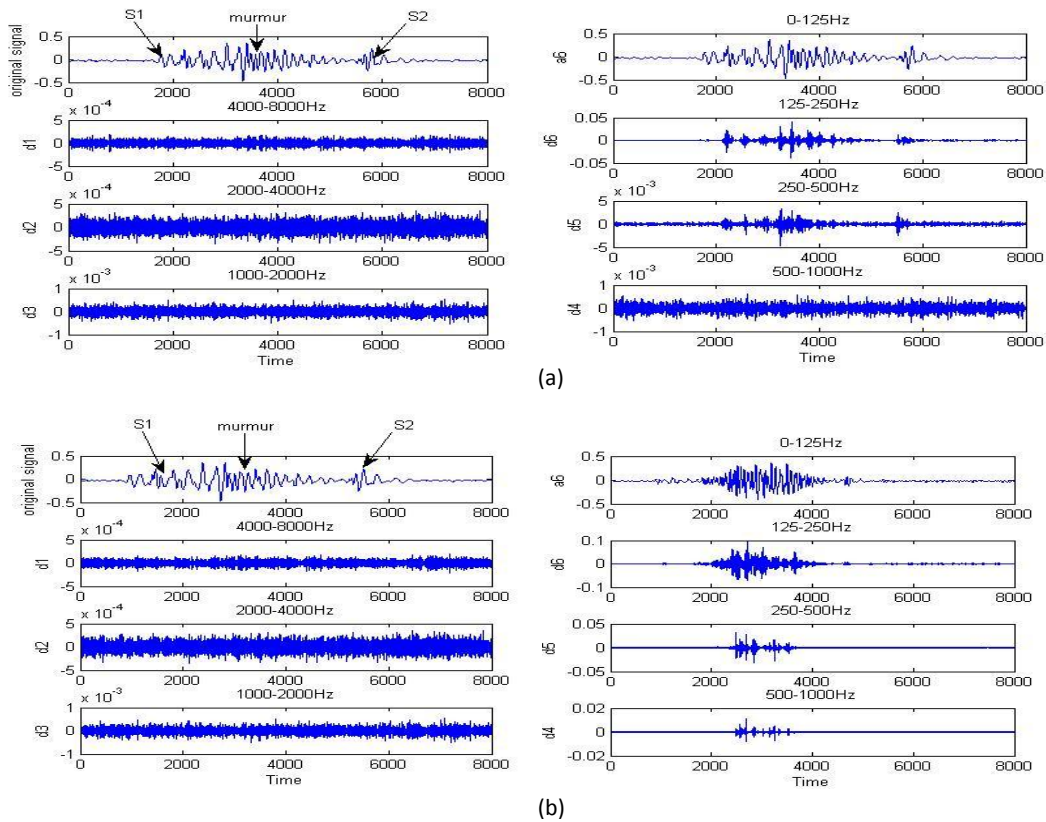


Figure. IV. 7 : Analyse par la T.O.D du signal AS1.



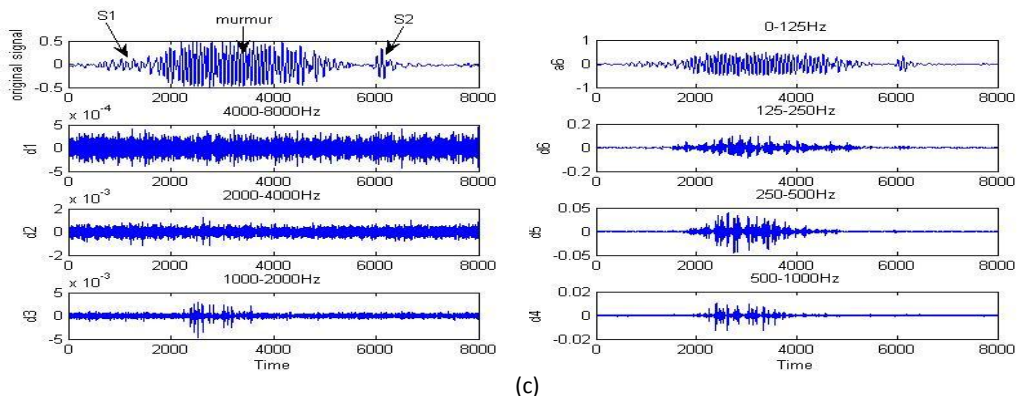


Figure. IV. 8 : Analyse par la T.O.D des signaux AS2, AS3 et AS4.

II.4.3. la régurgitation mitrale

La Figure. IV.9, présente le résultat de la décomposition d'un signal PCG à souffle léger (Mr1) et d'un autre signal (Mr2) toujours avec une sévérité légère, les composantes HF du 1^{er} cas apparaissent sur le niveau d5 [250-500Hz] alors que celui du 2^{ème} apparaissent sur le niveau d6 [125-250Hz].

La Figure. IV.10, regroupe le résultat de deux signaux à souffle modéré et sévère (Mr3 et Mr4), pour ces deux cas les composantes HF sont visibles dans le niveau d6 [125-250Hz].

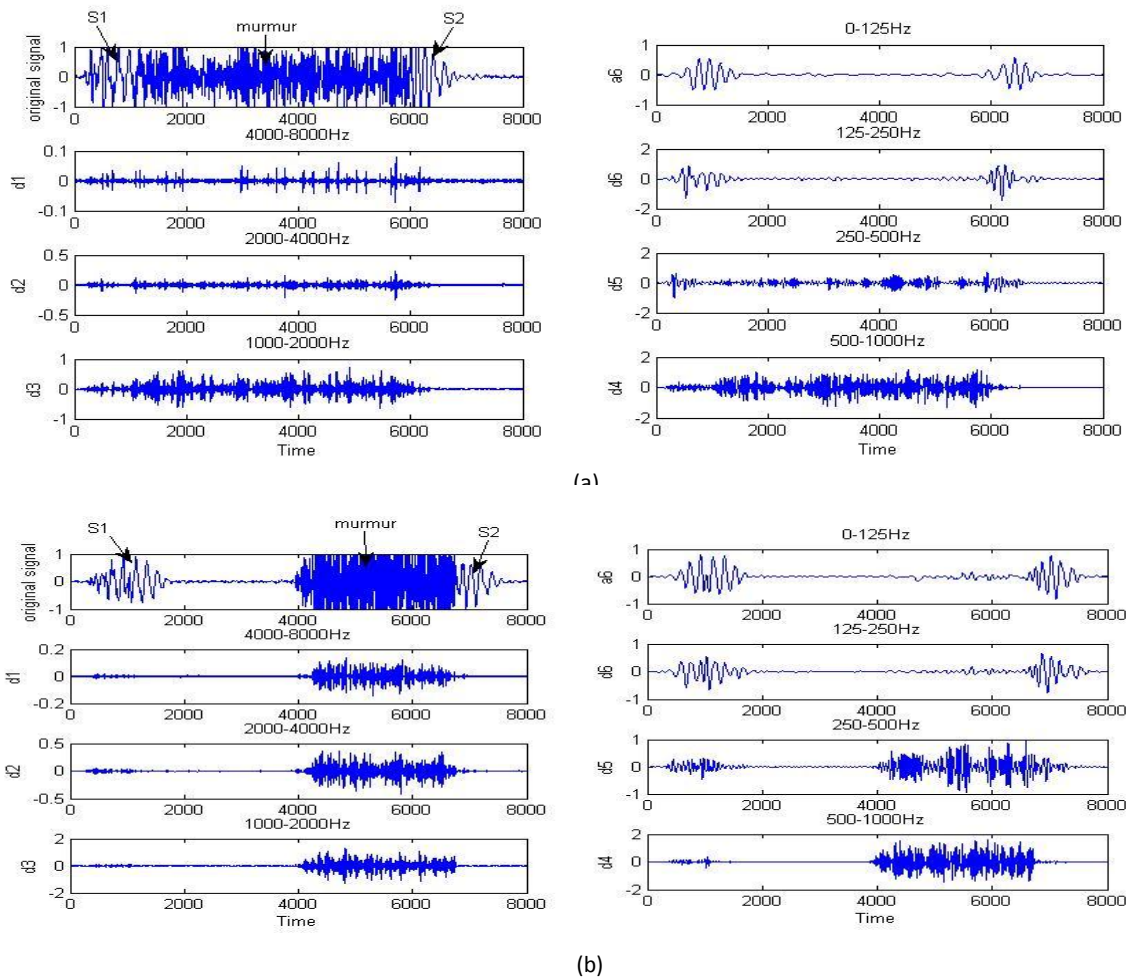
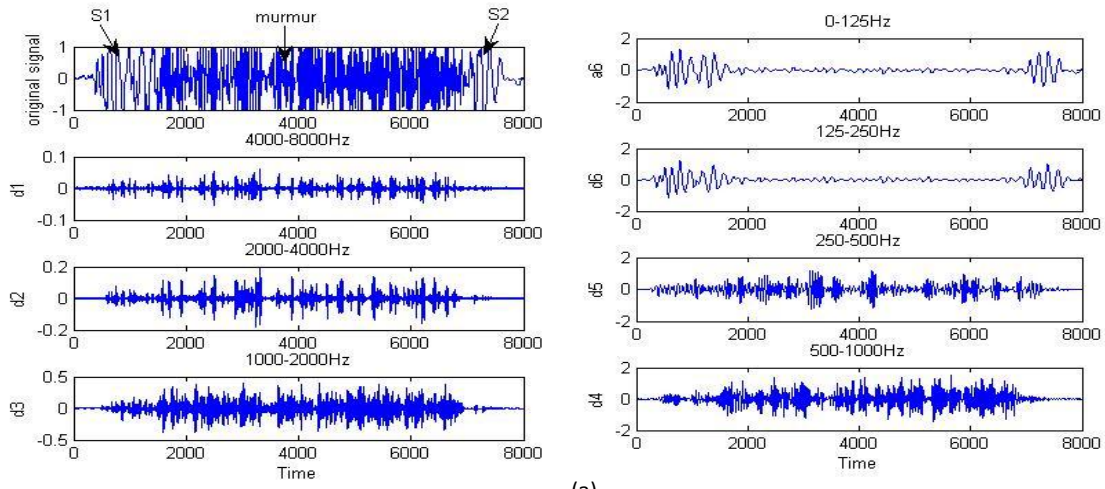
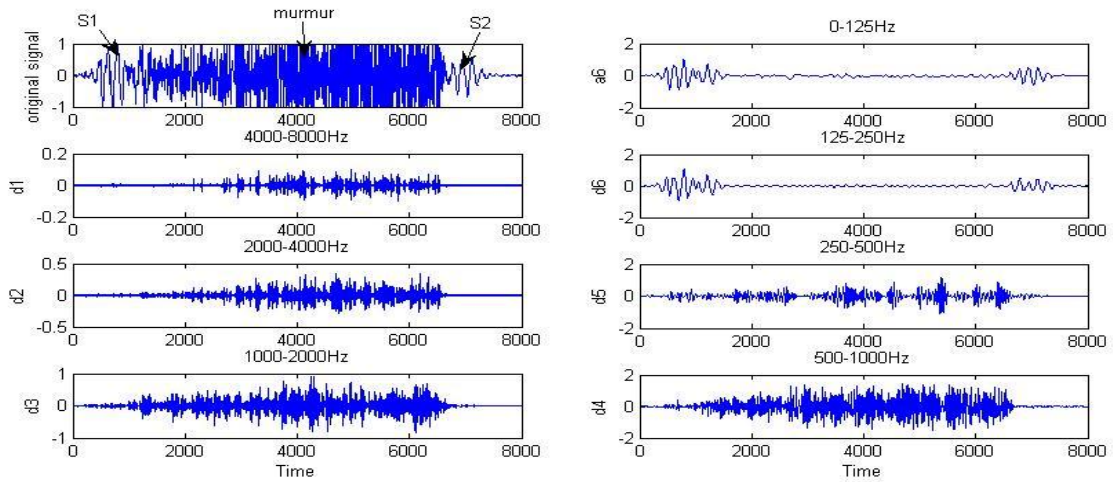


Figure. IV. 9 : Analyse T.O.D du signal Mr1 et Mr2.



(a)



(b)

Figure. IV. 10 : Analyse T.O.D des signaux Mr3et Mr4.

III. Paramètres d'analyse des signaux phono cardiogrammes

III.1. Erreur de reconstruction : ϵ_{ermoy}

Dans certains travaux comme celui de Mrs Debbal et Mrs Bereksi Reguig [20] ainsi que celui de Mme Meziani [16], l'erreur de reconstruction calculée entre le signal original et le signal de synthèse donne des résultats plutôt satisfaisants en ce qui concerne le suivi de l'évolution du degré de sévérité pathologique des signaux PCG. Cette erreur est donnée par l'équation suivante :

$$\epsilon_{ermoy} = \frac{\sum_{i=1}^N |S_0(i) - S_r(i)|}{N} \quad (IV.1)$$

Avec :

N=nombre d'échantillons.

So=signal original.

Sr=Signal de synthèse.

Le signal de synthèse (Sr) est engendré à travers l'application de la transformée en ondelettes discrètes (T.O.D). Le choix de l'ondelette est basé sur la valeur de l'erreur de reconstruction obtenue et donc l'ondelette analysante choisie sera celle qui présentera la valeur la plus faible. A. Henaoui et M. Meziane dans leur projet de fin d'étude intitulé : analyse du signal phono cardiogramme par paquets d'ondelettes [21], ont aussi constaté que le 6ème niveau d'approximation (a6) apparaît comme étant le meilleur niveau pouvant donner une reconstruction exacte du signal original (en respectant les particularités du signal normal : les deux composantes principales du bruit B1 (M1, T1) et celles du bruit B2 (A2 et P2)). [16]

La figure. IV.11.(a et b) ci-dessous, correspondent au résultat de l'application de la T.O.D avec l'ondelette analysante (db7) sur deux différents signaux PCGs (le signal normal (N) et le signal d'une sténose aortique systolique tardive (LAS)).

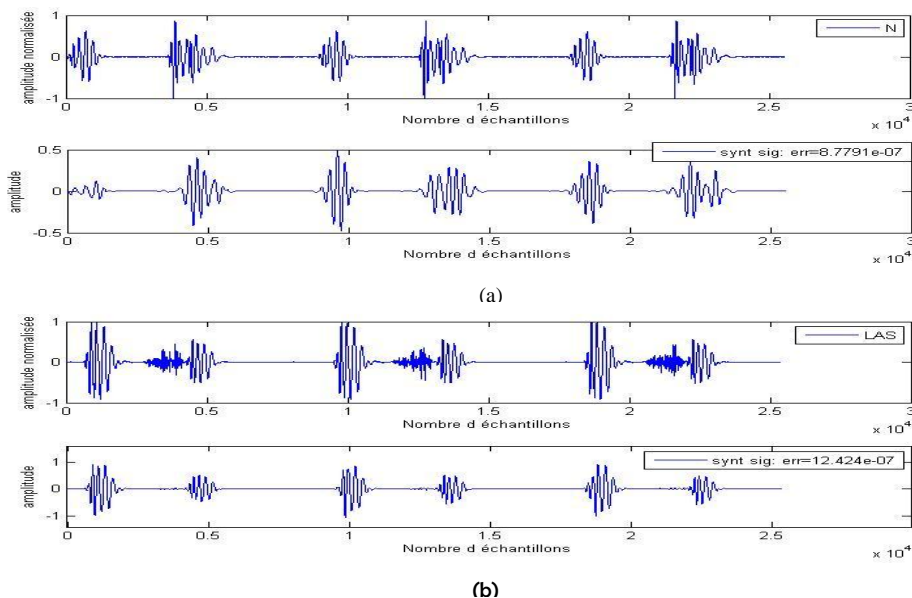


Figure. IV. 21. Analyse multi-résolution des signaux PCGs (N (a), LAS (b)), à l'aide de l'ondelette (db7).

De cette analyse on peut donc montrer la variation de l'erreur conformément au type du signal PCG utilisé (voir le Tableau. IV.1 et la figure. IV.13).

Les signaux PCGs du 1^{er} groupe qui ne comportent ni souffles ni clicks ont des valeurs d'erreur les plus réduites. La figure. IV.13.(a), nous montre que le cas normal (N) a la plus petite erreur de reconstruction qui est proche de celle du cas « IM » mais plutôt différente de celle du cas « COA » . Si on interprète ceci suivant le degré de sévérité pathologique on peut donc dire que l'insuffisance mitrale (IM) est moins sévère que la coarctation aortique (COA) avec la relation (N<IM<Coa).

En ce qui concerne les signaux du deuxième groupe qui se reconnaissent par la présence d'un léger souffle supplémentaire (signaux à click) : Sténose aortique précoce (Eas), Atrial de Gallop (AG), Ejection

Click (EC) et la systole retardée (LS), possèdent des valeurs d'erreurs un peu plus importantes que celles du 1^{er} groupe. Leur sévérité pathologique est corrélée donc à l'importance de leurs erreurs [Tableau. IV.1] (Figure. IV.13.(b)).

A travers ces résultats on peut donc comprendre que ce paramètre est lié à l'importance énergétique du click. [16]

Du côté du 3^{ème} groupe qui englobe les signaux à souffle important. Ces signaux possèdent des erreurs de reconstruction de plus en plus élevée que celle du 1^{er} et 2^{ème} groupe [Tableau. IV.1] (Figure. IV.13. (c)).

L'évolution de l'erreur est corrélée à celle du rapport énergétique (RE) pour le 2^{ème} & 3^{ème} groupe et à celle de l'énergie au carré pour le 1^{er} groupe montrer dans la Figure. IV.12. (abc).

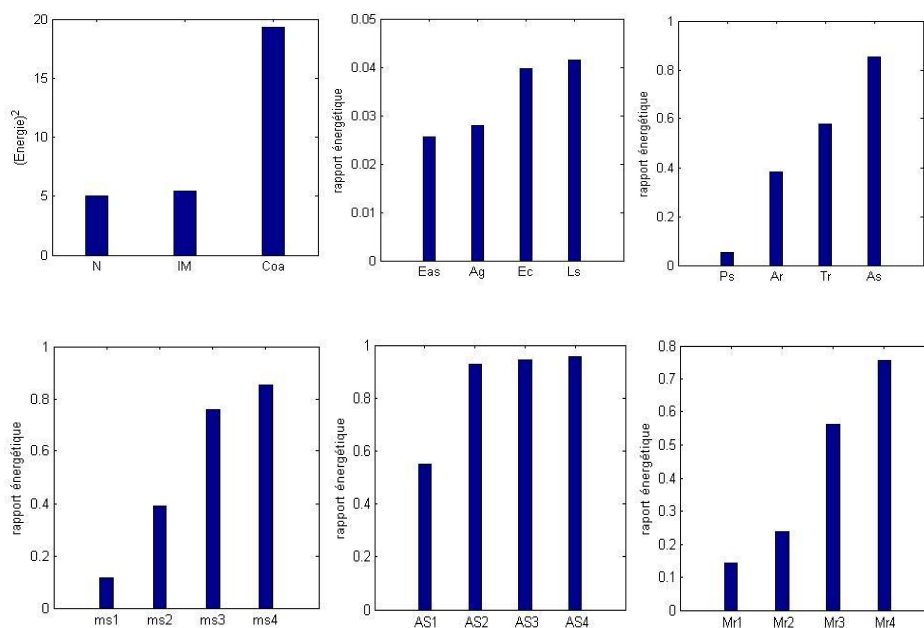


Figure. IV. 13.Variation du rapport énergétique de différents signaux PCGs :

- (a) : signaux ayant une morphologie similaire à celle du 1er groupe : N, IM et CA,
- (b) : signaux à click :Eas, AG, EC, LS,
- (c) : signaux à souffle important : Ps, Ar, Tr, As,
- (d, e, f) : signaux à souffle important avec différent degré de sévérité : Ms, AS, Mr.

Le Tableau ci-dessous [Tableau. IV.2] présente les valeurs d'erreurs d'un autre groupe qui regroupe des signaux PCG avec différent degré de sévérité pour trois pathologies différentes : la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As), la régurgitation mitrale (Mr).

L'importance de ce paramètre dans l'analyse des signaux PCGs et dans le suivi du degré de sévérité pathologique est illustrée par la figure. IV.13. (d, e) puisqu'on peut discerner aisément que le troisième et le quatrième cas de la sténose aortique (AS3, AS4) possèdent une erreur plus élevée par rapport au premier et deuxième cas (AS1, AS2). De même pour la régurgitation mitrale, son premier cas (Mr1) présente la plus petite valeur de l'erreur en comparaison avec les cas restants présentant un souffle très important (Mr2, Mr3,

Mr4), l'ensemble de ces cas révèlent les valeurs d'erreur les plus élevées des signaux PCGs à souffle systolique et diastolique. On peut donc dire que l'évolution de ce paramètre est corrélées le à l'évolution croissante de l'énergie du souffle. [Tableau. IV.2]

La même analyse et mêmes remarques peuvent être faite pour les signaux à souffle diastoliques (Ms), illustrées par la Figure. IV.13. (d), on peut ajouter que les valeurs d'erreur de la sténose mitral varient dans le même domaine de variation de la régurgitation mitrale.

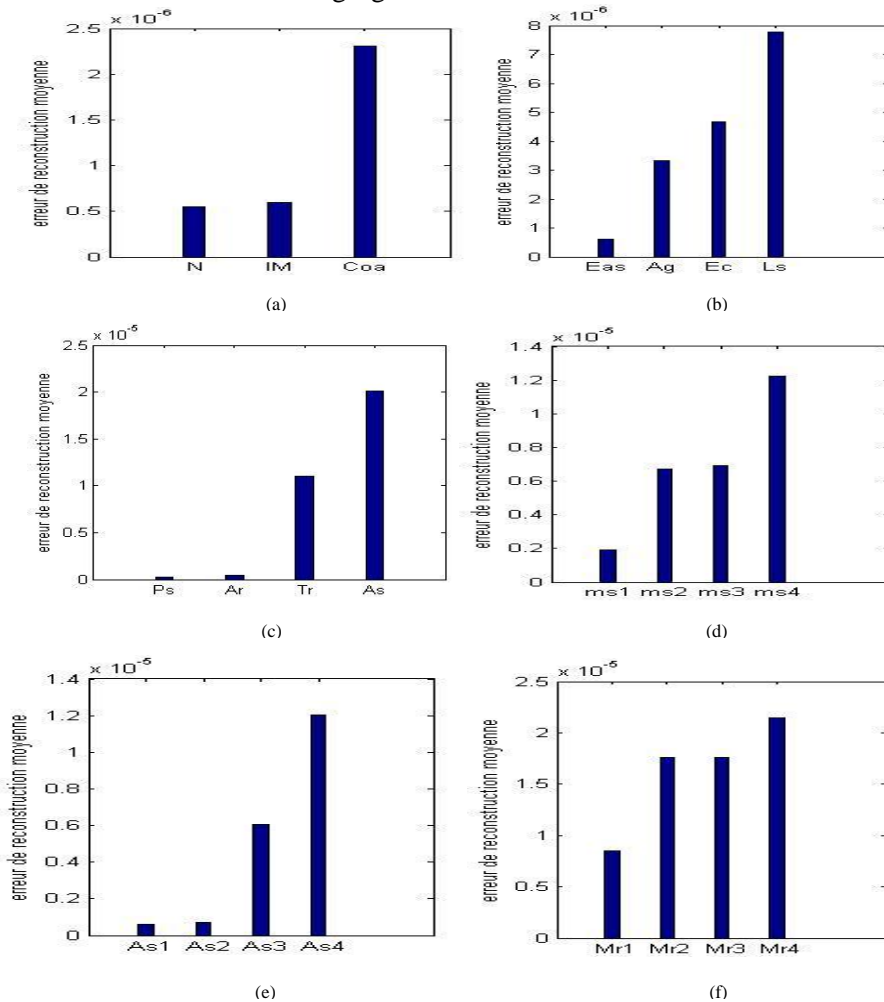


Figure. IV. 13.Variation de l'erreur de reconstruction de différents signaux PCGs, (a) : signaux ayant une morphologie similaire à celle du 1er groupe : N, IM et CA, (b) : signaux à click :Eas, AG, EC, LS, (c) : signaux à souffle important : Ps, Ar, Tr, As, (d,e,f) :signaux à souffle important avec différent degré de sévérité : Ms, AS, Mr.

D'après nos résultats on peut donc conclure que l'erreur de reconstruction est bien un paramètre de classification puisqu'il possède une variation qui est liée à l'importance croissante du souffle et par suite au degré de sévérité au sein de la même pathologie. [16]

III.2. Rapport Approximation-signal : RAS

De même que l'erreur de reconstruction, le 6^{ème} niveau d'approximation (a6) apparaît comme le meilleur niveau qui permet une reconstruction exacte du signal original tout en respectant les particularités du signal normal [16].

Un Rapport Approximation-signal : RAS [22], calculé entre le signal original et le signal de synthèse (a6) peut être utilisé comme un paramètre pertinent valable et fiable pour apprécier le degré de sévérité pathologique. Il est donné par l'équation suivante :

$$RAS = \sum_{i=1}^N \frac{|S_r(i)|}{|S_0(i)|} \quad (IV.2)$$

Avec :

Sr=Signal de synthèse : a6.

So=signal original.

Ce rapport de par sa variation permet de voir que pour un cas normal il est ≈ 1 , et plus on a une augmentation en sévérité plus il diminue. [19]

Dans le but de différencier les divers signaux PCGs étudiés et par suite d'estimer l'évolution de leurs sévérité pathologique, des histogrammes ont été établis (figure. IV.14) et qui montre la variation de l'inverse du Rapport-Approximation-Signal : $\left(\frac{1}{RAS}\right)$ en fonction des différents signaux PCGs présents dans le tableau ci-dessous [Tableau. IV.2] afin d'effectuer une comparaison entre les divers signaux Pcg analysés.

Les signaux PCGs du 1^{er} groupe qui n'ont pas de souffles surajoutés présentent des valeurs de l'inverse du Rapport Approximation-Signal très discriminatives. Le cas N possède la valeur la plus petite (-1) que celle des autres cas. Le cas IM quant à lui possède une valeur supérieure à celle du cas N mais inférieure à celle du cas COA qui a une valeur qui tend vers 6 (Figure.14.a).

De ces résultats on peut dire que plus le signal présente une sévérité accentuée plus l'inverse du rapport prend une valeur importante, et donc le cas IM est moins sévère que le cas Coa.

En second lieu, le 2^{ème} groupe correspondant aux signaux PCG à souffles réduits ou à click présente des valeurs avoisinant le 1 tout en suivant le classement des signaux fait avec le rapport énergétique (Figure. IV.12.b) (Figure. IV.14.b).

En ce qui est du 3^{ème} groupe (signaux PCG à souffle important), présente des valeurs du Rapport Approximation-Signal plus importantes que celle trouvées pour les signaux PCG du 2^{ème} groupe [Tableau. IV.2] (Figure. IV.14. (c)).

La Figure. IV.14. (d, e, f) présente les histogrammes de variation de ce paramètre pour les signaux comportant un souffle important avec différent degré de sévérité.

Les signaux de la régurgitation mitrale (Mr) ont des valeurs de l'inverse du rapport plus important en comparaison avec celles du 1^{er} et 2^{ème} groupe dû à la présence d'un souffle plus énergétique que celui de ces derniers. On peut voir sur le tableau des données [Tableau. IV.2] que les deux derniers cas Mr3 et Mr4 possèdent des valeurs très élevées contrairement au deux premiers cas Mr1 et Mr2 à souffle léger ; de même pour les signaux de la sténose aortique les deux derniers cas AS3 et AS4 ont des valeurs élevées. Ainsi on peut donc déduire que l'augmentation de ce rapport est corrélé à l'importance énergétique du souffle et par suite au degré de sévérité pathologique spécifié par le rapport énergétique (RE) (Figure. IV.12). Une corrélation est donc visible entre l'évolution de la pathologie et celle du rapport concerné ($\frac{1}{RAS}$).

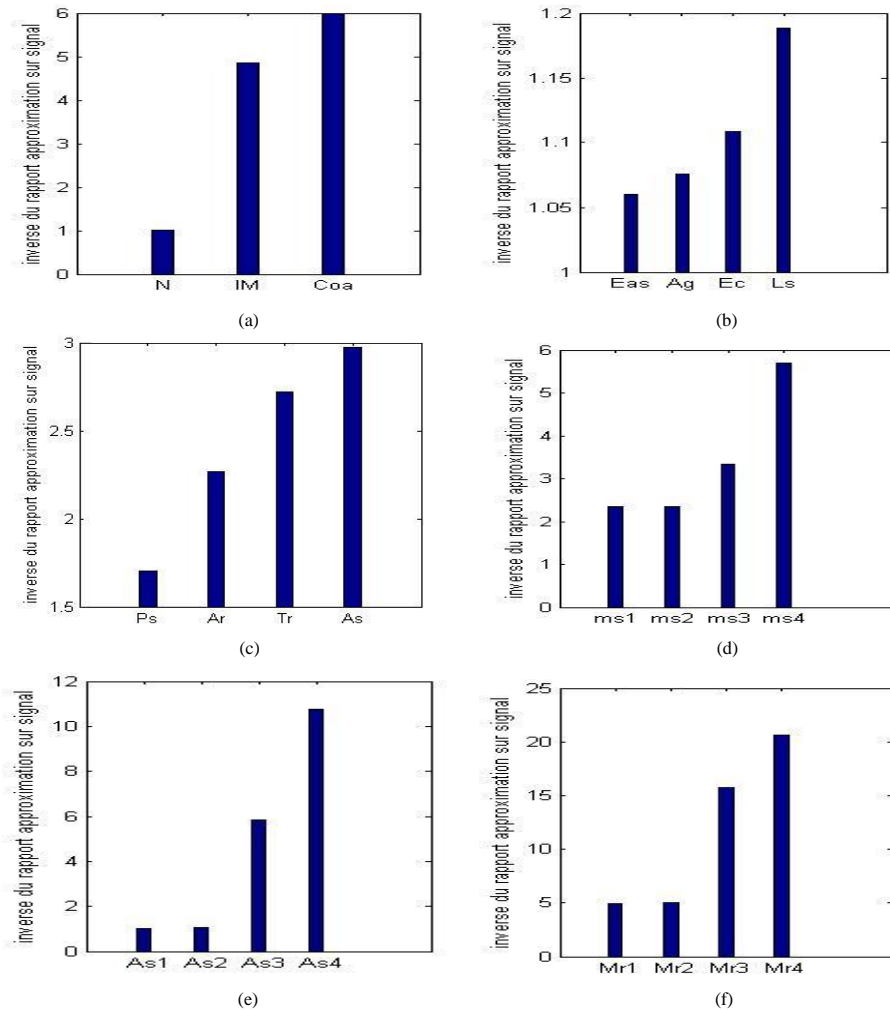


Figure. IV. 14.Variation de l'inverse du Rapport Approximation-Signal, (a) signaux du 1^{er} groupe, (b) signaux du 2^{ème} groupe, (c) signaux de la sténose mitral (MS), (d) signaux de la sténose aortique (AS), (e) signaux de la régurgitation mitral (Mr).

La même analyse et la même remarque peut se faire pour les signaux à souffle diastolique (Ms). D'après ces résultats et l'analyse faite on peut dire que ce paramètre confirme sa capacité dans le suivi de l'évolution du degré de sévérité pathologique établi au préalable par le rapport énergétique (RE) (Figure. IV.12).

Paramètres signaux	Rapport énergétique RE	Erreur de reconstructions ϵ_{ermoy}	Inverse du rapport approximation/signal (1/RAS)
Signaux PCG normaux et morphologiquement similaires			
N	0	5.4840e-07	1.0003
IM	0	6.0088e-07	4.8662
Coa	0	2.3101e-06	5.9916
Signaux PCG à clics			
Eas	0.0255	6.0792e-07	1.0604
Ag	0.0280	3.3214e-06	1.0761
Ac	0.0398	4.6791e-06	1.1085
Ls	0.0414	7.7792e-06	1.1885
Signaux PCG à souffle important			
Ps	0.0533	2.0643e-07	1.7027
Ar	0.3834	4.6612e-07	2.2655
Tr	0.5789	1.1051e-05	2.7233
As	0.8549	2.0115e-05	2.9735

Tableau.IV. 1 : Variation d'erreurs de reconstruction(ϵ_{ermoy}) ,inverse du rapport approximation sur signal (1/RAS) pour différents signaux PCGs.

Paramètres signaux	Rapport énergétique RE	Erreur de reconstructions ϵ_{ermoy}	Inverse du rapport approximation/signal (1/RAS)
Signaux avec souffle diastolique			
Sténose Mitral			
Ms1	0.1153	1.9107e-06	2.3381
Ms2	0.3905	6.7401e-06	2.3408
Ms3	0.7586	6.9183e-06	3.3445
Ms4	0.8530	1.2247e-05	5.7037
Signaux avec souffle systolique			
Sténose Aortique			
As1	0.5513	5.9372e-07	1.0012
As2	0.9291	7.2083e-07	1.0442
As3	0.9423	6.0385e-06	5.8264
As4	0.9549	1.2054e-05	10.7456
Régurgitation Mitral			
Mr1	0.1436	8.4759e-06	4.9092
Mr2	0.2361	1.7578e-05	4.9875
Mr3	0.5633	1.7608e-05	15.7732
Mr4	0.7556	2.1507e-05	20.6589

Tableau.IV. 2 : Variation d'erreurs de reconstruction(ϵ_{ermoy}) ,inverse du rapport approximation sur signal (1/RAS) pour différents signaux PCGs avec divers degré de sévérité.

IV. Récapitulation des paramètres d'analyse obtenus

Les tableaux ci-dessous fournissent des informations supplémentaires sur les paramètres obtenus :

Le tableau [Tableau.IV.3] concerne la 1^{er} partie du travail qui est l'étude de discrimination pathologique sur des signaux PCG classés en trois groupes distincts.

C : Corrélé NC : Non Corrélé

		T.O.D	
signaux	Paramètres	Emoy	1/RAS
	Signaux PCG normaux et similaire morphologiquement		
	N	C	C
	IM	C	C
	COA	C	C
Signaux PCG à CLICK			
	Eas	C	C
	AG	C	C
	EC	C	C
	LS	C	C
Signaux PCG à souffle important			
	PS	C	C
	AR	C	C
	TR	C	C
	AS	C	C

Tableau.IV. 3 : Paramètre d'emoy et le 1/RAS pour les trois groupes de signaux PCG

Le tableau [Tableau.IV.4] est propre à la 2^{ème} étape et qui va concerner les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable :

Paramètre signaux		T.O.D	
		εermoy	1/RAS
Signaux PCG avec un souffle diastolique (Ms)			
Ms1		C	C
Ms2		C	C
Ms3		C	C
Ms4		C	C
Signaux PCG avec un souffle systolique (AS et Mr)			
As1		C	C
As2		C	C
As3		C	C
As4		C	C
Mr1		C	C
Mr2		C	C
Mr3		C	C
Mr4		C	C

Tableau.IV. 4 : Paramètre d'emoy et le 1/RAS pour les signaux PCG des trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable

V. Conclusion

Nous avons pu établir et vérifier au niveau de ce chapitre deux paramètres d'analyse des signaux phono cardiogramme (PCG) très pertinents et susceptibles d'être corrélés à l'évolution et à la variation des pathologies cardiaques. Ces paramètres sont l'erreur de reconstruction (ϵ_{ermoy}) et le rapport approximation-signal ($\frac{1}{RAS}$). Les résultats obtenus par le biais de ces deux paramètres ont été confrontés à ceux d'un paramètre préétabli par des travaux de recherche reconnus à savoir le rapport énergétique (RE). La corrélation entre ces trois paramètres a été des plus satisfaisants.

IV. References

- [1] : S.Mallat and S.Zhong. Characterisation of signals from multiscale edges, IEEE Trans. Pattern Recognit. Machine Intell PAMI, 14(7), pp 711-733, 1992.
- [2] : P.Abry, Ondelettes et turbulences, Diderot Editeur, Arts et sciences, Paris, 1997.
- [3] : O. Lemoine. Détection de signaux non stationnaires par représentation temps fréquence, Thèse de doctorat à l'université de Nice-Sophia Antipolis, 1995.
- [4] : M. Karrakchou and M .Kunt. Multiscale analysis for singularity detection in pulmonary microvascular pressure transients, Annals of biomedical engineering, 23, pp 562-573, 1995.
- [5] : C. Li, C.Zheng and C.Tai. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms, IEEE Trans. BME, 42(1), pp 21-29, 1995.
- [6] : L.Senhadji, J.J.Bellanger and G.Carrault. Détection temps échelle d'événements Paroxystiques inter critiques en électroencéphalogramme, Traitement du Signal, 12(4), pp 357-371, 1995.
- [7] : G.Carrault, J.J.Bellanger and J.M.Badier. Segmentation vectorielle des signaux EEG, Proc. XIV èmeco colloque GRETSI, pp. 767-770, Juan-Les-Pins, France, 1993.
- [8] : B. Natwong, P. Sooraksa, C. Pintavirooj, S. Bunluechokchai, and W.Ussawawongaraya. Wavelet Entropy Analysis of the High Resolution ECG," ICIEA the 1st IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, May2006.
- [9] : A. K. Abbas and R. Bassam, Phonocardiography Signal Processing, Morgan and Claypool, 2009.
- [10] : K. P.Soman and K. I. Ramachandran. Insight into wavelets: From Theory to Practice. Printics-Hall, pp 15-72, 2004.
- [11] : S.M. Debbal, and F.Bereksi-Reguig. Pathological recognition of difference between phonocardiogram signals of similarly morphology using the wavelet transform. Biomedical Soft Computing and Human Sciences, 13, pp 97–102, 2008
- [12] : M. L. Mekhalfi. Analyse Des Signaux PCG Par L.usage De la C.W.T et De la D.W.T, these de magister, Universite de Batna, pp39-60, 2012.
- [13] : L. Hamza. Cherif. Analyse des signaux phono cardiogrammes par application de la transformée en ondelettes discrète et paquets d'ondelettes, Thèse de magister de l'université de Tlemcen, 2007.
- [14] : S.M Debbal and F. Bereksi-Reguig. Second cardiac sound : analysis techniques and performance comparison; Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB); ISSN : 0219-5194; 5 (3), September2005.
- [15] : A.Henaoui and M.Mezian. Analyse du signal phono cardiogramme par ondelettes, département d'électronique, faculté de la science de l'ingénieur, PFE, université de Tlemcen, 2006.

- [16] : Meziani Fadia, Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes, pp 64-67, Thèse de doctorat, université de Tlemcen 2013.
- [17] : T .Omari. Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques, thèse de magister, Université de Tlemcen, pp 51, 2009.
- [18] : F. Meziani, S. M. Debbal, and A. Atbi. Analysis of phonocardiogram signals using wavelet transform, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 36(5-6): pp 283-302, 2012.
- [19] : F. Meziani, S. M. Debbal, and A. Atbi. Analyse du Degré de Sévérité Pathologique de La sténose aortiques(AS) par Application de La transformée en Ondelettes Continue (T.O.C), a l'occasion de : International Conférence on Multi Media Information Processing : CMIP'2012, Mascara, Algérie, 09-10 April 2012.
- [20] : S.M Debbal and F. Bereksi-Regui. Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phono cardiogrammes en fonction des souffles surajoutés, *Afrique SCIENCE*, 1813-548X ; 01(1), pp 1-13, octobre2004.
- [21] : A.Henaoui and M.Mezian. Analyse du signal phono cardiogramme par ondelettes, département d'électronique, faculté de la science de l'ingénieur, PFE, université de Tlemcen, 2006.
- [22] : J.-F. Bercher. Signaux aléatoires : Propriétés énergétiques des signaux aléatoires stationnaires de puissance moyenne finie. Thèse de doctorat. École supérieure d'ingénieurs en électrotechnique et électronique, version 0.8. pp13 , novembre 2001.

Chapitre.V

Chapitre V

Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par application de l'analyse spectrale d'ordre supérieur (HOS) : Analyse Bi-spectrale

VI. Introduction

Face aux limites des autres techniques d'analyse spectrale et spectro-temporelle étudiées dans les chapitres précédents, que ce soit l'incapacité de la FFT à fournir des informations sur l'évolution temporelle des fréquences du signal (vu qu'elle est plus performante sur des signaux statistiquement stationnaires [1][2]), ou de la STFT qui est limitée par le principe d'incertitude de HEISENBERG vu que la largeur de la fenêtre reste fixe le long du signal ce qui rend impossible le réglage de la finesse de l'analyse en temps ou en fréquence indépendamment l'une de l'autre [3], ainsi que de la transformée en ondelette discrète (TOD) qui n'est utilisée efficacement que dans les cas de filtrages, c'est donc afin de remédier à toutes ces limites que la technique d'analyse bispectrale a vu le jour. L'analyse Bi-spectrale (HOS : higher order statistics spectra) est une méthode de traitement du signal qui établit la relation entre les composantes fréquentielles du signal et étudie la synchronisation au sein des signaux. A la différence de l'analyse spectrale de puissance, par exemple, qui ne quantifie que la distribution de puissance en fonction de la fréquence, en ignorant les informations de phase [4], l'analyse bispectrale est la seule technique spectrale parmi toutes les autres techniques utilisées dans ce travail qui prend en compte l'informationphasique du signal analysé. L'analyse bispectrale examine la relation entre les sinusoides à deux fréquences primaires, f_1 , f_2 et une composante de modulation à la fréquence $f_1 + f_2$. Cet ensemble de trois composantes de fréquence est connu sous le nom de triplet (f_1 , f_2 et $f_1 + f_2$). Pour chaque triplet, le bispectre, $B(f_1, f_2)$, une quantité intégrant à la fois des informations de phase et de puissance peut être calculée. Le bispectre peut être décomposé pour extraire d'autres paramètres pour séparer les informations de phase, et pour estimer la fonction de bicohérence. [5].

Dans ce chapitre on va réaliser une analyse du degré de sévérité pathologique de nos signaux PCGs avec le calcul de quelques paramètres obtenus à partir de l'application de la H.O.S (bispectrale) tels que :

- Les entropies (1, 2, 3)
- Les moments d'ordre 1, 2, 3, 4, 5

Et d'autres qu'on va citer au cours de ce chapitre.

Le choix de ces paramètres est basé sur le fait qu'ils permettent une différenciation entre le degré de sévérité au sein de la même pathologie et cela a été confirmé avec la comparaison des résultats trouvés pour ces paramètres avec celles du rapport énergétique RE ainsi qu'une différenciation entre les trois groupes de manière général [6].

La T.O.D est appliquée sur les mêmes trois groupes des signaux PCGs utilisés dans les chapitres précédents [CHAP III & CHAP IV] :

- 1^{er} groupe : Les signaux PCG ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal.
- 2^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle réduit (click).
- 3^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle important.

VII. Paramètres d'analyse des signaux phono cardiogrammes

L'analyse par la méthode bi-spectrale est l'étude des interactions non linéaires [7-10]. Elle est définie comme la transformée de Fourier du troisième cumulant. Considérant que la transformée de Fourier du cumulant du second ordre (la fonction d'auto-corrélation) est connue par la densité spectrale de puissance (PSD). Le bi-spectral est défini par l'équation

$$B(f_1, f_2) = E[X(f_1)X(f_2)X^*(f_1 + f_2)] \quad (V.1)$$

Où $X(f)$ est la transformée de Fourier discrète (DFT) de $x(nT)$.

$X^*(nT)$ est le conjugué de $x(nT)$

$E[.]$: Est l'opérateur de l'espérance mathématique.

Puisque la fonction de corrélation est une fonction paire et que son FT donne un spectre de symétrie (c'est-à-dire que le spectre se répète deux fois "effet miroir"), nous constatons que le bi-spectre qui représente le FT de la fonction de tri-corrélation, se répète quatre fois. Il suffit donc de calculer le spectre des fréquences qui se situe dans la région non redondante Ω comme cela est illustré sur la figure 5.1. [11].

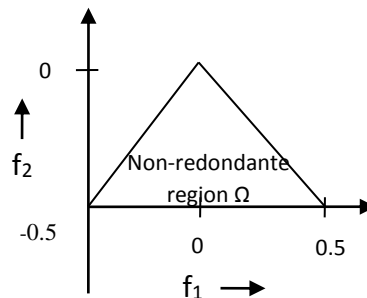


Figure. V. 1 : La région non redondante pour le calcul des fréquences bi-spectrales

Avant d'entamer avec le calcul des paramètres propres à l'analyse bispectrale on a calculé le paramètre d'asymétrie et le coefficient d'aplatissement afin d'avoir une idée sur la forme du signal.

II.1. Paramètres de forme

II.1.1. Coefficient d'aplatissement (Kurtosis)

Le coefficient d'aplatissement (K , kurtosis en anglais) évalue la dispersion des valeurs "extrêmes" par référence à la loi normale. Pour le kurtosis, la règle générale est que si le nombre est supérieur à « +1 », la distribution est trop élevée. De même, un kurtosis inférieur à « -1 » indique une distribution trop plate

Le kurtosis d'une distribution est défini comme suit :

$$k = \frac{E(x - \mu)^4}{\sigma^4} \quad (V.2)$$

Où μ est la moyenne de x , σ est l'écart-type de x et $E(t)$ l'espérance mathématique.

II.1.2. Paramètre d'asymétrie (Skewness)

Skewness est un paramètre qui traduit l'asymétrie des données autour de la moyenne de l'échantillon. Une règle générale pour l'asymétrie est que si le nombre est supérieur à « +1 » ou inférieur à « -1 », cela indique une distribution asymétrique.

L'asymétrie d'une distribution est définie comme :

$$s = \frac{E(x - \mu)^3}{\sigma^3} \quad (V.3)$$

où μ est la moyenne de x , σ est l'écart-type de x et $E(t)$ l'espérance mathématique

Les distributions présentant une asymétrie et / ou une kurtose qui dépassent ces recommandations sont considérées comme anormales.[12]

Le tableau ci-dessous comprend l'ensemble des résultats concernant les deux paramètres précités soit pour un cycle cardiaque ou bien le souffle uniquement.

Paramètres signaux	Kurtosis (1 cycle)	Skewness (1 cycle)	Kurtosis (souffle uniquement)	Skewness (souffle uniquement)
Signaux Pcg avec souffle diastolique				
Sténose mitral				
Ms1	16.5962	0.0871	16.5962	0.0871
Ms2	17.7906	-0.0349	6.2009	-0.5850
Ms3	3.9940	-0.0026	4.9791	-0.0480
Ms4	8.1614	0.0147	2.4039	0.0117
Signaux Pcg avec souffle systolique				
Sténose aortique				
As1	17.5753	-0.3110	5.5274	0.0190
As2	11.5381	0.1260	2.6411	0.0725
As3	8.8094	0.0417	3.0068	-0.3594
As4	8.1412	0.0994	4.1040	0.0976
Régurgitation mitral				
Mr1	4.7265	0.0072	2.4881	-8.4308e-05
Mr2	3.7565	0.0061	1.9231	0.0319
Mr3	5.4238	-0.0506	1.8930	0.0280
Mr4	3.6276	-0.0189	1.5750	0.0311

Tableau.V. 1 : Valeurs du coefficient d'aplatissement et d'asymétrie pour le signal complet ou bien le souffle uniquement pour la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As) et la régurgitation mitrale (Mr).

Les valeurs du kurtosis qu'on a obtenues des trois pathologies cardiaques et pour tout le signal n'évoluent pas suivant l'évolution du degré de sévérité de la pathologie.

En ce qui concerne les valeurs du kurtosis obtenues pour les divers souffles systoliques et diastoliques des différentes pathologies, on remarque que plus le souffle devient important plus le kurtosis prend des valeurs petites tout en restant supérieur à +1 et donc en gardant une distribution trop élevée surtout pour les degrés de sévérité les plus faibles ce qui nous pousse à dire que le coefficient d'aplatissement (kurtosis) est un paramètre caractérisant l'évolution du degré de sévérité au sein de la même pathologie.

Il est à noter aussi que la pathologie sténose mitrale (Ms) qui présente un souffle diastolique a un domaine de variation des valeurs de kurtosis supérieur à celui des pathologies présentant un souffle systolique comme la sténose aortique (AS) et la régurgitation mitral (Mr) et donc celle-ci est plus sévère que les deux derniers, ce qui nous permet de faire un classement entre ces trois pathologies selon leur domaine de variation (figure.V.2) du plus sévère au moins sévère (Ms>AS>Mr).

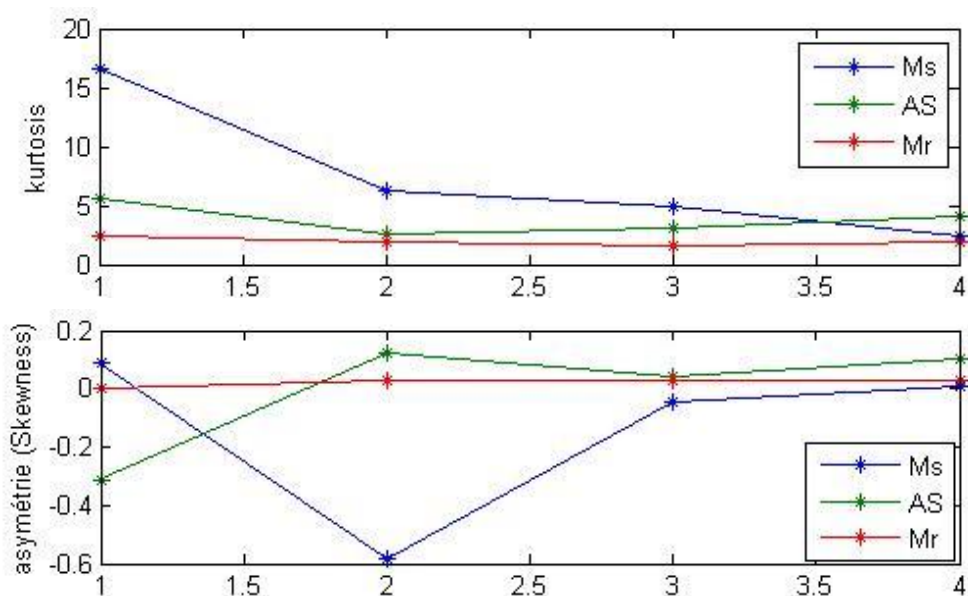


Figure. V. 2 : tracés des paramètres kurtosis et skewness du souffle

Dans le même contexte, les valeurs de l'asymétrie des données (Skewness) obtenues ne nous donne aucun résultat vu que les valeurs ne sont ni supérieures à +1 ni inférieures à -1 et donc on ne pas dire qu'on a une distribution asymétrique et cela pour les trois pathologies quel que soit le type et la forme du souffle.

L'information qu'on pourra utiliser par le biais de ces deux paramètres et rentabiliser c'est les différentes zones pour chaque pathologie. Donc on obtient une zone de variation pour chaque pathologie cardiaque étudiée.

II.2. Paramètres propre à l'analyse Bispectrale

L'analyse bi-spectrale nous permet d'extraire certains paramètres, tels que l'amplitude moyenne, l'entropie bi-spectrale standard, l'entropie carrée bi-spectrale standard, l'entropie cubique bi-spectrale

standard, l'entropie de phase, et le centre pondéré du bi-spectre, qui nous renseigne sur la distribution et la dispersion du signal.

La figure.V.3 montre des exemples de régions non-redondantes du bispectre pour quelques signaux PCG étudiés sur lesquelles on applique notre algorithme de calcul.

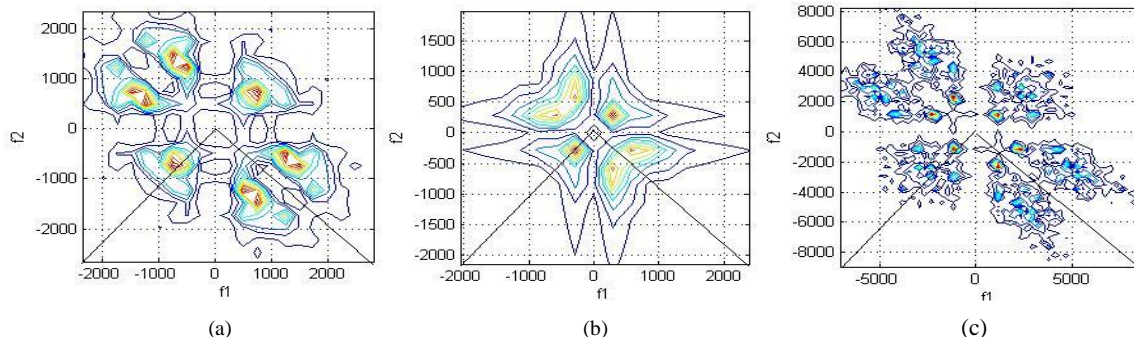


Figure. V. 3 : L'emplacement de la région non-redondante dans : (a) signal PCG de la coarctation aortique (Coa), (b) signal PCG de l'Ejection Click (EC), (c) signal PCG de la sténose aortique (AS).

II.2.1. L'amplitude moyenne (AmpMoy)

L'amplitude moyenne du bispectre peut être utilisée pour la discrimination entre des spectres de puissance similaires. Il est défini par :

$$\text{ampmoy} = \frac{1}{L} \sum_{\Omega} |B(f_1, f_2)| \quad (\text{v.4})$$

Avec L : le nombre de spectre.

II.2.2. L'entropie bispectrale normalisée (ent1)

Afin de mesurer l'irrégularité du spectre fréquentiel d'un signal stochastique, tels que le signal PCG, il y'a un certain nombre de techniques analytiques et de concepts qui lui sont directement dédiés.

Un tel concept est l'entropie qui est lié à la quantité de « désordre » dans le système. Pour la théorie de l'information, l'entropie a été définie la première fois par Shannon et tisserand en 1949, et davantage d'appliquer à un spectre de puissance d'un signal par Johnson et Rivage en 1984 [13]. L'entropie décrit l'irrégularité, la complexité, ou les caractéristiques d'imprévisibilité d'un signal.

L'entropie normalisée est définie par la formule suivante :

$$P_1 = - \sum_n p_n \log p_n \quad (\text{V.5})$$

Avec :

$$P_n = \frac{|B(f_1, f_2)|}{\sum_n |B(f_1, f_2)|} \quad (V.6)$$

II.2.3. L'entropie carrée bispectrale normalisée (ent2)

L'entropie carrée bispectrale normalisée P2 est définie par :

$$P_2 = - \sum_n p_n \log p_n \quad (V.7)$$

Avec :

$$P_n = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{\sum_n |B(f_1, f_2)|^2} \quad (V.8)$$

II.2.4. L'entropie cubique bispectrale normalisée (ent3)

$$P_3 = - \sum_n p_n \log p_n \quad (V.9)$$

Avec :

$$P_n = \frac{|B(f_1, f_2)|^3}{\sum_n |B(f_1, f_2)|^3} \quad (V.10)$$

La normalisation dans les équations ci-dessus, montre que l'entropie est calculée pour un paramètre qui se situe entre 0 et 1 et donc les entropies (P_1, P_2 et P_3) sont également calculées entre 0 et 1. Les valeurs de P_2 et P_3 fournissent une information sur le degré de la variabilité [11].

II.2.5. L'entropie de Phase (entPh)

$$P_e = \sum_n p(\Psi_n) \log p(\Psi_n) \quad (V.11)$$

Avec:

$$\Omega = \{(f_1, f_2) | f_1, f_2, \text{ dans la région de la figure.V.1}\}$$

$$\Psi_n = \left\{ \phi \left| -\pi + \frac{2\pi n}{N} \leq \phi < -\pi + \frac{2\pi(n+1)}{N}, \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \right. \right\} \quad (\text{V.12})$$

$$p(\Psi_n) = \frac{1}{L} \sum_{\Omega} \mathbf{1}(\varphi(B(f_1, f_2)) \in \Psi_n) \quad (\text{V.13})$$

L : est le nombre d'échantillons dans la région Ω illustrée sur la figure.V.2.

Φ : phase du bispectre.

$\mathbf{1}(\varphi(B(f_1, f_2)) \in \Psi_n)$ = une fonction indicatrice.

L'entropie de phase est de zéro pour un processus harmonique, parfaitement périodique et prévisible. Comme le processus devient plus aléatoire, l'entropie augmente. Contrairement à la phase de Fourier, la phase bispectrale ne varie pas avec un décalage dans le temps [14].

Les tableaux 2,3et4 regroupent les résultats des paramètres trouvés par l'application de l'analyse bispectrale sur les trois groupes des signaux PCG, ces derniers nous montrent que les entropies d'ordre 1 & 3 (ent1 & ent3) suivent l'évolution de la sévérité des signaux PCG pour les trois groupes. Le 1^{er} groupe prend les valeurs les plus importantes alors que le 3^{ème} groupe prend les moins importantes, C'est un résultat tout à fait logique puisque l'entropie définit les paramètres qui représentent l'irrégularité du signal ou la quantité de changements des informations contenues ou fournies par un signal. Donc dans ce cas l'entropie du groupe 1 est la plus élevée car le signal ne contient que les bruits (B1 et B2) qui ont une amplitude élevée par rapport à la ligne de base, pendant ce temps, le groupe 2 a une valeur moyenne et cela parce que les changements de les sons sont supérieurs aux clics, de même pour le groupe 3 il contient des souffles avec la plus grande amplitude par rapport aux deux autres groupes et de cette façon il a pris la valeur la plus faible entre les trois groupes. Alors que l'entropie d'ordre 2 n'a pas donnée un résultat satisfaisant [6](voir Annexe).

Pareil que les chapitres précédents, l'analyse bispectrale est appliquée sur différents signaux avec divers degré de sévérité (Ms, AS, Mr), les même paramètres sont calculés pour ces signaux aussi et leurs résultats sont comparés avec le rapport énergétique RE puisqu'il est déjà connu comme étant un paramètre fiable qui suit l'évolution du degré de sévérité pathologique.

On remarque dans le tableau ci-dessous [Tableau.V.2] que l'entropie d'ordre 1 suit l'évolution du degré de sévérité pour les trois pathologies cardiaques (Ms, AS, Mr) (Figure.V.4). L'importance du souffle est reflétée à travers les valeurs obtenues pour les signaux avec le degré de sévérité le plus haut, par exemple, les signaux AS3 et AS4 connaissent une baisse dramatique de l'ent1 par rapport aux signaux AS1 et AS2.

Il existe aussi des paramètres qui donnent des résultats satisfaisant pour certaines pathologies et non pour d'autres comme l'amplitude moyenne (ampmoy) qui suit le degré de sévérité pour la sténose mitrale

(Ms) et la régurgitation mitrale (Mr) seulement, ou bien les entropies d'ordre 2 et 3 qui donne un résultat pour l'(As) et non pas pour les autres [Tableau.V.2].

Paramètres Signal	Entropie d'ordre 1	Entropie d'ordre2	Entropie d'ordre3	Amplitude moyenne
Signaux PCG avec souffle diastolique				
Sténose mitra				
Ms1	0.3773	0.1452	0.1036	0.6136
Ms2	0.3244	0.1101	0.0398	2.0889
Ms3	0.2912	0.1844	0.1493	2.1882
Ms4	0.2383	0.0546	0.0192	29.9470
Signaux PCG avec souffle systolique				
Sténose aortique				
As1	0.4134	0.0924	0.0374	0.0035
As2	0.2657	0.0243	0.0035	0.0233
As3	0.0990	0.0125	0.0022	1.8660e-04
As4	0.0770	0.0030	1.5809e-04	3.2196e-04
Régurgitation mitral				
Mr1	0.3986	0.2189	0.1495	0.0796
Mr2	0.3437	0.1566	0.1267	0.1361
Mr3	0.3025	0.1105	0.0777	1.8700
Mr4	0.2297	0.1557	0.1221	24.748

Tableau.V. 2 : Résultats de l'ent1, ent2, ent3, et l'AmpMoy pour les signaux de la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As), la régurgitation mitrale (Mr).

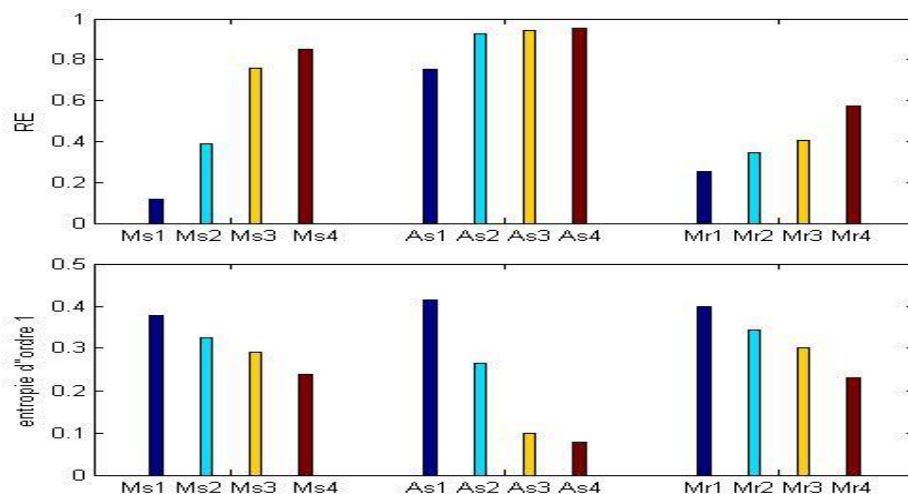


Figure. V. 4 : représentation de l'évolution de l'entropie d'ordre 1 de la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (As) et la régurgitation mitrale (Mr) par rapport à leur rapport énergétique (RE).

Dans ce projet, nous avons également utilisé des paramètres liés aux moments [7-10] et au centre pondéré du bispectre (WCOB) [7-10]. Les moments liés au tracé sont les suivants :

II.2.6. Le moment d'ordre 1 (mo1)

Défini par la somme des amplitudes logarithmique du bispectre [7-10] :

$$mo1 = \sum_{\Omega} \log(|B(f1, f2)|), \quad (V.14)$$

II.2.7. Le moment d'ordre 2 (mo2)

Défini par la somme des amplitudes logarithmiques des éléments diagonaux dans le bispectre :

$$mo2 = \sum_{\Omega} \log(|B(f_k, f_k)|), \quad (V.15)$$

II.2.8. Le moment d'ordre 3 (mo3)

Défini comme étant le moment spectral d'ordre 1 des amplitudes des éléments diagonaux dans le bispectre:

$$mo3 = \sum_{k=1}^N k \log(|B(f_k, f_k)|), \quad (V.16)$$

II.2.9. Le moment d'ordre 4 (mo4)

Défini comme étant le Moment d'amplitude du second ordre des éléments diagonaux dans le bispectre :

$$mo4 = \sum_{k=1}^N (k - H3)^2 \log(|B(f_k, f_k)|), \quad (V.17)$$

II.2.10. Le moment d'ordre 5 (mo5)

Défini comme étant le moment spectral d'amplitudes du premier ordre du domaine principal dans le bispectre :

$$mo5 = \sum_{\Omega} \sqrt{i^2 + j^2} \log(|B(f_i, f_j)|), \quad (V.18)$$

II.2.11. Le centre pondéré du bispectre

La définition du centre pondéré du bispectre WCOB (Weighted Center Of Bispectrum) [15] est donnée par :

$$wc_1 = \frac{\sum_{\Omega} iB(i, j)}{\sum_{\Omega} B(i, j)} \quad wc_2 = \frac{\sum_{\Omega} jB(i, j)}{\sum_{\Omega} B(i, j)} \quad (V.19)$$

Où i, j sont les indices des fréquences dans la région non redondante Ω dans les axes des abscisses et des ordonnées respectivement.

Il nous donne des informations sur la distribution et le nombre des pics dans la ième ligne ou bien dans la jème colonne.

Les tableaux [Table.2 & Table.3 & Table.4] regroupent les résultats des paramètres trouvés par l'application de l'analyse bispectrale sur les trois groupes des signaux PCG [6] et le tableau ci-dessous

[Tableau.V.3] regroupe les résultats des moments obtenus pour les différents signaux de la sténose mitrale (Ms) et la régurgitation mitrale (Mr).

Paramètres signal	Moment d'ordre 1 (*10 ⁴)	Moment d'ordre 2	Moment d'ordre 3	Moment d'ordre 4 (*10 ⁸)	Moment d'ordre 5
Signaux PCG avec souffle diastolique					
	Sténose mitral				
Ms1	1.4395	208.0074	624.0223	0.9152	629.8998
Ms2	1.3864	199.2258	597.6774	0.8101	1556.8
Ms3	1.2945	185.3350	556.0050	0.6586	1931.7
Ms4	0.8511	115.2731	345.8193	0.1751	2019.1
Signaux PCG avec souffle systolique					
	Régurgitation mitral				
Mr1	1.9544	284.7696	854.3088	2.2715	72.7598
Mr2	1.6315	239.3662	718.0987	1.3691	125.7445
Mr3	1.5400	221.7704	665.3112	1.1039	3.6593e+04
Mr4	0.3737	37.9649	113.8947	0.0122	1.4976e+05

Tableau. V. 3 : Résultats des cinq ordres de moment pour la sténose mitral (Ms) et la régurgitation mitral (Mr)

De ces tableaux, on remarque que les quatre ordres des moments ont donné des résultats satisfaisants pour les trois groupes alors que le 5^{ème} ordre de moment n'est valable que pour le 1^{er} groupe [6].

Du côté des trois pathologies cardiaques (Ms, AS, Mr), les cinq ordres du moment ont suivi l'évolution du degré de sévérité pour la sténose mitrale (Ms) et la régurgitation mitrale (Mr) ([Tableau. V.3] & Figure. V.5) mais n'ont donné aucun résultat pour la sténose aortique (AS) cela peut être due au fait que ces signaux présentent les souffles les plus irréguliers de ces trois pathologies vu qu'ils sont les seuls signaux PCG pour lesquels les trois ordres d'entropie ont donné un résultat satisfaisant. On remarque aussi que les signaux de (Mr) ont des valeurs légèrement plus élevées que celles des signaux (Ms). La différence se fait généralement vers les deux derniers signaux qui ont des souffles plus importants que celui des deux premiers.

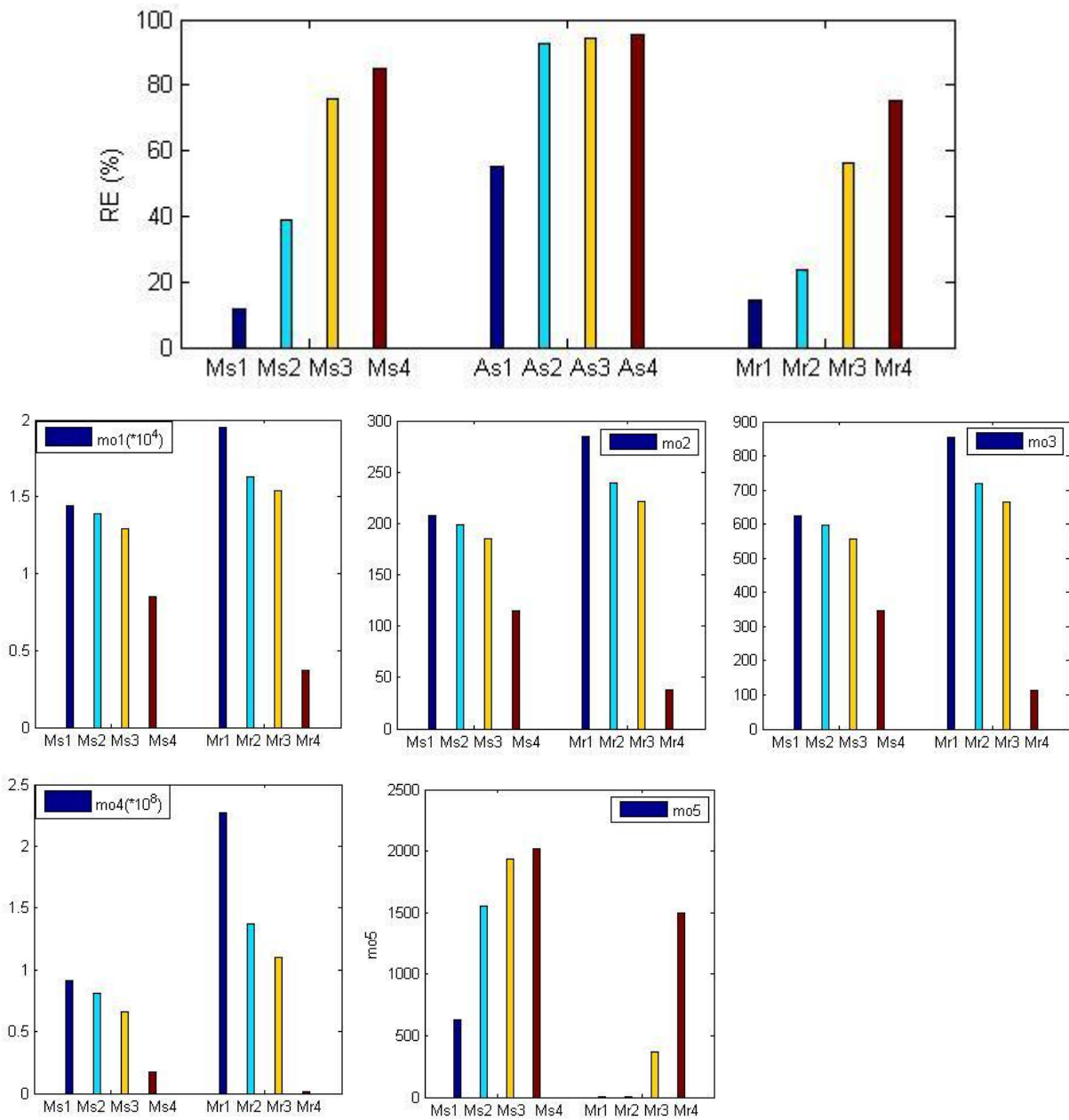


Figure. V. 5 : L'évolution des cinq ordres de moment pour la sténose mitrale (Ms) et la régurgitation mitrale (Mr)

Fondamentalement, le moment du 1er ordre est égal à la moyenne du signal spectral, le second ordre traduit la variance concernant la dispersion des pics spectraux et pour ce qui est du 3ème ordre il donne de l'importance aux fréquences les plus élevées.

En utilisant ce dernier paramètre mentionné, nous pouvons estimer le degré de sévérité de la pathologie et cela en calculant le rapport entre les 3èmes moments du clic ou du souffle et les bruits (B1 &

B2) du signal PCG utilisé comme mentionné dans la formule ci-dessus. Les résultats relatifs sont présentés dans les tableaux 3 et 4 et la figure 9 présentent les valeurs de ce rapport pour les trois groupes étudiés suivi d'un histogramme [6].

$$MR = \frac{\text{moment3}_{\text{murmur}}}{\text{moment3}_{\text{sounds}} + \text{moment3}_{\text{murmur}}} \quad (\text{V.20})$$

Nous pouvons clairement voir que le degré de sévérité est nul pour le groupe 1 vu qu'il ne présente ni click ni souffle, mais environ 37% pour le groupe 2 et environ 47% pour le groupe 3 avec de tels pourcentages et sur la base d'autres recherches, nous pouvons parfaitement dire si nous sommes dans un cas grave ou ne pas.

Le même paramètre est calculé pour l'étude de la sévérité pathologique des trois pathologies cardiaques déjà cité précédemment. Le tableau 4 [Tableau.V.4] relève les résultats de ces derniers (Figure.V.6).

Paramètres signaux	Rapport Energétique (RE) (%)	Rapport du 3 ^{ème} moment (MR3) (%)
Signaux PCG avec un souffle diastolique		
Sténose mitral (Ms)		
Ms1	11.5	15.9
Ms2	39.0	16.3
Ms3	75.8	44.5
Ms4	85.3	46.6
Signaux PCG avec un souffle systolique		
Sténose aortique (AS)		
As1	55.1	35.4
As2	92.9	37.9
As3	94.2	38.1
As4	95.4	44.7
Régurgitation mitral (Mr)		
Mr1	14.3	27.2
Mr2	23.6	34.8
Mr3	56.3	49.9
Mr4	75.5	59.5

Tableau. V. 4 : Résultats du rapport du moment d'ordre 3 (MR3) et celles du rapport énergétique (RE).

Du tableau, on remarque que ce paramètre est corrélé au rapport énergétique et que l'importance de la sévérité apparait généralement sur les deux derniers degrés de sévérité. Par exemple, Les deux derniers degrés de la sténose mitrale (Ms3 & Ms4) présente une augmentation d'environ 30% par rapport aux deux premiers degrés (Ms1 & Ms2), de même pour la régurgitation mitrale qui a un souffle systolique, la différence entre Mr1 et M4 est de 32.3%.

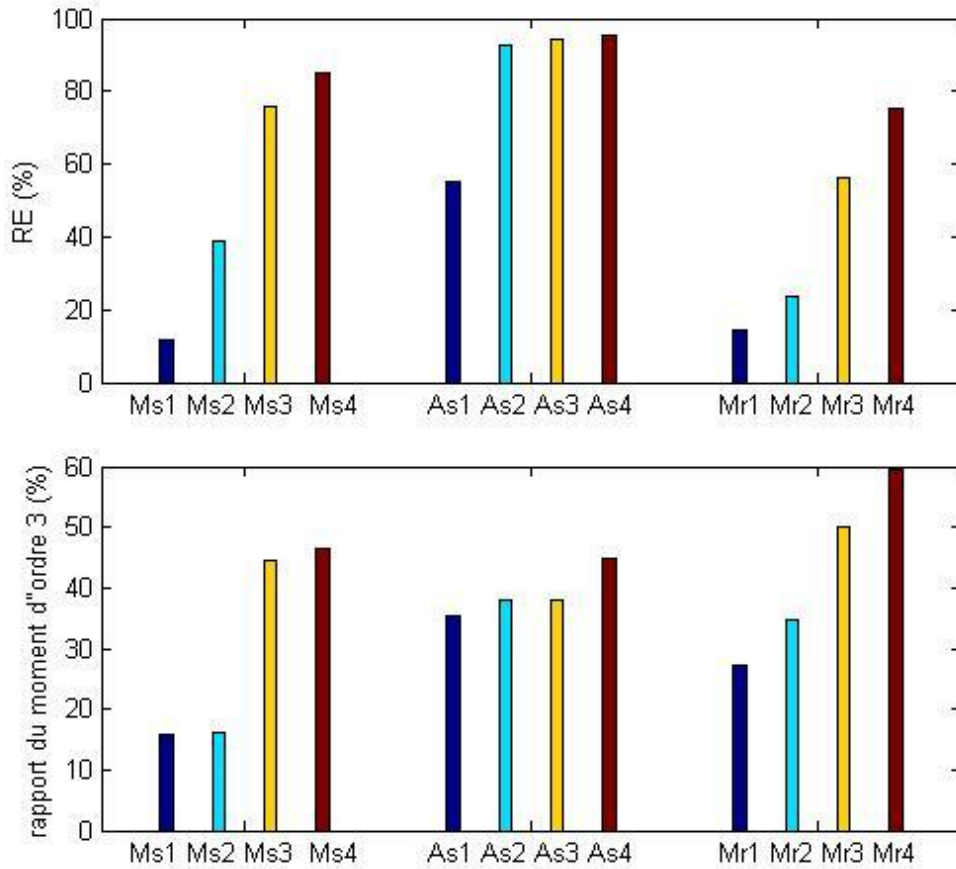


Figure. V. 6 : L'évolution du rapport du moment d'ordre 3 (MR3) de la sténose mitral (Ms), la sténose aortique (AS) et la régurgitation mitral (Mr) par rapport au rapport énergétique (RE)

A partir de ces résultats, on peut dire que ce paramètre est tout à fait capable de suivre l'évolution du degré de sévérité au sein d'une même pathologie cardiaque et de discriminer entre les signaux à click, à souffle ou bien normaux.

II.2.12. La fonction de bicohérence

La fonction de bicohérence $B^2(f_1, f_2)$ est ici l'outil adapté pour étudier la relation entre le bruit B1, B2, et le souffle dans le domaine fréquentiel, en extrayant les fréquences communes entre ces trois signaux, et le degré de cette corrélation.

$$B^2(f_1, f_2) = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{S_{xx}(f_1)S_{xx}(f_2)S_{xx}(f_1 + f_2)} \quad (V.21)$$

avec

$$B(f_1, f_2) = E[X(f_1)X(f_2)X^*(f_1 + f_2)] \quad (V.22)$$

et

$$S_{xx}(f) = E[X(f)X^*(f)] \quad (V.23)$$

$X(f)$ est la transformée de Fourier du signal (ici, les différents segments des signaux PCG), E est l'espérance mathématique. La valeur de la bicohérence $B^2(f_1, f_2)$ est comprise entre 0 (pas de cohérence) et 1 (cohérence maximale).

En quête des fréquences les plus prédominantes, l'analyse a été effectuée sur les trois groupes des signaux phono cardiogrammes (PCG) en utilisant deux façon de comparaison, soit en calculant une bicohérence entre les deux bruits du signal PCG; c'est le cas du 1^{er} groupe, soit dans le cas du 2^{ème} et 3^{ème} groupe en comparant entre les bruits cardiaques et le click ou souffle. La figure.V.5 représente les différentes figures respectives de bicohérence des signaux du 1^{er} groupe (N, IM, Coa).

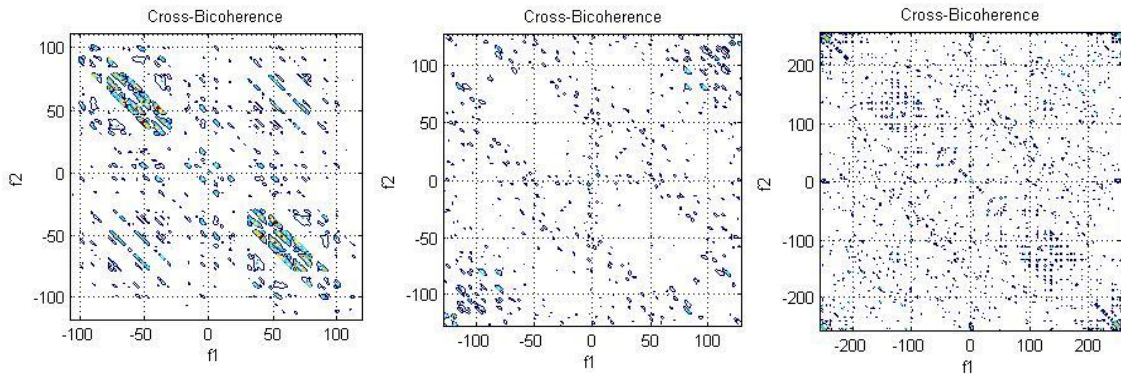


Figure. V. 7: Bicohérence entre les bruits B1 et B2 des signaux PCG du 1^{er} groupe,(a)signal normal(N),(b)signal avec une insuffisance mitral (IM),(c) signal avec une Coarctation aortique (Coa).

De même pour les signaux phono cardiogrammes (PCG) du 2^{ème} groupe, la figure.V.8 nous donne le résultat obtenu pour une bicohérence calculée entre les bruits (B1 et B2) et le click.

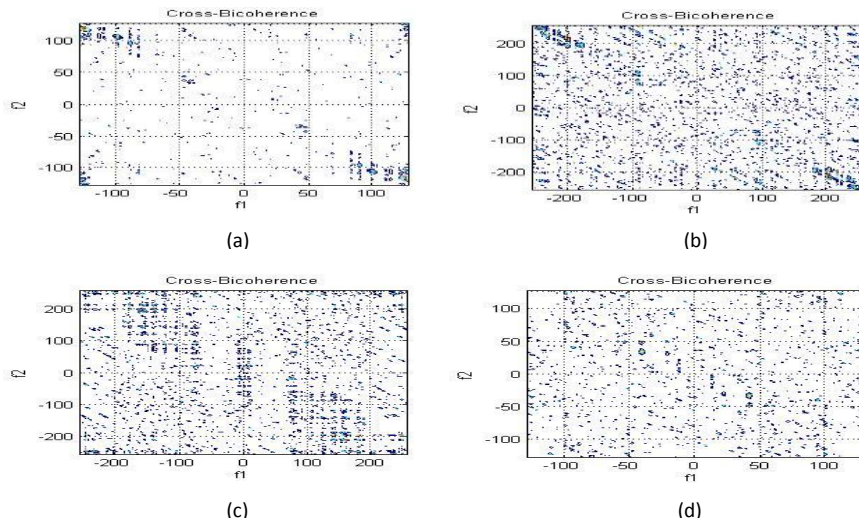


Figure. V. 8: Bicohérence entre les bruits (B1&B2) et les clicks des signaux PCG du 2^{ème} groupe,(a) the early aortic sténosis signal (Eas),(b) the aortic gallop signal (AG), (c) the ejection click signal (EC), (d) the late systole signal(LS).

Le tableau ci-dessous [Tableau.V.5] comprend toutes les valeurs des fréquences prédominantes des signaux phono cardiogramme (PCG) du 1^{er} et 2^{ème} groupe ainsi que leurs pourcentages de corrélation (bicohérence).

Pour une estimation fiable de la fonction de bicohérence seules les valeurs de bicohérence qui sont supérieures à 50% ont été prises en considération [7][16].

La figure.V.9 montre la façon dont on a prélevé quelques fréquences prédominantes du signal PCG normal :

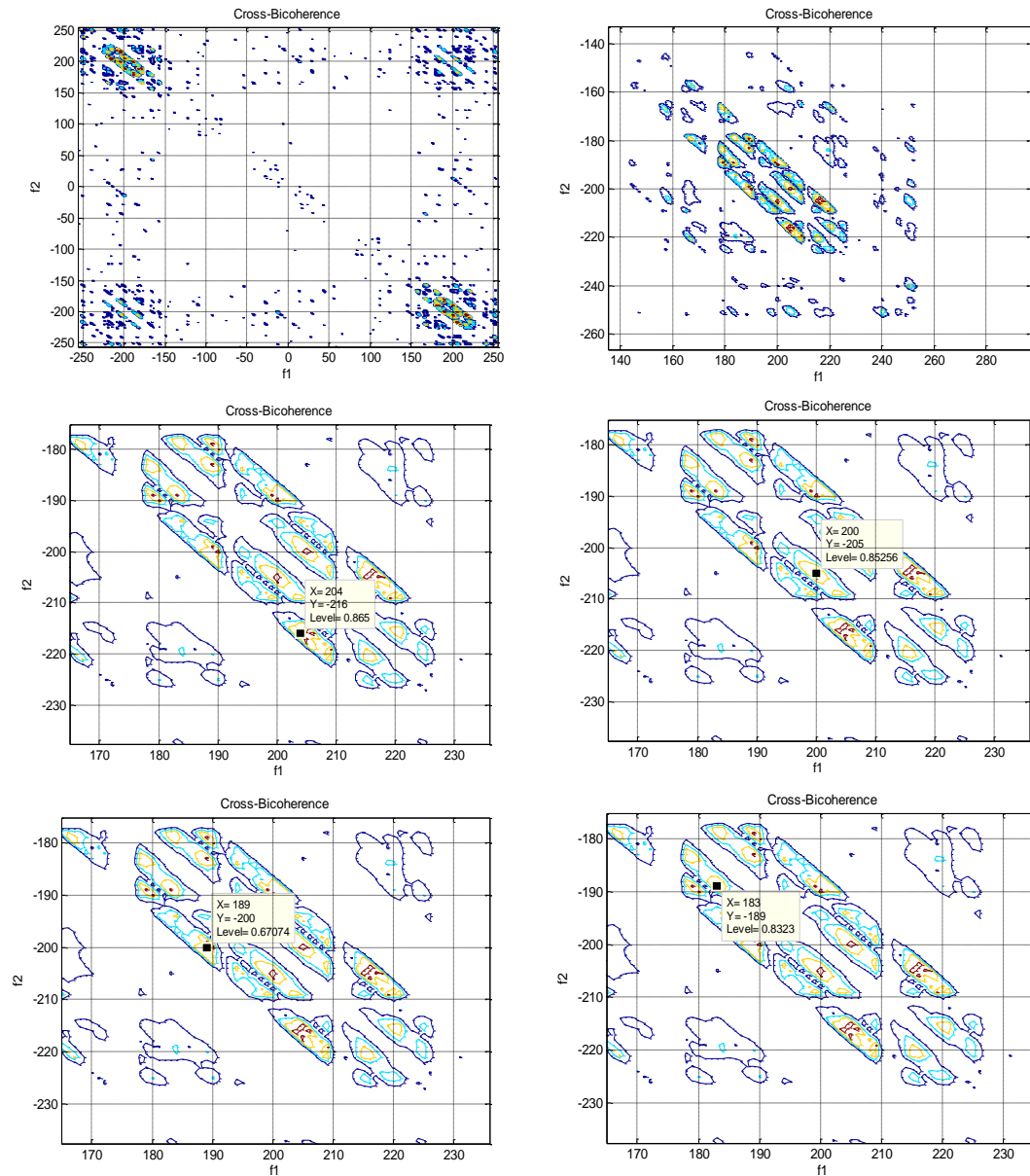


Figure. V. 9 : Etapes suivit pour le prélèvement des fréquences prédominantes ainsi que leur pourcentage de corrélation.

Concernant le 1^{er} groupe, on remarque que les pics de bicohérence correspondant au signal PCG d'un cas normal présentent des valeurs très élevées (>50%) [le Pic A1(204,216) avec un degré de 86.5%, A2(200,205) avec un degré de 86.258%, A3 (189, 200) avec un degré de 67.07%, A4(183,189) avec un degré de 83.23%, et A5(179,186) avec 87.77% etc...]. De même pour le cas d'une insuffisance mitrale (IM) qui présente une moyenne de valeurs supérieures à 70% et la (Coa) avec une valeur moyenne de bicohérence avoisinant les 77%. La valeur moyenne de bicohérence obtenue est donc de 77.83% pour ce groupe.

Ceci signifie que dans ces cas il y a une forte cohérence dans les hautes fréquences entre le bruit B1 et B2.

Pour ce qui est du 2^{ème} groupe, on remarque là aussi que les pics de bicohérence correspondant aux signaux Pcg présentent une valeur moyenne plus élevée (82.8%) que celle du 1^{er} groupe toujours pour les hautes fréquences sauf pour le cas d'une late systolic (LS). [Tableau.V.5]

De même pour le 3^{ème} groupe, les pics de bicohérence présentent des valeurs légèrement supérieures (83.3%) à celles du 2^{ème} groupe et par suite à celles du 1^{er} groupe (Figure.V.10).

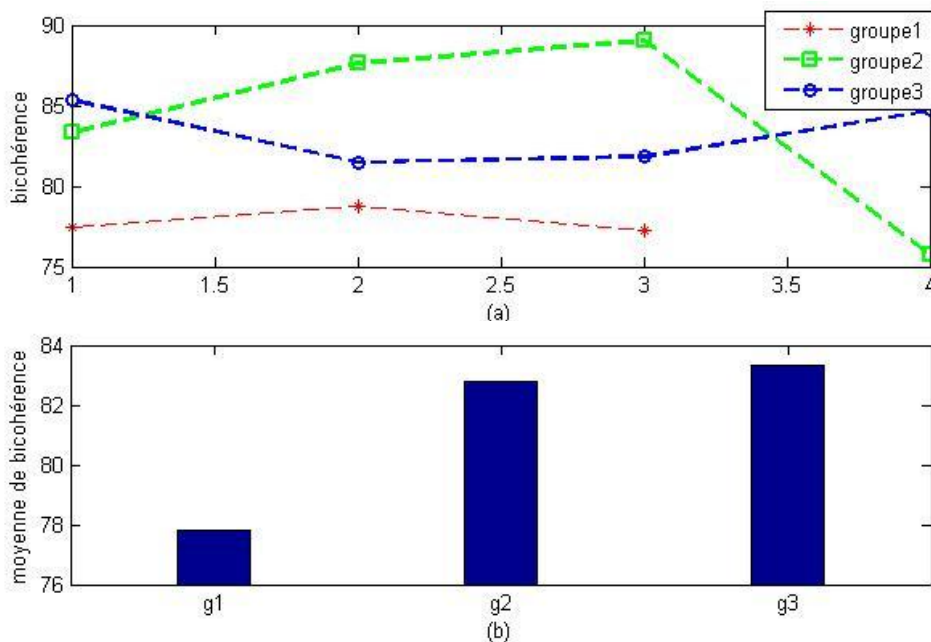


Figure. V. 10 : (a) les régions de variation de la bicohérence des trois groupes, (b) histogramme de la valeur moyenne de la bicohérence pour les trois groupes.

signaux	RE	Fréquences prédominantes	Bicohérence (%)	Moyenne de bicohérence (%)
Signaux PCG du 1^{er} groupe				
N	/	A1(204,216)	86.5	77.47
		A2(200,205)	86.2	
		A3(189,200)	67.0	
		A4(183,189)	83.2	
		A5(179,186)	87.7	
		A6(220,216)	69.8	
		A7(205,195)	61.9	
IM	/	A1(126,119)	76.2	78.76
		A2(4,4)	90.1	
		A3(125,117)	70.0	
Coa	/	A1(256,238)	82.3	77.26
		A2(251,251)	98.8	
		A3(249,247)	80.8	
		A4(244,242)	68.3	
		A5(242,242)	71.7	
		A6(251,251)	63.1	
		A7(252,246)	69.1	
		A8(249,249)	79.6	
		A9(251,238)	81.7	
Signaux PCG du 2^{ème} groupe				
Eas	0.025	A1(115,124) A2(124,116) A3(106,98)	92.0 87.1 70.9	83.33
Ag	0.028	A1(202,211) A2(231,214) A3(247,242)	95.1 80.5 87.3	87.63
Ec	0.039	A1(195,141) A2(244,246) A3(250,246) A4(209,158)	93.0 87.2 88.7 87.2	89.02
Ls	0.041	A1(49,40) A2(33,41) A3(40,93) A4(111,98)	95.0 68.8 63.4 58.3	75.73
Signaux PCG à souffle important				
Ps	0.0533	A1(208,197) A2(213,192) A3(197,197) A4(213,197) A5(190,197)	99.6 81.1 84.3 85.5 76.1	85.32
Ar	0.3834	A1(227,208) A2(487,212) A3(487,227)	99.8 77.6 67.1	81.50
Ts	0.5789	A1(54,60) A2(92,63) A3(80,39)	74.9 99.8 70.8	81.83
AS	0.8549	A1(68,97) A2(66,99) A3(59,224) A4(31,226)	99.8 82.3 90.1 66.6	84.70

Tableau.V. 5 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour le 1^{er} et le 2^{ème} groupe.

En ce qui concerne le groupe qui comporte les degrés de sévérité, les tableaux ci-dessous [Tableau.V.6, Tableau.V.7, Tableau.V.8] comportent les valeurs de bicohérence pour les divers degrés de sévérité des trois pathologies cardiaques étudiées (Ms, AS, Mr).

Les Tableaux nous montrent que contrairement aux signaux de la sténose mitrale (Ms) qui présentent des fréquences prédominantes moyennement faibles de même pour la régurgitation mitrale (Mr) avec de faibles fréquences prédominantes, les signaux de la sténose aortique (As) eux présentent des fréquences très élevées. Cela est peut-être dû à l'importance du souffle, vu que les signaux PCG du AS présentent les rapports énergétiques les plus élevés suivi de celles de MS puis de Mr.

Concernant le pourcentage de corrélation, les signaux qui présentent un souffle systolique (AS et Mr) possèdent des valeurs de bicohérence légèrement plus faibles (84.3% et 77.7%) que celle de la sténose mitrale (Ms) qui a un souffle diastolique (87.2%), ce qui nous fait donc une valeur moyenne de bicohérence de 83.09% pour ce groupe ce qui se rapproche de la valeur trouvée pour le 3^{ème} groupe. Il est donc certain que le paramètre de bicohérence n'arrive pas à suivre l'évolution du degré de sévérité.

paramètres Signal	RE	Fréquences prédominantes $A_n(f_2, f_1)$	Bicohérence (%)	Moyenne (%)
Signal PCG avec souffle diastolique				
Sténose mitral				
Ms1	0.11	A1(26,-35)	95	88.23
		A2(65,-75)	83.6	
		A3(25,-31)	85.3	
Ms2	0.39	A1(-96,-12)	97	82.43
		A2(-96,-31)	81.8	
		A3(-104,-10)	68.4	
Ms3	0.75	A1(107,96)	95	86.75
		A2(-107,80)	88.2	
		A3(-91,80)	81.2	
		A4(-116,87)	82.0	
Ms4	0.85	A1(-122,89)	95	91.35
		A2(-102,85)	85.2	
		A3(-116,83)	92.5	
		A4(-122,90)	91.7	

Tableau. V. 6 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour les signaux de la sténose mitrale (Ms).

paramètres Signal	RE	Fréquences prédominantes $A_n(f_2, f_1)$	Bicohérence (%)	Moyenne (%)
Signal PCG avec souffle systolique				
Sténose aortique				
As1	0.55	A1(126,-299) A2(-69,11) A3(-131,-11) A4(-69,-10)	81.3 85.7 98.5 77.3	85.70
As2	0.92	A1(-27,18) A2(-346,-492) A3(-403,-490) A4(20,-489) A5(-77,-439) A6(112,-490)	87.5 97.3 85.3 81.0 84.9 92.3	88.05
As3	0.94	A1(-110,115) A2(-121,-240)	82 70.3	76.30
As4	0.95	A1(281,-272) A2(-239,231) A3(-244,237) A4(-281,289) A5(-7,3)	84 89.6 87.6 94.4 80.1	87.20

Tableau. V. 7 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour les signaux de la sténose aortique (As).

paramètres Signal	RE	Fréquences prédominantes $A_n(f_2, f_1)$	Bicohérence (%)	Moyenne (%)
Signaux PCG à souffle systolique				
Régurgitation mitral				
Mr1	0.14	A1(-8,-1) A2(8,-15) A3(2,-9) A4(-2,-5)	62.1 91.0 70.6 71.9	73.90
Mr2	0.23	A1(47,-89) A2(-89,47) A3(-89,-41)	90.2 96.8 67.1	84.70
Mr3	0.56	A1(-19,-18) A2(-68,-25) A3(-101,-11) A4(-106,-7) A5(-119,6) A6(-42,21)	84.3 77.7 71.0 60.1 68.4 70.6	71.93
Mr4	0.75	A1(-23,8) A2(-37,-25) A3(-53,9)	73.4 81.0 87.5	80.63

Tableau. V. 8 : Valeurs des fréquences prédominantes ainsi que leurs pourcentage de corrélation pour les signaux la régurgitation mitrale (Mr).

A partir de ces résultats, on remarque que la bicohérence peut différencier entre les signaux normaux ou morphologiquement similaire et ceux avec click ou souffle puisque son pourcentage est en quelque sorte corrélé à la sévérité pathologique (groupe1 (77.83%) < groupe2 (82.8%) < groupe3 (83.09%)). Outre le fait qu'elle n'est pas apte dans le suivi de l'évolution du degré de sévérité au sein d'une même pathologie, cette dernière ne peut aussi pas distinguer qui des trois pathologies est le plus ou le moins sévère ($Mr < AS < Ms$) (Figure.V.11) alors que ($Mr < Ms < AS$). C'est donc à ce fait qu'on s'est penché sur la différenciation graphique.

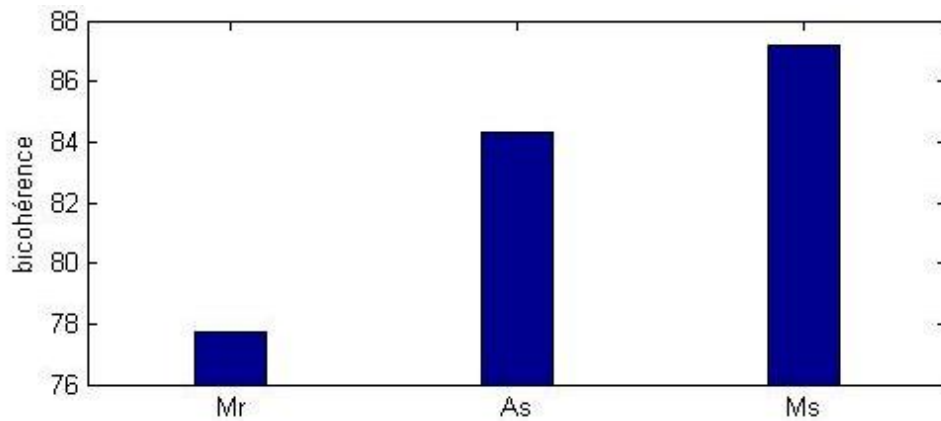


Figure.V. 11 : Histogramme de la valeur moyenne de la bicohérence de la sténose mitrale (Ms), la sténose aortique (AS) et la régurgitation mitrale (Mr).

III. Différenciation graphique des pathologies par la technique bispectrale

III.1. Résultats graphiques du 1^{er} groupe

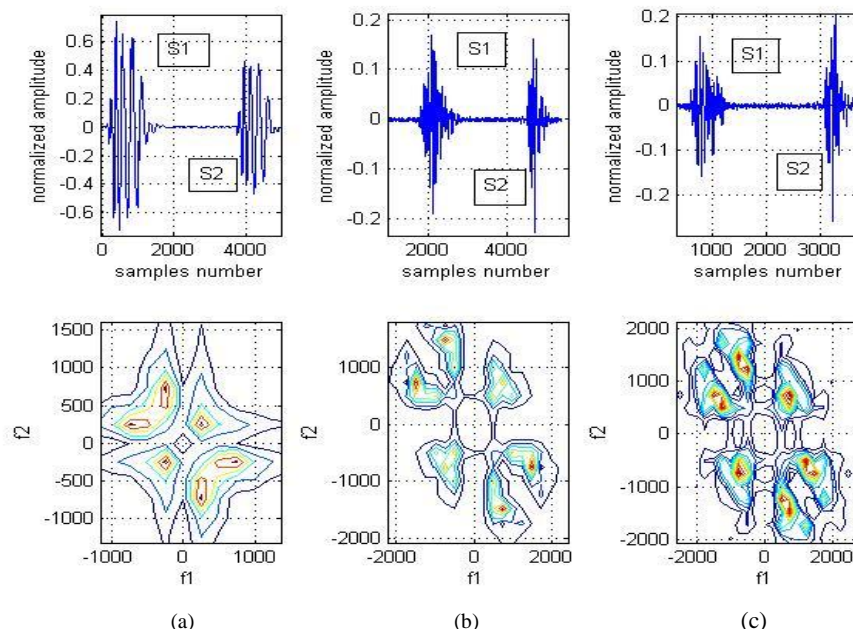


Figure. V. 12 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG du 1^{er} groupe, (a) signal (N), (b) signal (IM), signal (Coa).

III.2. Résultats graphiques du 2^{ème} groupe

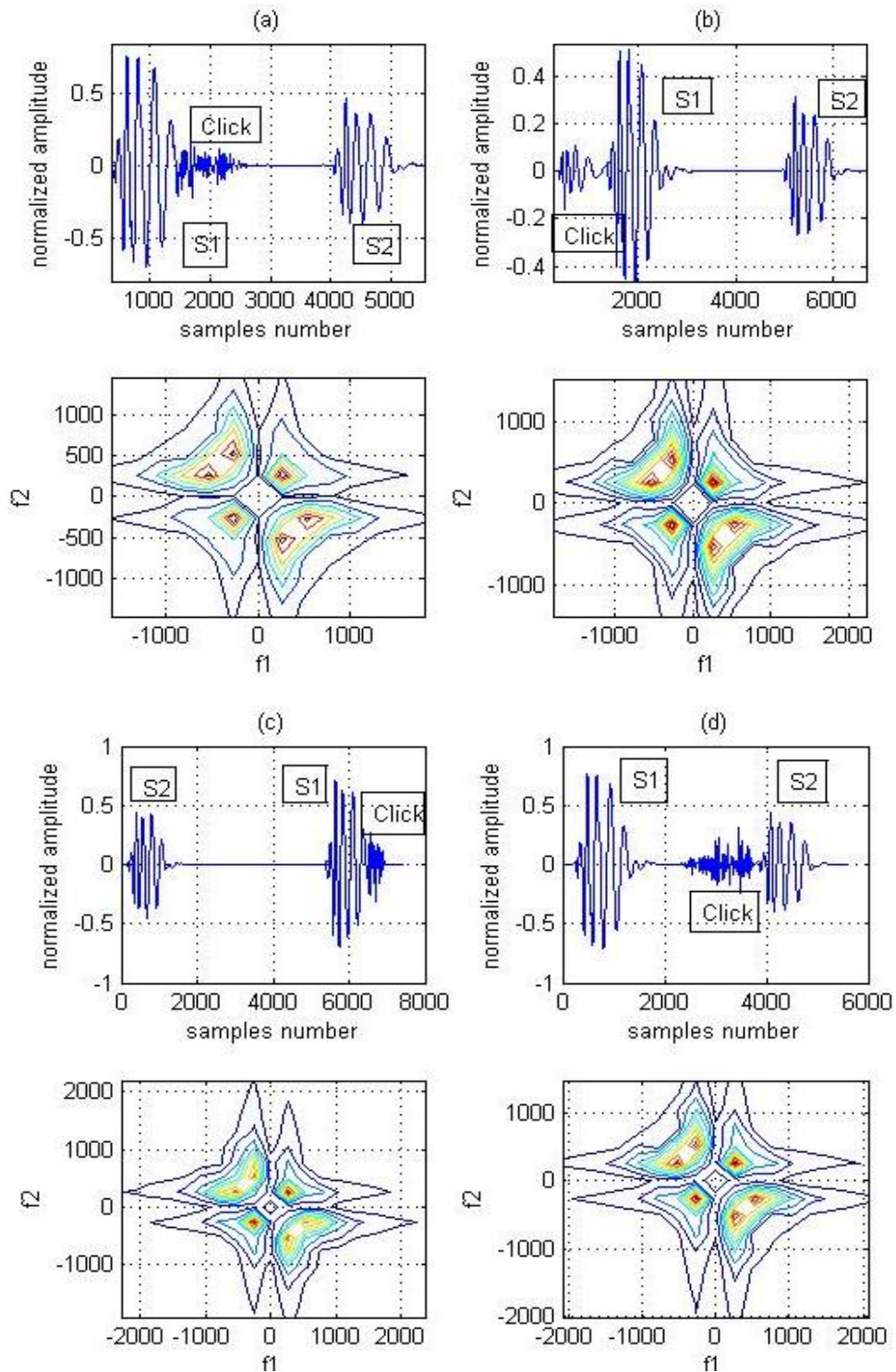


Figure. V. 13 : représentation graphique du bispectre des signaux PCG du 2^{ème} groupe, (a) signal (Eas), (b) signal (Ag), (c) signal (EC), (d) signal (Ls).

III.3. Résultats graphiques du 3^{ème} groupe

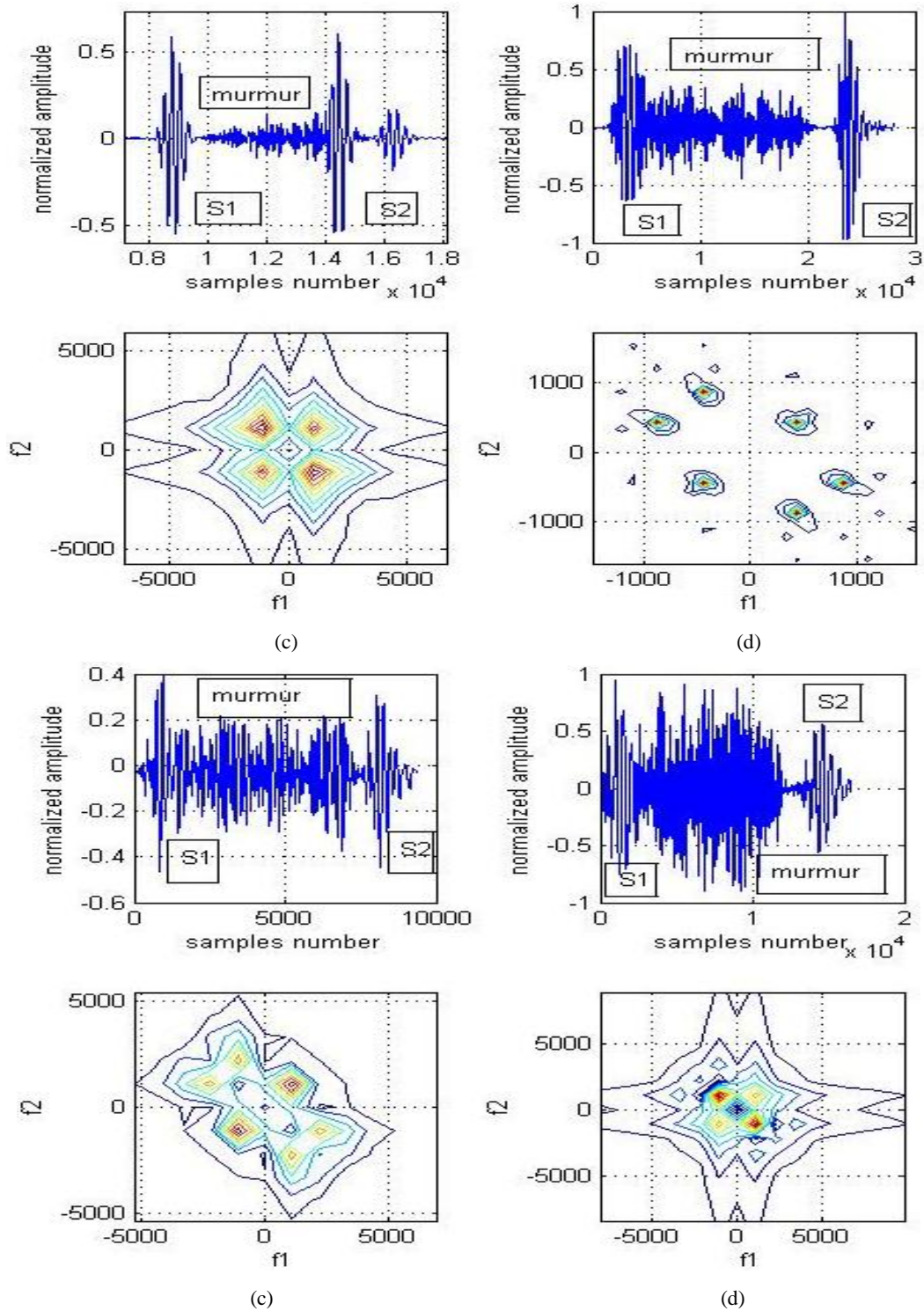


Figure. V. 14 : représentation graphique du bispectre des signaux PCG du 3^{ème} groupe, (a) signal (PS), (b) signal (Ar), (c) signal (Tr), (d) signal (As).

A partir des figures précédentes, on peut remarquer que la forme du bispectre devient de plus en plus complexe lorsque la sévérité augmente. Les signaux du 1^{er} groupe nous servent d'exemple (Figure.V.12).

De même pour les signaux du 2^{ème} et 3^{ème} groupe, de plus que l'évolution de la sévérité impact aussi sur l'importance des pics du bispectre [17] [voir Annexe].

III.4. Résultats graphiques des signaux phono cardiogramme (PCG) avec différents degré de sévérité pathologique

III.4.1. signaux phono cardiogramme de la sténose mitrale (MS)

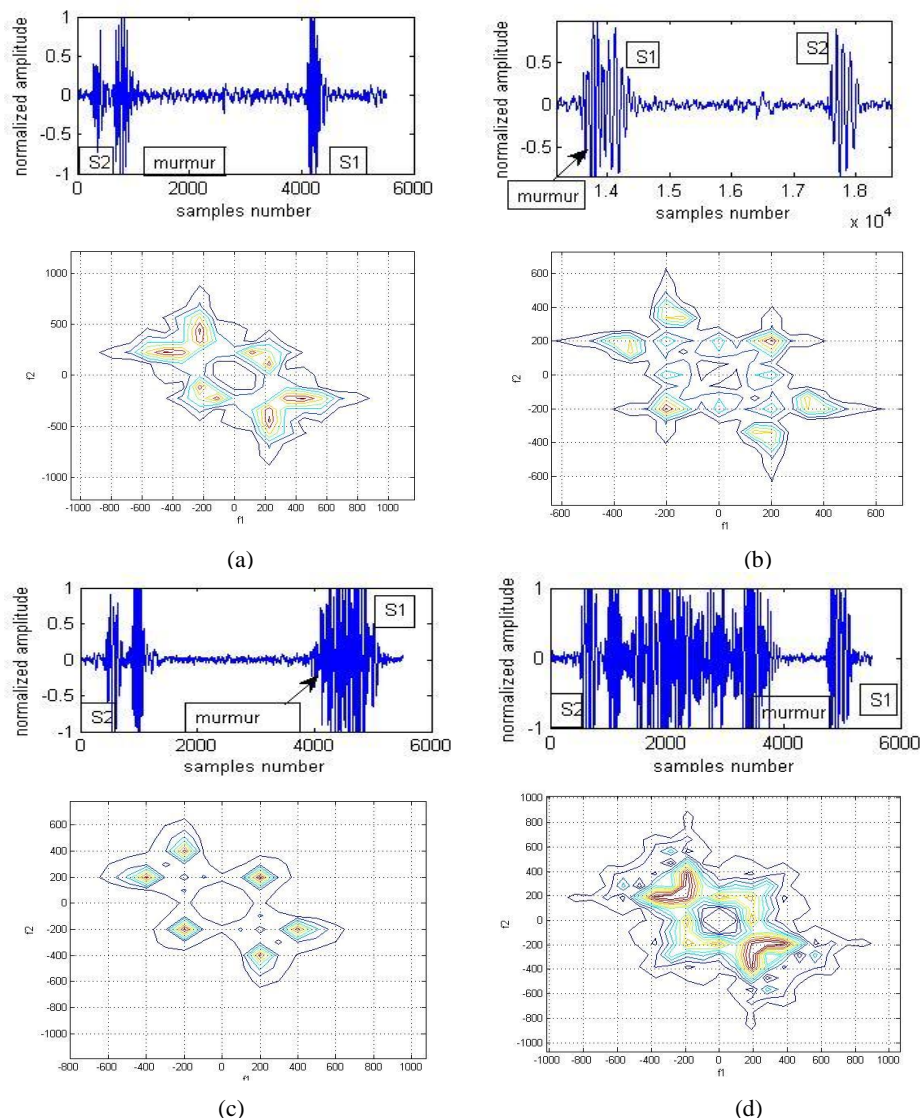


Figure. V. 15 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG de la sténose mitrale (MS), (a) signal (MS1), (b) signal (MS2), (c) signal (MS3), signal (MS4).

III.4.2. signaux phono cardiogramme de la sténose aortique (AS)

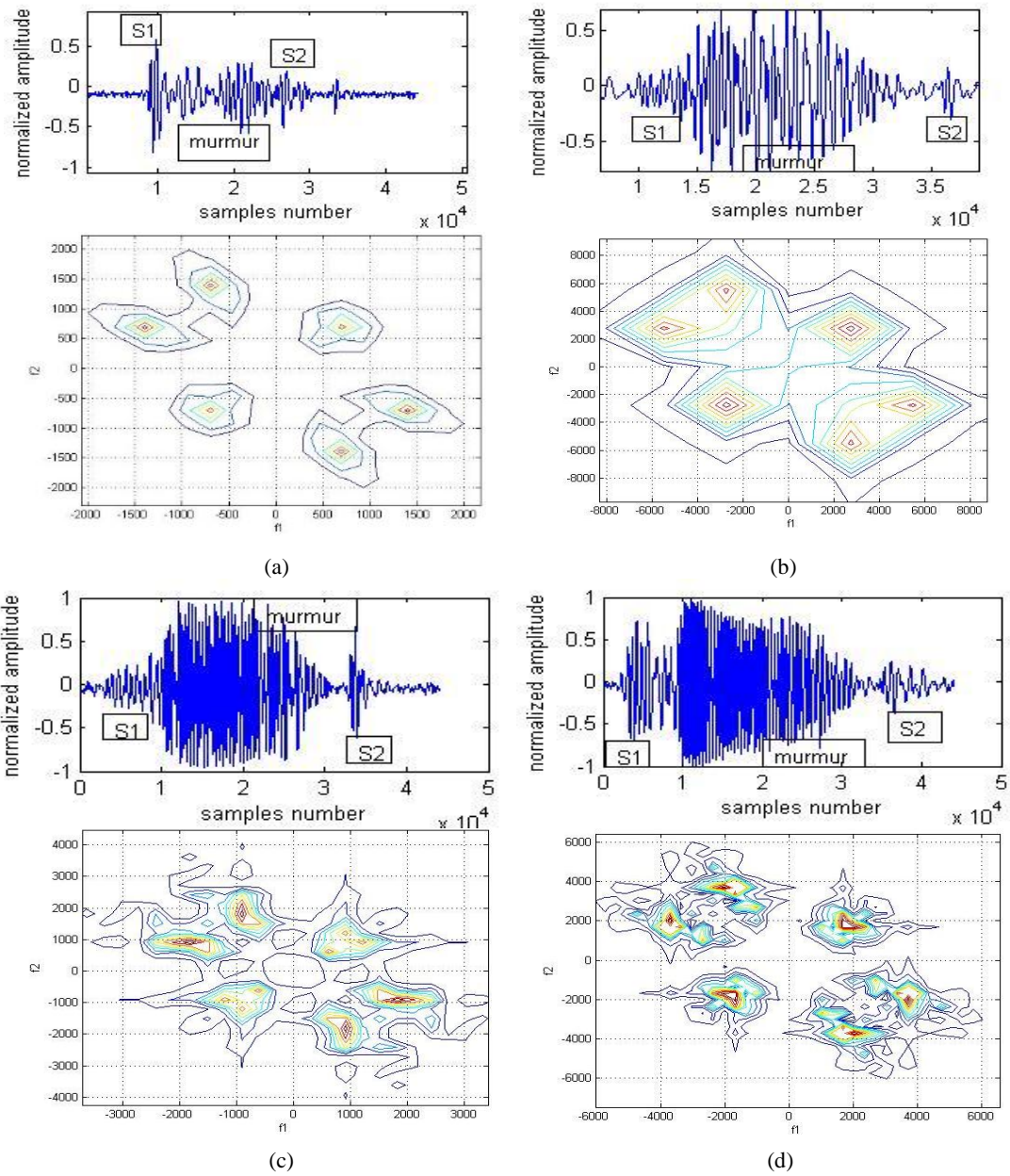


Figure. V. 16 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG de la sténose aortique (AS), (a) signal (AS1), (b) signal (AS2), (c) signal (AS3), signal (AS4).

III.4.3. signaux phono cardiogramme de la régurgitation mitrale (Mr)

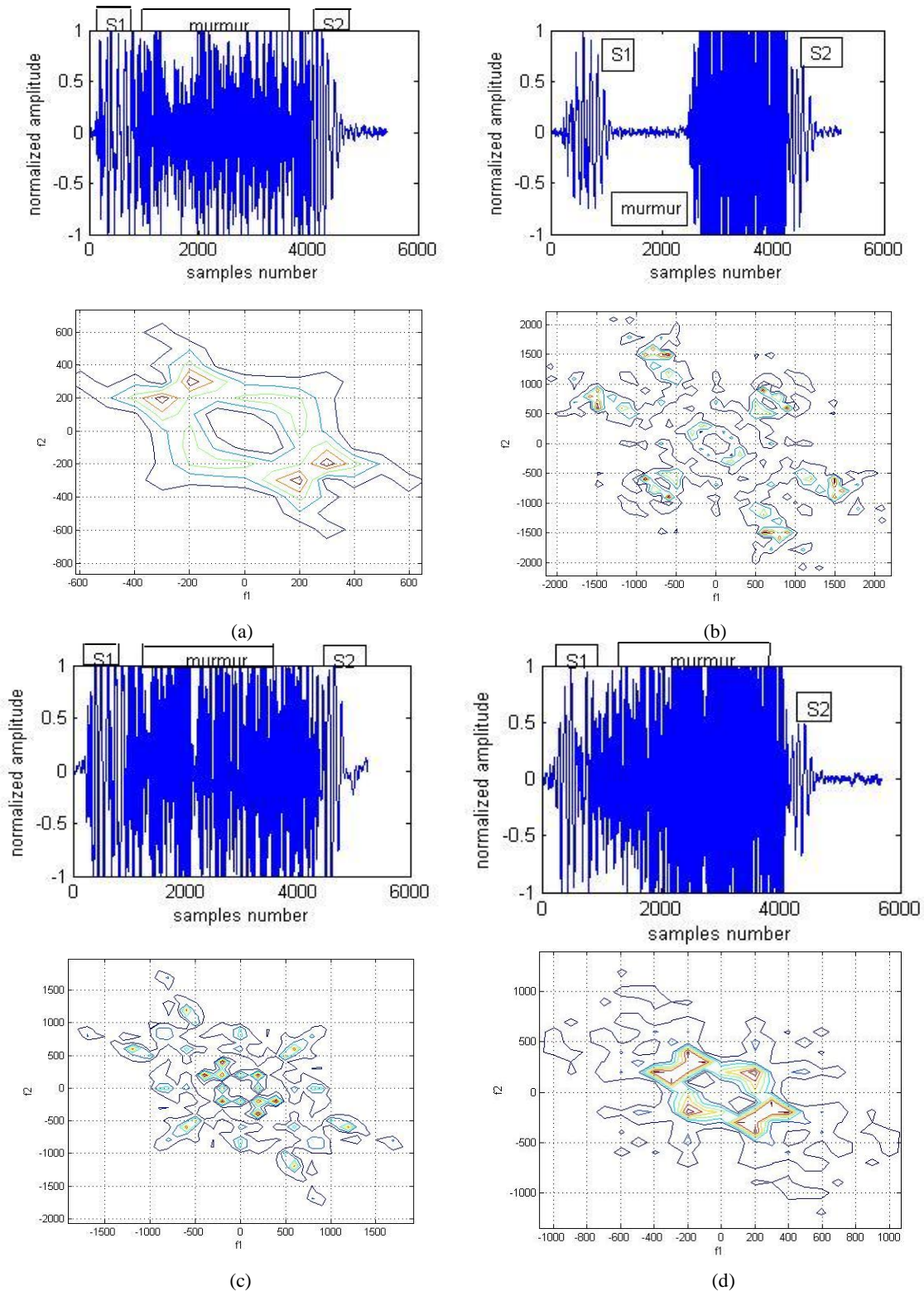


Figure. V. 17 : représentation graphique du bispectre pour les signaux PCG de la régurgitation mitrale (Mr), (a) signal (Mr1), (b) signal (Mr2), (c) signal (Mr3), signal (Mr4).

A partir des figures présentées dans les trois sous-titres précédents (Figure. V.(15, 16, 17)), on confirme l'hypothèse établis pour les trois groupes (Figure. V. (12, 13, 14)).

La complexité du bispectre est corrélée à la sévérité pathologique, on peut remarquer que les deux derniers signaux PCG avec les deux degré de sévérité les plus élevés présentent les graphes de bispectre les plus complexes avec des pics de fréquences les plus importants.

IV. Récapitulation des paramètres d'analyse obtenus

Les tableaux ci-dessous fournissent des informations supplémentaires sur les paramètres obtenus :

Les tableaux [Tableau.V. (9-11)] concernent la 1^{er} partie du travail qui est l'étude de discrimination pathologique sur des signaux PCG classés en trois groupes distincts.

C : Corrélié NC : Non Corrélié

Paramètres signaux	AmpMoy	ENT1	ENT2	ENT3	ENTPH
Signaux PCG normaux et similaire morphologiquement					
N	C	C	NC	C	C
IM	C	C	NC	C	C
COA	C	C	NC	C	C
Signaux PCG à click					
Eas	NC	C	NC	NC	NC
AG	NC	C	NC	NC	NC
EC	NC	C	NC	NC	NC
LS	NC	C	NC	NC	NC
Signaux PCG à souffle important					
PS	NC	C	NC	NC	NC
AR	NC	C	NC	NC	NC
TR	NC	C	NC	NC	NC
AS	NC	C	NC	NC	NC

Tableau.V. 9 : Paramètre d'(ampmoy), d'(ent1), d'(ent2), d'(ent3), d'(entPh) pour les trois groupes de signaux PCG.

Paramètres signaux	Mo1	Mo2	Mo3	Mo4	Mo5	MR3
Signaux PCG normaux et morphologiquement similaire						
N	C	C	C	C	C	C
IM	C	C	C	C	C	C
COA	C	C	C	C	C	C
Signaux PCG à click						
EAS	C	C	C	C	NC	C
AG	C	C	C	C	NC	C
EC	C	C	C	C	NC	C
LS	C	C	C	C	NC	C
Signaux PCG à souffle important						
PS	C	C	C	C	NC	C
AR	C	C	C	C	NC	C
TR	C	C	C	C	NC	C
AS	C	C	C	C	NC	C

Tableau.V. 10 : Les cinq ordres du moment ainsi que le rapport du moment d'ordre 3 pour les trois groupes de signaux PCG.

Paramètres signaux	WC1	WC2	AWC1	AWC2
Signaux PCG normaux et morphologiquement similaire				
N	C	NC	C	C
IM	C	NC	C	C
COA	C	NC	C	C
Signaux PCG à click				
EAS	C	NC	NC	C
AG	C	NC	NC	C
EC	C	NC	NC	C
LS	C	NC	NC	C
Signaux PCG à souffle important				
PS	C	NC	NC	C
AR	C	NC	NC	C
TR	C	NC	NC	C
AS	C	NC	NC	C

Tableau.V. 11 : Paramètres du centre pondéré pour les trois groupes de signaux PCG.

Les tableaux [Tableau.V.(12-14)] sont propre à la 2^{ème} étape et qui va concerner les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable :

Paramètres signaux	AmpMoy	ENT1	ENT2	ENT3	ENTPH
Signaux PCG à souffle diastolique (Ms)					
Ms1	C	C	NC	NC	NC
Ms2	C	C	NC	NC	NC
Ms3	C	C	NC	NC	NC
Ms4	C	C	NC	NC	NC
Signaux PCG à souffle systolique (As et Mr)					
As1	NC	C	C	C	NC
As2	NC	C	C	C	NC
As3	NC	C	C	C	NC
As4	NC	C	C	C	NC
Mr1	C	C	NC	NC	NC
Mr2	C	C	NC	NC	NC
Mr3	C	C	NC	NC	NC
Mr4	C	C	NC	NC	NC

Tableau.V. 12 : Paramètre d'(ampmoy), d'(ent1), d'(ent2), d'(ent3), d'(entPh) pour les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable.

Paramètres signaux	Mo1	Mo2	Mo3	Mo4	Mo5	MR3
Signaux PCG à souffle diastolique (Ms)						
Ms1	C	C	C	C	C	C
Ms2	C	C	C	C	C	C
Ms3	C	C	C	C	C	C
Ms4	C	C	C	C	C	C
Signaux PCG à souffle systolique (As et Mr)						
As1	NC	NC	NC	NC	NC	C
As2	NC	NC	NC	NC	NC	C
As3	NC	NC	NC	NC	NC	C
As4	NC	NC	NC	NC	NC	C
Mr1	C	C	C	C	C	C
Mr2	C	C	C	C	C	C
Mr3	C	C	C	C	C	C
Mr4	C	C	C	C	C	C

Tableau.V. 13 : Les cinq ordres du moment pour les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable

Paramètres signaux	WC1	WC2	AWC1	AWC2
Signaux PCG à souffle diastolique (Ms)				
Ms1	NC	NC	X	X
Ms2	NC	NC	X	X
Ms3	NC	NC	X	X
Ms4	NC	NC	X	X
Signaux PCG à souffle systolique (As et Mr)				
As1	NC	NC	NC	NC
As2	NC	NC	NC	NC
As3	NC	NC	NC	NC
As4	NC	NC	NC	NC
Mr1	NC	NC	NC	NC
Mr2	NC	NC	NC	NC
Mr3	NC	NC	NC	NC
Mr4	NC	NC	NC	NC

Tableau.V. 14 : Les paramètres du centre pondéré pour les signaux PCG de trois pathologies avec un degré de sévérité interne variable

V. Conclusion

L'analyse bispectrale est une technique en quelque sorte nouvelle qui est rarement appliquée sur les signaux phono cardiogramme (PCG), alors dans ce chapitre on essaye d'appliquer cette analyse sur les différents genre de signaux PCG qu'on a répertorié en trois groupes (Groupe1, Groupe2, Groupe3) ainsi qu'un autre groupe qui ne compte que des signaux à souffle avec divers degré de sévérité pour une même pathologie cardiaque.

Des paramètres ont pu être extrait du spectre bispectral comme : l'amplitude moyenne (ampmoy), les entropies (ent1, ent2, ent3), les moments (mo1, mo2, mo3, mo4, mo5), le centre pondéré (WCOB) et la bicohérence (pourcentage de corrélation). Certains de ces paramètres ont donné des résultats satisfaisant dans le suivi de la sévérité pathologique pour des pathologies spécifiques et non pas pour d'autres comme les moments qui ont suivi l'évolution de la sévérité pathologique de la sténose mitral (Ms) et la régurgitation mitral (Mr) mais pas pour la sténose aortique (As) et d'autre qui n'ont donné aucun résultat dans l'étude du suivi de l'évolution du degré de sévérité comme le centre pondéré (WCOB). Ceci dit, la plus part d'entre eux donne bien une discrimination entre les trois groupes en général.

De ces paramètres, on a développé une formule mathématique similaire à celle du rapport énergétique qui utilise le moment d'ordre 3 puisqu'il donne de l'importance aux hautes fréquences et représente en quelque sorte l'énergie du bispectre étudié. Une fois calculé pour les trois groupes et le groupe des signaux de divers degré de sévérité et comparais avec les résultats du rapport énergétique, on remarque qu'on effet ce rapport suit l'évolution de la sévérité pathologique et discrimine entre les trois groupes, même si qu'au départ les moments n'ont donné aucun résultat pour la sténose aortique (AS), ce rapport c'est avéré satisfaisant pour cette pathologie tout comme pour les autres.

On peut ajouter que de tous ces paramètres calculés, seul l'entropie d'ordre 1 et le rapport du moment d'ordre 3 (mentionné en rouge dans les tableaux) qui ont donné un résultat satisfaisant pour tous les groupes et ont même pu suivre l'évolution du degré de sévérité.

Parmi les avantages de cette analyse c'est la possibilité d'étudier l'information phasique des signaux Phono cardiogrammes (Pcg) à travers le calcul de l'entropie de phase (entPh) ou bien la bicohérence. L'entropie de phase n'a donné des résultats satisfaisants que pour le Groupe1, alors que la bicohérence a pu discriminer entre le Groupe1, Groupe2. Cependant, elle a montré qu'il existe bien une forte corrélation entre les bruits cardiaques et les clicks et souffles pour les hautes fréquences ainsi que les faibles.

VI. Références

- [1]: Mr Bendelhoum Mohammed Sofiane, Etude de paramètres de discrimination des signaux phonocardiogrammes, pp 58, Thèse e doctorat, université de Sidi- Bel-Abbes,2008
- [2]: Mr A. Djebbari and Mr F.Bereksi-Reguig .Short-time Fourier transform analysis of the phonocardiogram signal. In: The 7th IEEE international conference on electronics, circuits and systems, pp 844–847, 2002.
- [3]: Mr Hamza Cherif Lotfi & Mr Dib Nabil, Paramètres d’analyse des souffles Cardiaques, pp 57, Mémoire d’ingéniorat, Université de Tlemcen, 2005.
- [4]: <https://www.anandic.com/fr/produits---solutions/monitorage-bis>
- [5]: Shanbao Tong, Nitish V. Thankor, Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications (Engineering in Medicine & Biology),pp245, ARTECH HOUSE edition, 2009.
<https://us.artechhouse.com/Quantitative-EEG-Analysis-Methods-and-Clinical-Applications-P1237.aspx>
- [6]: Debbal Imane, Boudis Hidayat, BAAKEK Yettou Nour El Houda, Debbal Sidi Mohammed El Amine. (2020). Cardiac Pathologies Analysis on the Phonocardiogram Signals Using the Bispectral Technic. International Journal of Advanced Science and Technology, 29(3), 6764 - 6784.
<http://sersec.org/journals/index.php/IJAST/article/view/7328>
- [7]: Baakek. Y.N, modélisation paramétrique et non paramétrique en vue de l’identification de système cardiaque, thèse de doctorat, université de Tlemcen 2015.
- [8]: G. Ralph. Andrzejak, Klaus Lehnertz, Florian Mormann, Christoph Rieke, Peter David, and Christian E. Elger, Indications of nonlinear deterministic and finite-dimensional structures in timeseries of brain electrical activity:Dependence on recording region and brain state, Physical Review E, vol 64, 061907. 2001 The American Physical Society.
<https://journals.aps.org/pre/abstract/10.1103/PhysRevE.64.061907>
- [9]: Ateke Goshvarpour, Atefeh Goshvarpour, Saeed Rahati, Vahid Saadatian, “ Bispectrum estimation of electroencephalogram signal during meditation ”, Iran J Psychiatry BehavSci, vol 6, No 2, pp 48-54. 2012.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3940018/>
- [10]: Nikias CL, Raghuveer MR. Bispectrum estimation: a digital signal processing framework. Proc IEEE 1987; 75(7): 869-91.
<https://www.semanticscholar.org/paper/Bispectrum-estimation%3A-A-digital-signal-processing-Nikias-Raghuveer/4c794724efba21333fa10b727609187e3cfee398>
- [11]: Chua, Kuang C. and Chandran, Vinod and Acharya, Rajendra and Lim, , C. M.(2007) Higher Order Spectral (HOS) Analysis Of Epileptic EEG Signals. InProceedings 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering inMedicine and Biology Society, 2007. (EMBS 2007), Lyon, France.p3.
- [12]: Hair, J. F., Hult, G. T. M., Ringle, C. M., and Sarstedt, M. 2017. A Primer on Partial Least Squares Structural Equation Modeling (PLS-SEM). 2nd Ed. Thousand Oaks, CA: Sage

[13]: Jean-Louis Lacoume, Pierre-Olivier Amblard, Pierre Comon, Statistiques d'ordre supérieur pour le traitement du signal, MASSON, pp.290, 1997.

[14]: Abdelouahed Saadia et Bourdji Fatima, Détection précoce d'épilepsie, Mémoire de master, université de Tlemcen,2016.

[15]: K. C. Chua, V. Chandran, U. R. Acharya and C. M. Lim, Cardiac state diagnosis using higher order spectra of heart rate variability, Journal of Medical Engineering & Technology, vol.32, No. 2, pp.145 – 155, March/April 2008.

[16]: A. Porta, G. Baselli, E. Caiani, A. Malliani, F. Lombardi, and S. Cerutti, Quantifying electrocardiogram RT-RR variability interactions, Med. Biol. Eng. Comput., vol. 36, no. 1, pp. 27-34, 1998.

<https://link.springer.com/journal/11517/36/1>

[17]: Imane D, Hidayet B, El Houda BYN, El Amine DSM, Phonocardiograms Signals Analysis Using The Graphical Bispectral Technique, Ann Clin Cases edition. 2020; 1(1):1009.

<http://www.medtextpublications.com/recent-open-access-articles.php>

Conclusion générale

Conclusion générale

La science de la santé ne cesse d'évoluer depuis la nuit des temps, les recherches publiées et les découvertes faites jusqu'à maintenant font preuve de grands efforts et d'un immense savoir de qui se passe de génération en génération. C'est de même dans le domaine de l'électronique biomédicale où les recherches scientifiques ont abouti à d'importants et intéressants résultats par le biais d'énormes progrès consentis ces dernières années. C'est ainsi qu'à l'aide des nouvelles technologies appliquées et de l'utilisation de l'outil informatique, il a été obtenu une approche des plus parfaite possible dans l'étude complexe du fonctionnement des organes du corps humain tels que le cerveau, le rein, le foie, l'estomac, et surtout le cœur : moteur essentiel et source de vie de chacun. [4]

Depuis l'invention du stéthoscope, l'auscultation cardiaque est devenue la méthode de diagnostic, les médecins se réfèrent aux bruits cardiaques pour détecter des anomalies, dépister des pathologies cardiaques et établir des diagnostics des plus fiables. En outre et après l'apparition de la phonocardiographie la tâche est devenue de plus en plus facile pour le médecin puisque le signal phono cardiogramme (PCG) traduit l'activité cardiaque avec une meilleure précision.

A cet effet, plusieurs méthodes d'analyses numériques ont émergé afin d'aider le clinicien cardiologue à établir un diagnostic plus fiable vis-à-vis de son patient puisque ces méthodes permettent une meilleure caractérisation et fait ressortir toute information utile pour le diagnostic.

C'est dans ce même contexte qu'on a mené ce travail de PFE dans lequel on a appliqué plusieurs techniques de traitement d'analyse numérique (FFT, STFT, TOD, HOS) sur trois groupes de signaux phono cardiogrammes (PCG) afin d'aboutir à une discrimination possible et satisfaisante entre ces différents groupes classés comme suit :

- 1^{er} groupe : Les signaux PCG ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal.
- 2^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle réduit (click).
- 3^{ème} groupe : Les signaux PCG à souffle important.

Le même algorithme d'analyse est également appliqué sur un autre groupe dédié à l'étude du degré de sévérité pathologique variable du même type de signal concerné.

La classification des signaux PCG étudiés est faite sur la base du « **paramètre étalon** » à savoir le rapport énergétique (RE) puisqu'il a déjà prouvé son efficacité dans des recherches antérieures précédentes. Afin de valider nos résultats trouvés au cours de ce mémoire ces derniers sont donc comparés à ce rapport (RE). On a utilisé les techniques spectrales et spectro-temporelle (FFT, STFT, TOD) dans le but de réaliser un enchaînement d'idées et de résultats avant d'entamer la phase principale de cette étude qui est « Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes par application de l'analyse spectrale d'ordre supérieur (HOS) : Analyse Bi-spectrale » qui est une technique rarement utilisée à fond dans le traitement des signaux PCG mais qui s'est avérée très utile dans l'étude de la sévérité pathologique avec ses résultats numériques et graphiques.

Les résultats obtenus ont donc la possibilité de fournir aux cliniciens en cardiologie un maximum d'informations susceptibles de fournir une aide des plus appréciables pour établir un diagnostic fiable avec une possibilité d'interpréter la pathologie cardiaque ainsi que de cibler et évaluer son degré de sévérité.

Sur la base des résultats obtenus nous pouvons envisager d'autres perspectives :

- Etablissement de paramètres plus pertinents qui peuvent cibler les pathologies des quatre valvules par le biais de l'analyse numérique des composantes internes du bruit B1 (M1 et T1) et du bruit B2 (A2 et P2)
- Etablissement d'un nouveau paramètre graphique d'estimation de la sévérité pathologique à travers les graphes des bispectres obtenus par l'application de l'analyse bispectral sur les signaux PCG.
- Réaliser une étude approfondie sur les différentes fréquences obtenue avec l'analyse bispectrale.
- Etude énergétique plus approfondir sur les différents signaux PCG des trois groupes et délimiter les zones d'intervention de chaque groupe.

Nous espérons que notre modeste travail de recherche dans le traitement des signaux phonocardiogrammes constituerait un simple jalon parmi les nombreux autres déjà posés par les membres de recherche du laboratoire du Génie Biomédicale et spécialement « l'équipe de recherche du traitement des signaux sonores et ultrasonores » durant ces dernières années.