

UNIVERSITÉ ABOU BEKR BELKAÏD - TLEMCEM

Faculté des sciences de l'ingénieur
Département d'électronique biomédicale



Mémoire de magister
en électronique biomédicale

Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques

par

M.Omari Tahar

soutenu en juin 2009 devant le jury composé de :

M.Bereksi-Reguig Fethi	Professeur Univ.Tlemcen	Président
M.Debbal Sidi Mohamed	Maitre de conférences Univ.Tlemcen	Encadreur
M.Chikh Mohamed El-Amine	Maitre de conférences Univ.Tlemcen	Examineur
M.Hadj Slimane Zine-Eddine	Maitre de conférences Univ.Tlemcen	Examineur
M.Meziane Tani Abderrahim	Médecin cardiologue CHU.Tlemcen	Invité d'honneur

UNIVERSITÉ ABOU BEKR BELKAÏD - TLEMCEM

Faculté des sciences de l'ingénieur
Département d'électronique biomédicale



Mémoire de magister
en électronique biomédicale

Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques

par

M.Omari Tahar

soutenu en juin 2009 devant le jury composé de :

M.Bereksi-Reguig Fethi	Professeur Univ.Tlemcen	Président
M.Debbal Sidi Mohamed	Maitre de conférences Univ.Tlemcen	Encadreur
M.Chikh Mohamed El-Amine	Maitre de conférences Univ.Tlemcen	Examineur
M.Hadj Slimane Zine-Eddine	Maitre de conférences Univ.Tlemcen	Examineur
M.Meziane Tani Abderrahim	Médecin cardiologue CHU.Tlemcen	Invité d'honneur

À ma famille . . . À tous ceux qui me sont chers

Remerciements

Avant tout je remercie le bon Dieu qui m'a donné de l'aide et de la patience pour achever ce travail.

Mes premiers remerciements sont adressés à mon directeur de thèse, M. Debbal Sidi Mohamed, maître de conférences à l'université de Tlemcen. Je lui suis reconnaissant pour les qualités scientifiques et pédagogiques de son encadrement. Sa confiance et son soutien m'ont beaucoup aidé à accomplir ce travail. Il a su guider cette étude avec sagesse, tout en me laissant une grande liberté.

J'adresse également mes remerciements à Monsieur Bereksi-Reguig Fethi, professeur à l'université de Tlemcen pour l'honneur qu'il me fait en acceptant de présider le jury chargé d'examiner ce travail.

J'exprime ma profonde gratitude à Monsieur Chikh Mohamed El-Amine et à Monsieur Hadj Slimane ZineEddine, maîtres de conférences à l'université de Tlemcen, qui ont accepté de participer au jury d'examen de ce mémoire.

Je tiens aussi à exprimer ma gratitude à Docteur Meziane Abderrahim et à Docteur Abou Amine, spécialistes en cardiologie à C.H.U Tlemcen, pour leur collaboration et leur aide.

Enfin, je tiens vivement à remercier toutes les personnes qui m'ont soutenu, encouragé et aidé de près ou de loin pendant cette période.

Résumé

La sténose aortique est la valvulopathie la plus commune dans notre pays. Elle se caractérise par un rétrécissement de la valve aortique et engendre une résistance à l'écoulement sanguin, du ventricule gauche vers l'aorte. Dès l'apparition de symptômes sévères consécutifs à la sténose aortique, la survie n'excède pas 2 à 5 ans en l'absence de chirurgie. Pour la plupart des patients, le remplacement valvulaire est le seul traitement efficace. Plusieurs techniques de diagnostic existent pour évaluer la dysfonction de la valve et prévoir une éventuelle chirurgie, dont l'échographie Doppler et le cathétérisme sont les plus célèbres. L'inconvénient majeur de ces techniques réside essentiellement dans le prix élevé de ces équipements. Le meilleur suppléant choisi dans notre travail est le traitement numérique du signal Phonocardiogramme (PCG).

Le signal (PCG) représente l'enregistrement sonore des bruits cardiaques. L'étude de ce signal permet de comprendre la nature et l'origine de ces bruits. Le but de notre travail est de développer de nouvelles approches pour faciliter l'auscultation cardiaque, en particulier l'estimation du degré de sévérité du rétrécissement aortique. À cet effet, un algorithme de segmentation a été élaboré ; il permet l'extraction des différentes composantes du cycle cardiaque (bruit, click, souffle). L'implémentation de la transformée en ondelettes dans notre algorithme a montré une grande efficacité, en particulier la transformée en ondelettes discrètes (*TOD*) et la transformée en ondelettes continues (*TOC*).

L'intensité du souffle est le paramètre fondamental utilisé pour estimer le degré de sévérité, néanmoins il ne peut être valable pour tous les cas. En fait, un rétrécissement très serré produit généralement un souffle de faible intensité. Pour cela d'autres paramètres supplémentaires ont été élaborés, dont trois apparaissent très prometteurs : le ratio énergétique aortique (*REA*), le rapport d'angle (R_g) et l'étendu fréquentiel (Δf). Ils ont été testés sur 23 cas de rétrécissement aortique de différent degré de sévérité. Les résultats ont montré une bonne corrélation avec l'évolution de la sévérité.

Mots clefs : Sténose aortique, Phonocardiographie, bruits cardiaques, sévérité pathologique, souffles cardiaques, la transformée en ondelettes, classification.

Abstract

Aortic stenosis is the common valvular heart disease in our country. This causes an obstruction to blood flow from the left ventricle to the aorta. Once the patient becomes symptomatic, survival is markedly reduced. If the aortic valve is not replaced, survival does not exceed 2 to 5 years. For almost of patient the valvular replacement is the only effective treatment. Several techniques can be used to evaluate the valvular dysfunction and select the good timing for surgery. The most useful techniques are Doppler echography and catheterization. Unfortunately, these equipments are very expensive. Therefore, the numerical analysis of Phonocardiographic (PCG) signal was chosed as the best substitute.

The PCG signal presents the acoustic recording of heart sounds, the study of these last allows understanding their nature and origins. The aim of this work is to develop new approaches to make easy the heart auscultation, particularly the estimation of the aortic stenosis severity.

In this aim, an algorithm of segmentation was developed, it allows the extraction of different heart murmurs. The implementation of wavelet transform in our algorithm has shown a good efficiency. In particular, the discrete wavelet transform (*DWT*), and continuous wavelet transform (*CWT*).

The intensity of the murmur is the basic parameter used to estimate the degree of severity, but it cannot be valid for all cases. Indeed, a stenosis with high severity usually produces a low intensity. For that other parameters have been developed, including three appear very promising : the Ratio of aortic energy *RAE*, the ratio of angle R_g and the extended frequency Δf . They were tested on 23 cases of aortic stenosis. The results showed a high correlation with increasing of severity.

Keywords : Aortic stenosis, Phonocardiography, Heart sounds, Heart murmurs, pathological severity, wavelet transform, classification.

Table des matières

Remerciements	iii
Résumé	iv
Abstract	v
Liste des figures	ix
Liste des tableaux	xiv
Liste des symboles et abbréviations	xv
Introduction	1
1 La Phonocardiographie	4
1.1 Introduction	4
1.2 Le système cardiovasculaire	6
1.2.1 Les valves cardiaques	6
1.2.2 La circulation sanguine	7
1.2.3 Le cycle cardiaque	8
1.3 Les principes de la formation des bruits cardiaques	10
1.4 Les bruits cardiaques de base	10
1.5 Les pathologies valvulaires	12
1.5.1 Le souffle cardiaque	16
1.5.2 Les sites auscultatoires	16
1.6 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG	18
1.7 Conclusion	18
2 Diagnostic clinique de la sténose aortique	19
2.1 Introduction	19
2.2 Écoulement à travers une sténose aortique	20
2.2.1 La dynamique des fluide	20
2.2.1.1 Théorème de Bernoulli	20
2.2.2 Caractéristique d'un jet	22
2.2.3 Variation de pression liée à la sténose	22
2.3 Mesure du gradient de pression transvalvulaire	23

2.3.1	Échocardiographie Doppler	24
2.3.2	Cathétérisme	26
2.4	Degré de sévérité de la sténose	27
2.5	Mesure de l'aire valvulaire efficace	28
2.6	Auscultation de la sténose aortique	30
2.6.1	La relation entre le flux et la fréquence du souffle émise	32
2.6.2	Estimation de la sévérité d'une sténose aortique par la Phonocardiographie	34
2.7	Conclusion	35
3	Analyse temps-fréquence :	
	Transformée en ondelettes	37
3.1	Introduction	37
3.2	Classification des signaux	38
3.2.1	Classification déterministe-aléatoire	38
3.2.2	Classification énergétique	38
3.2.3	Autres classifications	39
3.2.4	Représentation vectorielle des signaux	39
3.3	Transformée de Fourier	39
3.4	Quelques représentations temps-fréquence	40
3.4.1	Transformée de Fourier à fenêtre glissante	40
3.4.2	Distributions temps-fréquence généralisées	44
3.5	Analyse par transformée en ondelettes	46
3.5.1	Famille des ondelettes	47
3.5.1.1	Éléments théoriques	47
3.5.2	Transformée en ondelettes continues	48
3.5.2.1	La formule générale	48
3.5.2.2	Formule d'inversion	49
3.5.2.3	La résolution temps-fréquence	49
3.5.2.4	Le choix de l'ondelette analysante	51
3.5.2.5	Validité du choix : quelques comparaisons des représentations temps-fréquence.	52
3.5.3	Transformée en ondelettes discrète	55
3.5.3.1	Bases orthonormées d'ondelettes	56
3.5.3.2	L'analyse Multirésolution	57
3.5.3.3	Algorithme de Mallat	58
3.5.3.4	Récapitulation	60
3.5.4	Débruitage par ondelettes	61
3.6	Conclusion	65
4	Segmentation du signal Phonocardiogramme	66
4.1	Introduction	66
4.2	La détection d'enveloppe	67
4.3	L'algorithme de segmentation	69
4.3.1	Détection et identification des bruits B1 et B2	69
4.3.2	Extraction des souffles	73
4.3.3	Résultats et interprétation	74

4.4	Conclusion	80
5	Classification des sténoses aortiques	81
5.1	Introduction	81
5.2	Mesure des différents paramètres	82
5.3	Paramètres supplémentaires d'estimation du degré de sévérité	84
5.3.1	Le rapport énergétique aortique <i>REA</i>	84
5.3.2	Le triangle du rétrécissement aortique	85
5.4	Mesures et interprétation	87
5.4.1	Étude qualitative	88
5.4.2	Étude quantitative	90
5.5	Conclusion	101
	Conclusion	102
	A Représentation Temps-fréquence (TOC) de quelques signaux PCG	104
	B Représentation temporelle et temporelle-fréquentielle du souffle des différents sujets	106
	Bibliographie	113

Table des figures

1	Les 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 littmann (à droit).	2
1.1	Le signal électrocardiogramme (ECG) et le signal phonocardiogramme (PCG) d'un sujet sain.	5
1.2	La relation entre la partie acoustique du son cardiaque et le seuil d'audibilité.	5
1.3	Anatomie du cœur (à gauche), et le chemin de la circulation sanguine dans le cœur gauche et le cœur droit (à droit).	6
1.4	L'image à gauche présente une illustration de la valve mitrale associé avec les cordages tendineux et les muscles papillaires. À droit, les valves cardiaques et les anneaux où elles sont insérées.	7
1.5	La circulation sanguine dans le système cardiovasculaire , la couleur en rouge présente de sang oxygéné, et la couleur bleu présente le sang désoxygéné.	8
1.6	La diastole ventriculaire (relaxation).	9
1.7	La systole ventriculaire (contraction).	9
1.8	Ce schéma montre les différents bruits cardiaques, ainsi une illustration de leurs causes physiologiques. Uniquement le coté gauche du cœur est affiché dans cette figure.	11
1.9	L'image à gauche présente le deuxième bruit cardiaque B2 pendant l'expiration. L'image à droit montre le même bruit B2 pendant l'inspiration. A2 et P2 sont les composantes internes du deuxième bruit.	12
1.10	À gauche : valve aortique saine. À droite : valve aortique sévèrement calcifiée.	13
1.11	Les différentes pathologies rencontrées dans le cœur gauche suivant les deux phases systolique et diastolique. (a) Sténose Aortique, (b) Insuffisance Aortique, (c) Sténose Mitrale, (d) Insuffisance Mitrale.	14
1.12	Les différentes pathologies rencontrées dans le cœur droit suivant les deux phases systolique et diastolique. (a) Sténose Pulmonaire, (b) Insuffisance Pulmonaire, (c) Insuffisance Tricuspidé, (d) Sténose Tricuspidé.	14
1.13	Les pathologies cardiaques non-valvulaires. (a) Patent Ductus Arteriosus, (b) Hypertrophie de septum, (c) Défaut Septal Atrial, (d) Défaut de septum ventriculaire.	15
1.14	La forme et la chronologie des différents souffles cardiaques.	16
1.15	Les différents sites d'auscultation.	17
2.1	Quantité de mouvement de fluide dans une conduite de section S variante. P, V, A indiquent respectivement la pression, la vitesse et l'aire de la section.	21

2.2	Schéma d'un écoulement à travers un diaphragme inséré dans une conduite cylindrique rectiligne et analogie avec celui à travers une sténose aortique. Les zones respectivement ①, ②, ③ et ④ correspondent à la chambre de chasse ventriculaire, à l'orifice valvulaire, à la vena contracta et à l'aorte ascendante.	22
2.3	Variation de la pression statique en présence d'un jet en écoulement permanent. Les numéros correspondent à ceux de la figure 2.2 : ① conditions amont, ② plan de l'orifice, ③ plan de vena contracta, ④ plan de recouvrement de pression, ⑤ rétablissement de l'écoulement pleinement développé.	23
2.4	Position communes de la sonde échocardiographique pour l'examen d'une sténose aortique : 2- Apicale. 4- Suprasternale.	25
2.5	La position apicale de la sonde échocardiographique aligne l'axe d'émission ultrasonore avec celui de l'écoulement transvalvulaire. À gauche : schéma du Doppler en mode pulsé. À droite schéma du Doppler en mode continu.	25
2.6	Mesure de la vitesse dans la vena contracta V_{VC} par échocardiographie Doppler en mode continu. La vitesse en pic de systole est ici $3.48m/s$, la vitesse moyenne $2.47m/s$	26
2.7	Extrémité d'un cathéter Millar de mesure de pression.	27
2.8	L'insertion d'un cathéter en amont et aval de la valve aortique permet la mesure du gradient de pression transvalvulaire. Le cathéter ici inséré à partir de l'artère fémorale.	27
2.9	Comparaison entre les coupes anatomiques du cœur in vivo et par échocardiographie en vue parasternale grand-axe (figure2.4). VG symbolise le ventricule gauche, OG, l'oreillette gauche et Ao, l'aorte. La flèche indique de diamètre de la chambre de chasse ventriculaire.	29
2.10	Correlation du PCG avec les activités mécaniques du cœur.	31
2.11	La relation entre le diamètre de la sténose et le nombre de Reynolds.	32
2.12	Représentation d'un écoulement à travers une sténose.	33
2.13	La relation entre la fréquence des vortex et ses énergies. Les différents régions représentent les tailles des vortex.	33
2.14	Représentation temps-fréquence d'un souffle cardiaque. La ligne horizontale indique la fréquence à 300 Hz, les deux lignes verticales indiquent la durée du souffle mesurée à cette fréquence.	34
2.15	L'évolution de la durée fréquentielle à 300Hz vis-à-vis le gradient de pression transvalvulaire maximal.	35
3.1	(a) : Un exemple de représentation temps-fréquence, (b) : transformée de Fourier à courte terme relative de (a).	41
3.2	La fonction chirp	42
3.3	(gauche) Amplitude et la phase du signal <i>chirp</i> accroissent, (droite) Amplitude et la phase du signal <i>chirp</i> décroissent	42
3.4	(a) : Signal temporel de 256 points avec deux composantes spectrales : 10 Hz et 40 Hz. (b) : Le spectre relatif de (a)	43
3.5	Tracé des contours d'amplitude de la TFFG du signal précédent. (a) : À l'aide d'une fenêtre Gaussienne de taille 64 points. (b) : À l'aide d'une fenêtre Gaussienne de taille 128 points.	43

3.6	(a) : Signal temporel $x(t)$ de taille 512 points avec trois composantes spectrales : 10 Hz, 80Hz et 40Hz. (b) : Le spectre de $x(t)$. (c) : Le tracé des contours d'amplitude de la TFFG du signal $x(t)$ à l'aide d'une fenêtre gaussienne de taille 64 points.	44
3.7	(a) : Signal sinusoïdal simple : $f = 10Hz$. (b) Distribution de WV du signal en (a).	45
3.8	(a) : Signal sinusoïdal simple avec une région nulle au milieu. (b) Distribution de WV du signal en (a).	46
3.9	Représentation d'une ondelette et sa transformée de Fourier sur différents échelles.	49
3.10	La résolution temporelle et fréquentielle d'une atome	50
3.11	Découpage en atomes temps-fréquence, (a)TFFG, (b)TOC.	51
3.12	Ondelette de Morlet, Partie réelle (trait plein) et partie imaginaire (pointillés).	52
3.13	Comparaison entre les cartes temps-fréquence obtenues par TOC avec des ondelettes de Morlet réelles et complexes. (a) le signal du test ($f = 10 Hz$). (b) : La TOC du signal en (a) avec des ondelettes Morlet réelles. (c) : La TOC du signal en (a) avec des ondelettes Morlet complexes.	52
3.14	Comparaison entre les différentes RTF. (a) :Le signal du test. (b) : La transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG). (c) : La représentation temps-fréquence de Wigner-Ville (WV). (d) : La transformée en ondelettes continues (TOC), avec une ondelette de type Morlet complexe.	53
3.15	La détermination du pic du souffle à travers une RTF. (a) : Souffle cardiaque, (b) : la TOC du signal en (a), les contours sont définis entre $[0.1 :0.1 :1]$. (c) : la TOC du signal en (a), les contours sont définis entre $[0.01 :0.1 :1]$	54
3.16	Représentation d'un paysage en analyse multi-résolution. Progressivement les détails disparaissent, d'abord les oiseaux et l'herbe, puis le tronc devient uniforme.	58
3.17	Schéma de décomposition.	59
3.18	Schéma de reconstruction.	60
3.19	Représentation graphique de l'implémentation de la TOD.	61
3.20	Le diagramme de débruitage par ondelettes (seuillage)	62
3.21	Un signal phonocardiogramme avec un souffle diastolique. Ce signal est généré sur trois fréquences d'échantillonnage : 8000 Hz, 44.1 et 96Khz.	63
3.22	Le débruitage par ondelettes du signal présenté par la figure 3.21 sur différents niveaux de décomposition, la fréquence d'échantillonnage est 8000Hz.	63
3.23	Le débruitage par ondelettes du signal présenté par la figure 3.21 sur différents niveaux de décomposition, la fréquence d'échantillonnage est 44.1KHz.	64
3.24	Le débruitage par ondelettes du signal présenté par la figure 3.21 sur différents niveaux de décomposition, la fréquence d'échantillonnage est 96KHz.	64
4.1	Comparaison entre les différentes méthodes pour estimer l'enveloppe. Le signal du test est représenté en (a) et les différents résultats sont montrés en (b). La variation d'énergie par rapport à l'amplitude du signal est affichée en (c)	68

4.2	L'algorithme de segmentation du signal PCG	70
4.3	Un signal PCG avec un souffle diastolique important	71
4.4	(a) : Algorithme pour supprimer les valeurs inférieurs à 90%. (b) : Les condition de detection des bruits B1 et B2.	71
4.5	La figure (a) montre l'enveloppe d'énergie de shannon superposée sur le signal PCG. la figure (b) montre l'identification des bruits B1 et B2 à travers l'enveloppe d'énergie, où le symbole o indique le bruit B1 et le symbole + indique le bruit B2.	72
4.6	L'algorithme de détection des minima latéraux de chaque bruit.	72
4.7	La figure (a) présente l'enveloppe avec le seuil S2, la figure (b) montre les bandes des bruits détectées. le symbole □ indique le début bruit, et le symbole × indique la fin du bruit.	73
4.8	La segmentation du signal PCG. (a) le signal PCG avant segmentation. (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.	74
4.9	Segmentation d'un signal PCG normal sans passer par le débruitage par ondelettes.(a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.	74
4.10	Segmentation d'un signal PCG avec régurgitation aortique.(a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.	75
4.11	Segmentation d'un signal PCG avec régurgitation mitrale.(a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.	76
4.12	Segmentation d'un signal PCG avec sténose aortique.(a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle, (d) le click détecté.	77
4.13	Segmentation d'un signal PCG avec régurgitation aortique .(a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.	78
4.14	Segmentation d'un signal PCG avec sténose mitrale, (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) le souffle, (d) le clic	79
4.15	Extraction graphique du souffle .(a) sténose aortique, (b) La transformée en ondelettes continues relative de (a), T1 et T2 représente respectivement le début et la fin du souffle.	80
5.1	La mesure de l'étendue fréquentielle à travers la FFT.	83
5.2	(a) Un cycle d'une sténose aortique sévère. (b) La transformée en ondelettes continues relatives de (a). Le ratio d'énergie $REA = \frac{E_2}{E_1 + E_2}$, dont $E_1 = E_{B1} + E_{B2}$	84
5.3	Modélisation d'un souffle systolique d'une sténose aortique. (a) rétrécissement modéré, (b) rétrécissement sévère	85
5.4	(a) souffle d'une sténose aortique, (b) la RTF relative de (a) avec le triangle du rétrécissement aortique.	86
5.5	Le triangle du rétrécissement aortique avec les différents paramètres.	87
5.6	Les histogrammes des différents paramètres.	89
5.7	(a) L'évolution de l'écart type $\sigma(A)$, (b) l'évolution de l'énergie E . Les symboles ⊙ et ○ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.	91

5.8	(a) l'évolution de l'étendu fréquentiel Δf , (b) l'évolution de la fréquence maximale f_{max} . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.	92
5.9	(a) L'évolution du ratio du temps R_t , (b) l'évolution de l'erreur de reconstruction ε_{er} . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.	93
5.10	(a) L'évolution du ratio énergétique aortique (REA), (b) l'évolution du rapport d'angle R_g . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.	94
5.11	La description d'une boîte à moustaches.	95
5.12	Les boîtes à moustaches des différents paramètres	98
A.1	La transformée en ondelettes continues de quelques pathologies valvulaires. (a) : sténose aortique, (b) : sténose mitrale, (c) : insuffisance aortique, (d) : insuffisance mitrale.	105
B.1	À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.	107
B.2	À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.	108
B.3	À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.	109
B.4	À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.	110
B.5	À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.	111
B.6	À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.	112

Liste des tableaux

1.1	Les propriétés temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.	18
2.1	La classification de la sévérité des sténoses aortiques actuellement utilisée.	27
2.2	La nouvelle classification de la sévérité des sténoses aortiques établie par la durée fréquentielle à 300Hz.	35
5.1	La base de données des rétrécissements aortiques. La classification de ces différents <i>SA</i> est réalisée selon la durée fréquentielle à 300 <i>Hz</i> : <i>légère</i> < 0.16 (<i>sec</i>) , 0.16 (<i>sec</i>) ≤ <i>modéré</i> < 0.2 (<i>sec</i>) , <i>sévère</i> ≥ 0.20 (<i>sec</i>) .	82
5.2	La valeur des paramètres de classification de sévérité des signaux <i>PCG</i> .	88
5.3	Les equations d'approximation des différents paramètres.	95
5.4	La plage de variation des deux classes et selon les différents paramètres. .	99

Liste des symboles et abbréviations

*	: complexe conjugué
\bar{x}	: moyenne temporelle de x
$ \quad $: valeur absolue
\wedge	: produit vectoriel
a	: le paramètre d'échelle
A	: aire de la section
AV	: les valves auriculo-ventriculaires
A_2	: la composante aortique du 2 ^{ème} bruit B_2
A_{LV}	: aire de la chambre de chasse ventriculaire
C_x	: la distribution temps-fréquence généralisée de Cohen
C_ψ	: la condition d'admissibilité
D	: le diamètre de la conduite
d	: le diamètre de l'obstruction
DTFG	: distribution temps-fréquence généralisée
ε_{er}	: erreur de reconstruction
E	: énergie
E_1	: l'énergie des bruits B_1 et B_2
E_2	: l'énergie du souffle
ECG	: électrocardiogramme
EOA	: aire valvulaire efficace
f	: la fréquence
f_{ech}	: la fréquence d'échantillonne
f_d	: la fréquence émise par les vortexes
FFT	: la transformée de Fourier rapide
g	: la gravité terrestre (9.81 m/s^2)
$g(\nu, \tau)$: le filtre Cohen (Kernel)
h	: la hauteur (m)
N	: la taille du signal
η	: la viscosité du fluide

P	: la pression statique du fluide
P2	: la composante pulmonaire du 2 ^{ème} bruit B2
PCG	: phonocardiogramme
P_{VL}	: pression statique du fluide dans la chambre du chasse ventriculaire
P_{VC}	: pression statique du fluide dans la vena contracta
Q	: le débit
ρ	: la masse volumique (kg/m^3)
Re	: nombre de Reynolds
R_t	: le rapport temporel
R_g	: le rapport angulaire
REA	: le rapport énergétique aortique
RTF	: représentation temps-fréquence
σ	: écart type
S_H	: transformée d'Hilbert
S_o	: signal original
S_r	: signal de synthèse
τ	: taux de glissement
t	: le temps
T	: période d'échantillonnage
TF	: transformée de Fourier
TFD	: transformée de Fourier discret
TFFG	: transformée de Fourier à fenêtre glissante
TO	: transformée en ondelette
TOC	: transformée en ondelettes continues
TOD	: transformée en ondelettes discrètes
TPG	: gradient de pression transvalvulaire
V	: vitesse du fluide
VC	: vena contracta
VG	: ventricule gauche
VD	: ventricule droit
V_{LV}	: la vitesse du fluide dans la chambre du chasse ventriculaire
V_{VC}	: la vitesse du fluide dans la vena contracta
WV	: distribution de Winger-Ville

Introduction

Le cœur a pendant longtemps été considéré comme le siège des sensations et du mouvement volontaire. Sans doute l'augmentation du rythme cardiaque lors des émotions est-elle à l'origine de cette croyance. Aristote (IV^e siècle av. J.-C.) lui a attribué ce rôle, tandis que Galien (II^e siècle) situait plutôt ces fonctions dans le cerveau. Le Moyen Âge a hésité entre ces deux conceptions. Tout en admettant, dans le Canon (Qanûn fi tēb), la pertinence, du point de vue de la finalité thérapeutique, d'isoler les trois organes principaux, Abd Allah ibn Sīna " Avicenne " (980-1037) éprouve quelque difficulté à ôter au cœur sa fonction principale. Mohammed ibn Rushd " Averroès " (1126-1198), dans le Colliget, corruption du mot arabe "colliyat" qui signifie le livre de tous, se range clairement derrière Aristote et il fait du cœur le siège de la sensibilité générale, en réfutant les arguments anatomiques qui pouvaient être avancés.

Ce n'est qu'à partir du XVII^e siècle, et avec les travaux de William Harvey (1578-1658), que notre compréhension du cœur commence à être détrônée définitivement de sa fonction de siège des sensations. Suite à de nombreuses dissections sur des animaux, Harvey observe plusieurs phénomènes qui l'amènent à repenser la physiologie du système cardio-vasculaire. D'abord il remarque que la contraction des oreillettes se fait avant celle des ventricules et que le cœur ne se gonfle pas. Il en déduit donc que le cœur agit comme une pompe, plutôt que comme un aimant, et pousse le sang lors de la contraction.

Après cette découverte, les connaissances sur l'auscultation ont beaucoup évolué. Robert Hooke (1635-1703), un médecin Anglais, a été le premier à réaliser le potentiel du diagnostic à travers l'auscultation cardiaque :

*J'ai pu entendre très clairement les battements du cœur humain . . .
qui le sait, peut être ça sera possible de découvrir le mouvement des
organes internes du corps . . . par le bruit qu'ils font, peut être, on
peut découvrir l'état des différents organes dans le corps humain.*

Lorsque René Laennec (1781-1826) a inventé le stéthoscope en 1816, l'auscultation cardiaque est devenu un outil clinique indispensable jusqu'à nos jours. Une sélection de stéthoscopes de différentes époques est présentée dans la figure 1.



FIG. 1: Les 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 littmann (à droit).

Dans une auscultation cardiaque on peut distinguer deux bruits principaux (B1 et B2), produits respectivement par la fermeture des valves auriculo-ventriculaires et sigmoïdes. Un troisième et un quatrième bruit (B3 et B4) peuvent aussi exister. En outre, une variété de souffles cardiaques peuvent être aussi présents.

Les souffles cardiaques peuvent être innocents ou pathologiques. Les causes principales de ces derniers revient généralement aux valvulopathies, ou encore à des malformations cardiaques. Une étude plus approfondie sur l'anatomie du cœur, ainsi que les différentes pathologies cardiaques est présentée dans le chapitre 1.

Le rétrécissement ou la sténose aortique est actuellement la valvulopathie la plus fréquente. Elle se caractérise par un rétrécissement de l'ouverture valvulaire aortique, en engendrant une résistance à l'écoulement du sang, du ventricule gauche vers l'aorte. Elle peut provoquer une hypertrophie ventriculaire caractérisée par un épaississement du myocarde, qui peut conduire à une mort certaine en l'absence de chirurgie. Pour la plupart des patients, le remplacement valvulaire est le seul traitement efficace. Avant de prendre une telle décision, le médecin doit savoir et avec précision le degré de sévérité de la sténose. Une étude détaillée sur la sténose aortique, ainsi que les différents paramètres utilisés actuellement dans l'estimation de la sévérité est présentée dans le chapitre 2.

Le diagnostic des valvulopathies est souvent établi par la présence d'un souffle caractéristique, entendu lors d'une auscultation au stéthoscope. En revanche, le degré de sévérité est estimé de façon approximative. L'échographie Doppler ou le cathétérisme viennent compléter l'examen par une évaluation plus précise. L'inconvénient majeur de ces techniques réside non seulement dans la complexité d'utilisation qui nécessite un spécialiste en cardiologie, mais aussi dans le prix élevé de ces équipements. L'objectif fixé dans notre travail est de trouver une solution simple et efficace pour estimer le degré de sévérité du

rétrécissement aortique. Cette solution est basée sur le traitement numérique du signal phonocardiogramme.

Le traitement autonome du souffle est l'une de nos priorités, pour cela un algorithme de segmentation a été élaboré. Ce dernier est subdivisé en deux parties : la première partie est consacrée à l'extraction et l'identification du souffle (systolique ou diastolique), tandis que la deuxième partie concerne le traitement spectro-temporel. La transformée en ondelettes est la technique sur laquelle notre algorithme est basé. Deux versions sont utilisées : continue et discrète. Cette dernière est employée comme une technique de filtrage (débruitage par seuillage) dans le but d'extraire les différents souffles. Cependant, la transformée en ondelettes continues (TOC) est utilisée comme un moyen de représentation temps-fréquence du signal *PCG*.

Une étude théorique sur les ondelettes est exposée dans le troisième chapitre, alors que l'algorithme de segmentation est détaillé dans le quatrième chapitre.

Le rétrécissement aortique produit un souffle systolique sous forme d'une losange, dont plusieurs indices sur le degré de sévérité peuvent être repérés. Le cinquième chapitre met en évidence les différents paramètres qui peuvent être déterminés sur un signal *PCG* pour estimer le degré de sévérité.

Enfin, nous terminons par une conclusion sur l'ensemble du travail réalisé, et des perspectives envisagées pour la suite de ce travail.

Chapitre 1

La Phonocardiographie

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cardiovasculaire, puis, de manière plus détaillée, le principe du phonocardiogramme. Et nous mettrons en exergue les définitions et les caractéristiques des différents bruits cardiaques, ainsi que l'origine de leurs productions. Nous décrirons, par la suite les caractéristiques temporelles et fréquentielles de ces différents bruits cardiaques.

1.1 Introduction

Le cœur est l'organe principal qui assure la circulation sanguine, donc la survie du patient. Pour cela l'exploration de l'activité cardiaque est devenue un domaine très attractif pour les cardiologues autant que les chercheurs. Cette activité est composée en deux types, une activité électrique représentée par le signal électrocardiogramme (ECG) et un ensemble de bruits qui constitue le signal phono-cardiogramme (PCG) (voir la figure 1.1).

Les souffles et les bruits cardiaques sont relativement de faible intensité, leur gamme de fréquence peut s'étendre de 10-1000Hz, voir la figure 1.2. Lors d'une simple auscultation, Le système auditif humain ne peut détecter qu'une petite partie de cette gamme. Par conséquent, le traitement numérique du signal PCG se révèle très important pour un bon diagnostic des différentes pathologies cardiaques.

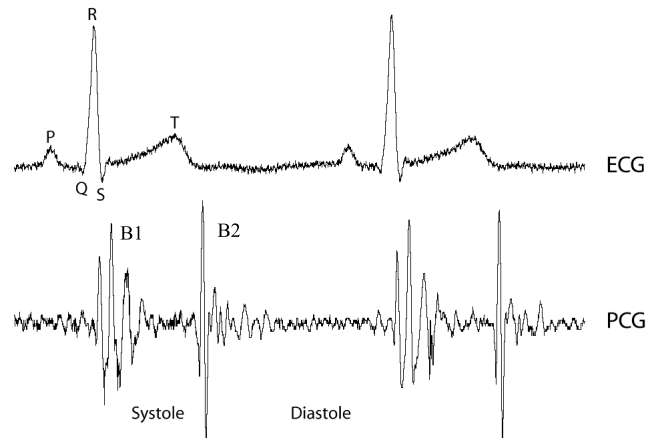


FIG. 1.1: Le signal électrocardiogramme (ECG) et le signal phonocardiogramme (PCG) d'un sujet sain.

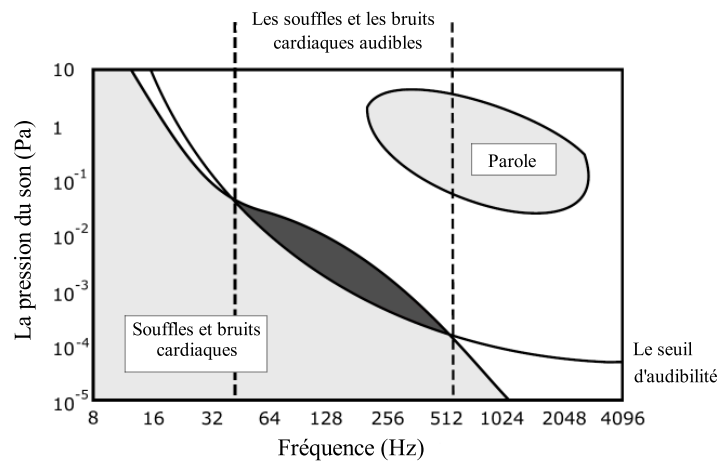


FIG. 1.2: La relation entre la partie acoustique du son cardiaque et le seuil d'audibilité.

1.2 Le système cardiovasculaire

Le cœur est un organe musculueux qui pèse environ 200 à 425 grammes. Il a une forme d'une pyramide triangulaire, sa pointe est orientée vers le bas, vers la gauche et vers l'arrière. Il est situé à l'abri entre les deux poumons, la grille costale antérieur et le sternum [1].

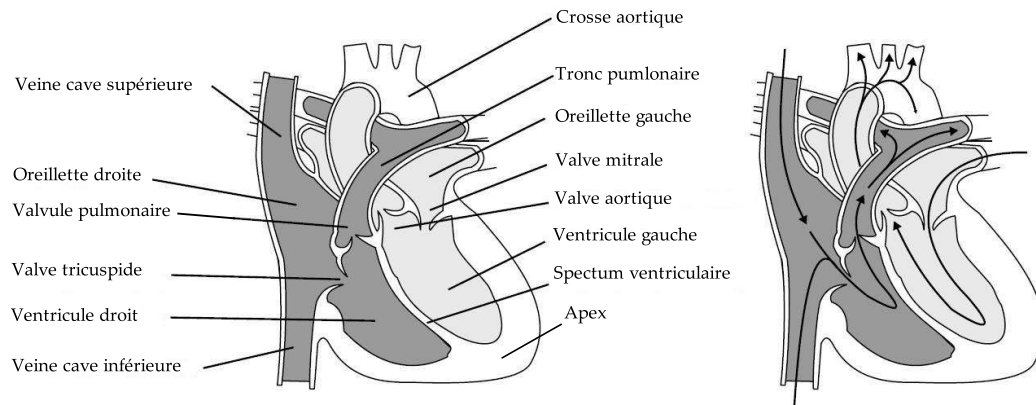


FIG. 1.3: Anatomie du cœur (à gauche), et le chemin de la circulation sanguine dans le cœur gauche et le cœur droit (à droit).

Le cœur est un organe creux composé de deux entités distinctes séparées : le cœur droit et le cœur gauche. Chaque cœur est composé d'un ventricule et d'une oreillette séparés par la valve tricuspide pour le cœur droit et la valve mitrale pour le cœur gauche.

Le septum inter-auriculaire est la cloison séparant les oreillettes, le septum ventriculaire la cloison séparant les ventricules. Il n'y a pas de connexion du tissu myocardique (musculaire) entre oreillettes et ventricules. Le cœur est équipé par deux autres valves (aortique et pulmonaire). La valve aortique relie le ventricule gauche avec l'aorte alors que la valve pulmonaire relie le ventricule droit avec le tronc pulmonaire. Ces valves sont unidirectionnelles, elles empêchent le reflux du sang dans le mauvais sens [2].

1.2.1 Les valves cardiaques

En anatomie, les valves cardiaques peuvent être groupées en deux familles : Valves auriculo-ventriculaire (tricuspide et mitrale) et les valves sigmoïdes (aortique et pulmonaire). Les valves sont des structures élastiques, non musculaires, sans innervation ni irrigation sanguine qui ont la même constitution du cartilage articulaire. En position fermée, leur jointure est continente, empêchant le passage du sang.

La valve mitrale est composée de deux feuillets (figure (1.4)). Alors que la valve tricuspide est composée de trois feuillets. Les deux valves sont reliées à des muscles ventriculaires

(piliers ou papillaires) par des cordages tendineux. L'ensemble "cordages+piliers" est appelé appareil sous-valvulaire. Le rôle de ce dernier est d'empêcher les feuillets de se remonter à l'intérieur des oreillettes. La valve aortique et la valve pulmonaire sont formées de trois feuillets appelés cusps ou sigmoïdes.

L'ouverture et la fermeture des valves sont complètement passives. Elles dépendent de la différence de pression de chaque côté de la valve : Lorsque la pression d'aval est inférieure à la pression d'amont, la valve est ouverte. Dans le cas contraire, la valve est fermée.

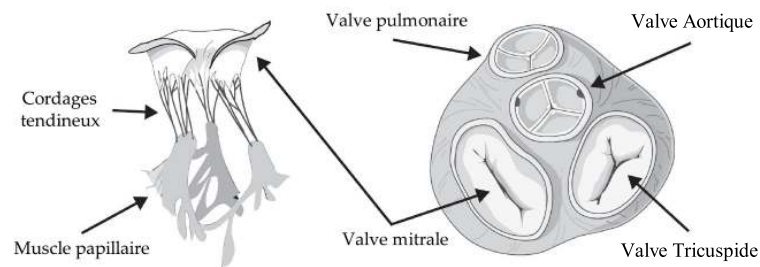


FIG. 1.4: L'image à gauche présente une illustration de la valve mitrale associée avec les cordages tendineux et les muscles papillaires. À droite, les valves cardiaques et les anneaux où elles sont insérées.

1.2.2 La circulation sanguine

Le cœur est considéré comme une double pompe qui assure la circulation sanguine, le rôle de cette dernière est d'assurer les apports de nutriments et de l'oxygène aux organes, elle assure également le transport des déchets vers les reins et du dioxyde de carbone vers les poumons. Pour atteindre ce but, le sang suit deux trajets dans l'organisme, connus par la circulation pulmonaire et la circulation générale (figure 1.5) :

La circulation pulmonaire, issue du cœur droit, le sang aboutit dans l'oreillette droite est éjecté dans le ventricule droit. Ce dernier expulse le sang dans l'artère pulmonaire, passe dans les réseaux des capillaires pulmonaires, où il y a des échanges de gaz avec l'air contenu dans les alvéoles pulmonaires puis retourne au cœur gauche par quatre veines pulmonaires.

La circulation générale, issue du cœur gauche, le sang aboutit dans l'oreillette gauche est éjecté dans le ventricule gauche. Puis il sera expulsé vers l'aorte qui se ramifie en vaisseau jusqu'à ce convertir en capillaire pour permettre les échanges avec tous les organes, ensuite le sang retourne au cœur droit à travers les veines caves [3].

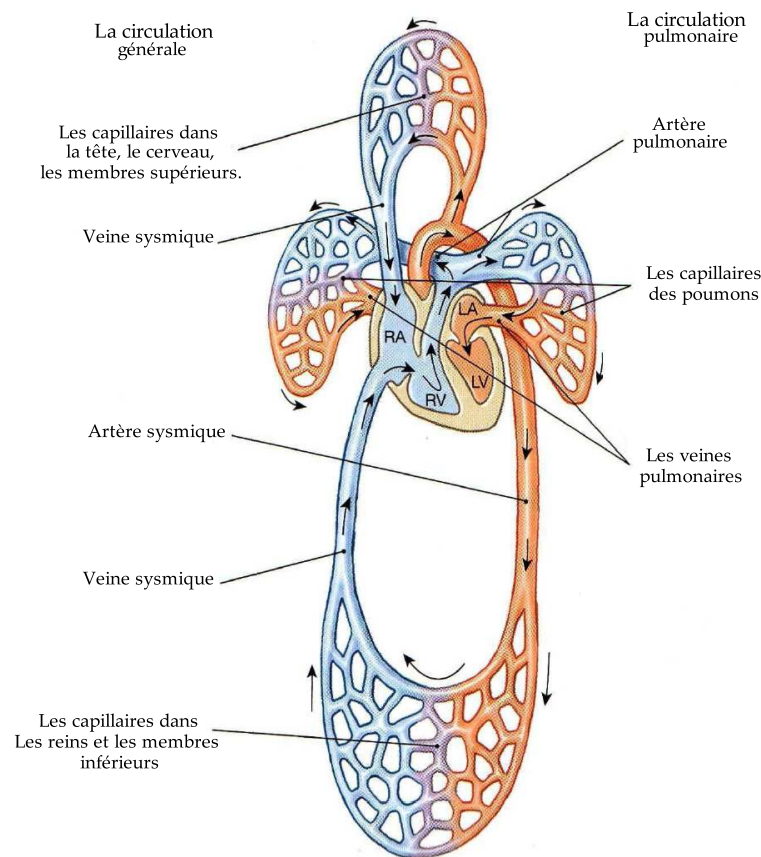


FIG. 1.5: La circulation sanguine dans le système cardiovasculaire, la couleur en rouge présente de sang oxygéné, et la couleur bleu présente le sang désoxygéné.

1.2.3 Le cycle cardiaque

Le cœur est divisé en quatre cavités, deux oreillettes et deux ventricules. Pendant son fonctionnement chaque cavité passe par deux événements, une contraction (la systole) et une dilatation (la diastole). Durant la systole, la chambre pousse le sang dans une chambre adjacente ou dans le tronc artériel. Pendant la diastole, la chambre se relaxe et se remplit du sang. Le cycle cardiaque est défini comme l'ensemble des événements survenant entre deux contractions successives du cœur. Si on s'intéresse aux ventricules, il est associé sur le plan mécanique la succession d'une diastole ventriculaire et d'une systole ventriculaire. Pendant la diastole (figure 1.6), les ventricules se remplissent de sang. Pendant la systole (figure 1.7), les ventricules se contractent et éjectent leurs contenus [3].

Dans un cycle cardiaque on peut distinguer de manière générale trois phases [4]. La première phase commence par la systole auriculaire. À ce moment les ventricules sont relaxés et les valves auriculo-ventriculaires (tricuspide et mitrale) sont ouvertes. Les ventricules sont remplis partiellement du sang, l'intervention de la contraction auriculaire assure le plein des ventricules. La durée de cette phase est d'environ 100msec. Après la

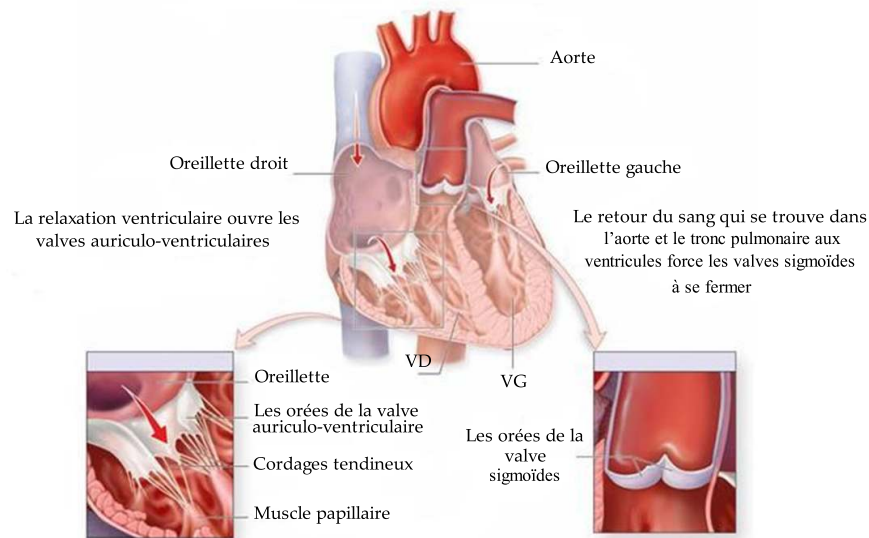


FIG. 1.6: La diastole ventriculaire (relaxation).

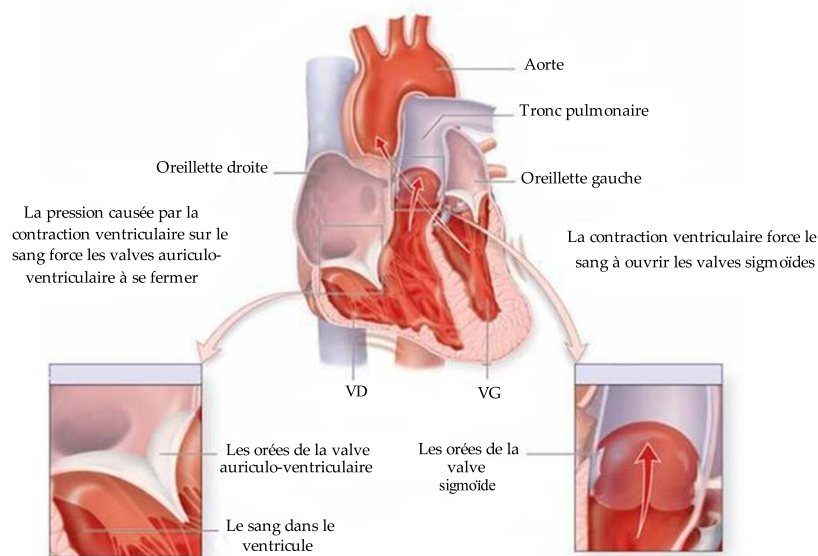


FIG. 1.7: La systole ventriculaire (contraction).

systole auriculaire, la systole ventriculaire commence et déclenche la deuxième phase, tandis que, les oreillettes entrent dans une relaxation d'environ 700msec. Pendant la systole ventriculaire, le myocarde développe une tension qui entraîne une augmentation de la pression dans les ventricules. Cette haute pression force les valves tricuspide et mitrale à se fermer, ainsi que, les valves aortique et pulmonaire à s'ouvrir et le sang s'éjecte dans l'aorte et le tronc pulmonaire. Le volume de sang éjecté pendant la systole est appelé volume d'éjection. Ensuite, les ventricules entrent dans une relaxation qui

dénote la troisième phase du cycle cardiaque. Pendant cette dernière, la pression dans les ventricules commence à diminuer et les valves sigmoïdes se referment par le reflux du sang aux ventricules. La relaxation ventriculaire continue jusqu'à la réouverture des valves tricuspide et mitrale. À la fin de la diastole, la systole auriculaire intervient et déclenche un autre cycle. Le temps total d'un cycle cardiaque est estimé d'environ 800msec.

Chez une personne au repos, près de 80% du remplissage ventriculaire a lieu avant la contraction auriculaire [5]. La systole auriculaire n'ajoute qu'une petite quantité du sang aux ventricules, ce qui explique pourquoi les personnes qui ont des oreillettes gravement endommagés peuvent continuer leurs vies normalement. Par contre, le dommage d'un ou des deux ventricules peut rendre le cœur incapable d'assurer sa fonction.

1.3 Les principes de la formation des bruits cardiaques

Le battement cardiaque est accompagné d'un bruit. Beaucoup de théories ont été élaborées pour expliquer les origines de ces derniers. Parmi ces théories à lié ce bruit à l'ouverture et la fermeture des valves. Après la réalisation que la force de contraction de ventricule gauche est la cause de premier bruit, la théorie myocardique d'origine de bruit a été stipulée. Certains chercheurs ont suggéré que l'origine des bruits est extracardiaque tel que le troisième bruit. Maintenant beaucoup d'investigateurs et à l'aide de la technologie moderne ont montrés que la formation des bruits cardiaques peut être expliqué par " un concept unifié" qui peut être décrit comme suit :

Les bruits cardiaques sont formés par l'arrêt ou le ralentissement soudain de la circulation du sang pendant l'ouverture ou la fermeture des valves. L'intensité du bruit dépendra alors de la pression sanguine. La décélération soudaine cause une dissipation d'énergie et produit une vibration de la masse myocardique. Les facteurs qui agissent sur l'accélération et la décélération du sang sont impliqués dans la formation des différents bruits cardiaques. Et cela en prenant en considération la physiologie et la pathophysiologie des différentes phases du cycle cardiaque [6].

1.4 Les bruits cardiaques de base

Il existe quatre différents bruits cardiaques, connus par B1, B2, B3 et B4, qui peuvent être repérés sur un signal phonocardiogramme [7]. B1 et B2 sont les deux principaux sons entendus dans un bruit cardiaque normal, ces derniers ressemblent aux onomatopées "toc tac". Le "toc" est le premier bruit cardiaque B1, alors que le "tac" représente le deuxième bruit B2. L'intervalle entre le premier et le deuxième bruit définit la systole (éjection

ventriculaire), tandis que l'intervalle entre le deuxième et le premier bruit suivant définit la diastole (remplissage ventriculaire).

Le premier bruit B1 peut être divisé en quatre composantes, voir la figure 1.8. Les vibrations initiales sont produites par l'infiltration du sang dans les oreillettes juste avant la fermeture totale des valves AV (tricuspide et mitrale), et cela au début de la systole ventriculaire. La deuxième composante de B1 peut être attribuée à la clôture des valves auriculo-ventriculaires qui cause une décélération brusque du sang infiltré aux oreillettes. La contraction du cœur fait augmenter la pression dans les ventricules, cette dernière force les valves aortique et pulmonaire à s'ouvrir. Les turbulences produites au moment de l'ouverture de ces valves sont à l'origine du troisième composante de B1. La quatrième composante peut être attribuée à l'écoulement turbulent du sang dans l'aorte et le tronc pulmonaire. Cette hypothèse a été adoptée par C.Ahlström [4] et C.Visagie [8] et d'autres dans leurs travaux de recherche. Dans une autre hypothèse une petite différence est remarquée. Cette dernière stipule que la première composante de B1 est liée à la fermeture de la valve mitrale, tandis que la deuxième composante indique à la fermeture de la valve tricuspide. Cette hypothèse a été adoptée par J.Baragan & F.Fernandez [9], et S.M.Debbal & F.Bereksi Reguig [10] et d'autres.

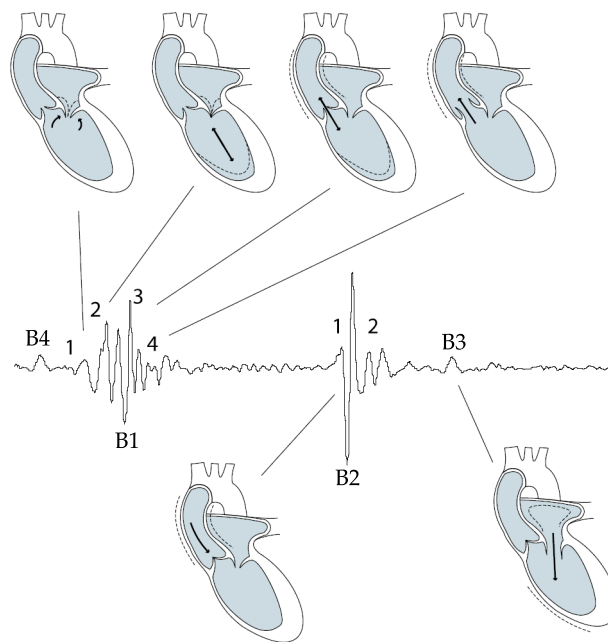


FIG. 1.8: Ce schéma montre les différents bruits cardiaques, ainsi une illustration de leurs causes physiologiques. Uniquement le coté gauche du cœur est affiché dans cette figure.

Par contre tous les chercheurs sont en accord concernant le deuxième bruit cardiaque B2. Ce dernier se compose de deux trains d'ondes de haute fréquence, liés à la fermeture des valves sigmoïdes, aortiques d'abord (A2), puis pulmonaires (P2). Le cœur gauche est

plus grand que le droit, automatiquement l'éjection ventriculaire gauche s'achève après l'éjection ventriculaire droit. Ces deux composantes (A2 et P2) peuvent se confondre, particulièrement à l'expiration, pour ne former qu'un bruit, et éventuellement se séparer à l'inspiration par un intervalle de temps qui peut atteindre normalement 0,04 à 0,05 seconde (figure 1.9) [8]. Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être repérés sur un signal phonocardiogramme pendant la phase diastolique. Le B3 survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide : il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique. Le quatrième bruit (B4) débute juste avant le premier bruit (B1), environ 0,04 seconde après le début de l'onde P de l'ECG, habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. Il n'est jamais audible normalement, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité auriculaire, droite ou gauche (galop présystolique). Après 50 ans, le phono enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit.

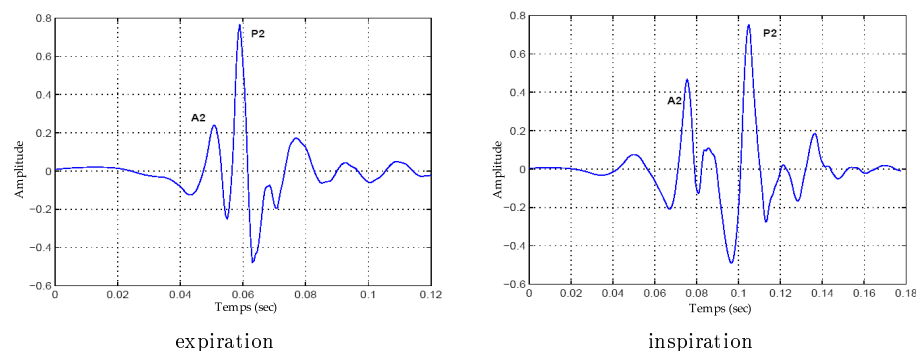


FIG. 1.9: L'image à gauche présente le deuxième bruit cardiaque B2 pendant l'expiration. L'image à droite montre le même bruit B2 pendant l'inspiration. A2 et P2 sont les composantes internes du deuxième bruit.

1.5 Les pathologies valvulaires

Au cours d'une vie humaine, les valves s'ouvrent et se ferment environ 2.5 à 3 milliards de fois. Le volume total de sang déplacé est de l'ordre de 200 millions de litre. L'efficacité de la pompe cardiaque peut être entravée en cas dysfonctionnement d'une des valves. Le cœur gauche propulsant le sang à travers toute la circulation systémique, la pression y est cinq fois plus importante que dans le cœur droit. Ce qui rend les anomalies les plus rencontrer liées aux valves aortique et mitrale. Les pathologies majeurs qui peuvent compromettre les fonctionnalités des valves sont la sténose et l'insuffisance.

Dans la sténose les valves deviennent rigides par une fusion de l'ensemble des orées, en réduisant l'ouverture à travers laquelle le sang passe d'une chambre à l'autre. La

circulation obstruée fait augmenter l'accumulation du sang dans la chambre, et force le cœur à fournir un effort supplémentaire afin de pomper le sang. Dans l'insuffisance (ou régurgitation) les valves manquent de se fermer correctement et produisent un reflux anormal du sang.

La sténose et l'insuffisance valvulaire dégrade progressivement le fonctionnement du cœur. Dans un premier temps, et pour assurer une quantité suffisante du sang à tout l'organisme, le cœur commence à fournir un effort supplémentaire. Cela va épaissir le muscle du cœur (hypertrophie). Au fil du temps, le muscle cardiaque surdéveloppé conduit à une dégradation fonctionnelle qui peut mener un arrêt cardiaque.

Sténose Aortique (SA) est définie comme la diminution de l'ouverture utile de l'orifice sigmoïdien séparant le ventricule gauche (VG) de l'aorte, réalisant un obstacle à l'éjection du VG (voir la figure 1.11(a)). Généralement, la sténose aortique résulte de trois conditions. soit un patient souffre d'une sténose congénitale, ou attrape une sténose par des conditions secondaires telles que les maladies cardiaques rhumatismales ou la calcification idiopathique des valves (figure 1.10) [11].

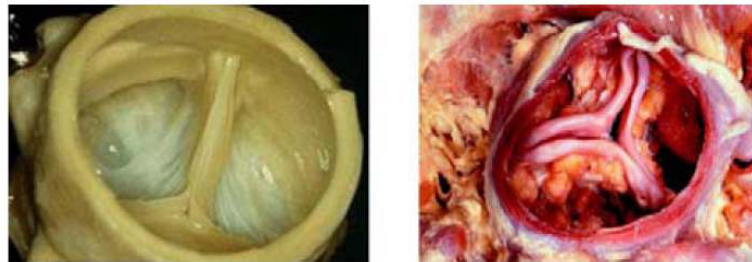


FIG. 1.10: À gauche : valve aortique saine. À droite : valve aortique sévèrement calcifiée.

Insuffisance Aortique (IA) est la fermeture incomplète des valvules aortiques (situées entre le ventricule gauche et l'aorte). Elle entraîne une incontinence de l'appareil valvulaire à ce niveau et aboutisse à un reflux (régurgitation) de sang de l'aorte vers le ventricule gauche, au moment de la diastole (figure 1.11(b)) [11].

Insuffisance Mitrale (IM) est un reflux anormal de sang du ventricule gauche vers l'oreillette gauche pendant la systole (voir la figure 1.11(c)). La perte d'étanchéité de la valve mitrale est la cause principale de cette insuffisance [7].

Sténose Mitrale (SM) : Sur le plan anatomo-physio-pathologique, il y a une sténose mitrale lorsque l'orifice auriculo-ventriculaire gauche ne présente pas sa surface normale, 4 à 6 cm^2 et qu'il en résulte un obstacle au remplissage du ventricule gauche (voir la figure 1.11(d)) [11].

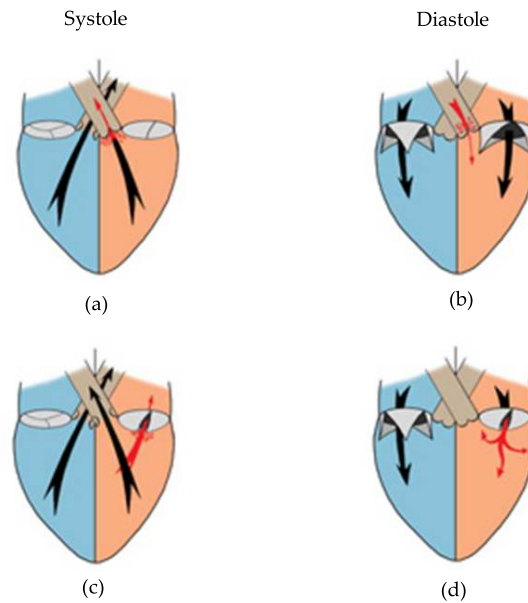


FIG. 1.11: Les différentes pathologies rencontrées dans le cœur gauche suivant les deux phases systolique et diastolique. (a) Sténose Aortique, (b) Insuffisance Aortique, (c) Sténose Mitrale, (d) Insuffisance Mitrale.

Sténose et Régurgitation Pulmonaire et Tricuspide sont des maladies rencontrées dans le côté droit du cœur. Elles ont la même définition et les mêmes causes que celles de leurs homologues dans le côté gauche (figure 1.12).

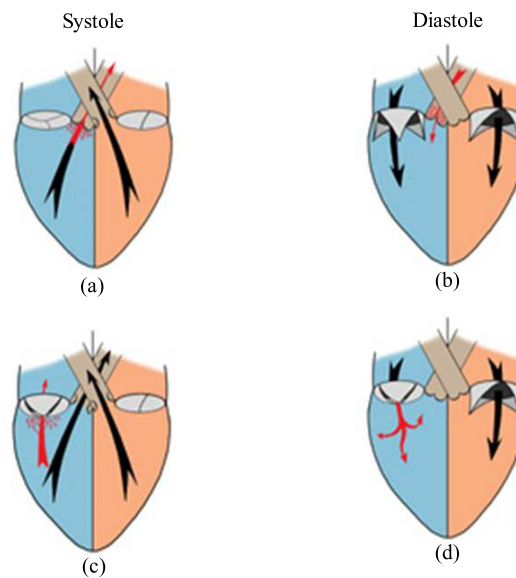


FIG. 1.12: Les différentes pathologies rencontrées dans le cœur droit suivant les deux phases systolique et diastolique. (a) Sténose Pulmonaire, (b) Insuffisance Pulmonaire, (c) Insuffisance Tricuspide, (d) Sténose Tricuspide.

Dans la littérature médicale on peut trouver d'autres pathologies qui n'ont pas une relation avec les valves cardiaques, mais elles peuvent être reconnues par stéthoscope

telles que :

Patent Ductus Arteriosus : Des lésions petites ou grandes entre l'aorte et artère pulmonaires sont à l'origine des souffles continus (systole et diastolique) audible dans toute la région cordiale (figure 1.13(a)) [7].

Hypertrophie de septum : Hypertrophie du septum (cloison séparant les deux ventricules cardiaques) parfois avec une augmentation de volume du ventricule gauche ou les deux ventricules à la fois (figure 1.13(b)). La vidange du cœur ne peut plus se faire convenablement au niveau du ventricule gauche (plus rarement au niveau du ventricule droit). L'élasticité des ventricules diminue et le remplissage du cœur se fait mal. Ceci entraîne une accumulation de sang en amont et consécutivement une hypertension à l'intérieur des poumons (hypertension pulmonaire) [7].

Défaut Septal Atrial : Le défaut septal atrial est pour cause d'un trou dans le mur entre les deux chambres supérieures du cœur (les oreillettes) tel qu'il est représenté dans la figure 1.13(c) [12].

Défaut de septum ventriculaire : Le défaut de septum ventriculaire est engendré par une communication dans la partie membraneuse du septum, à travers laquelle s'établit un shunt du ventricule gauche au ventricule droit (figure 1.13(d)) [12].

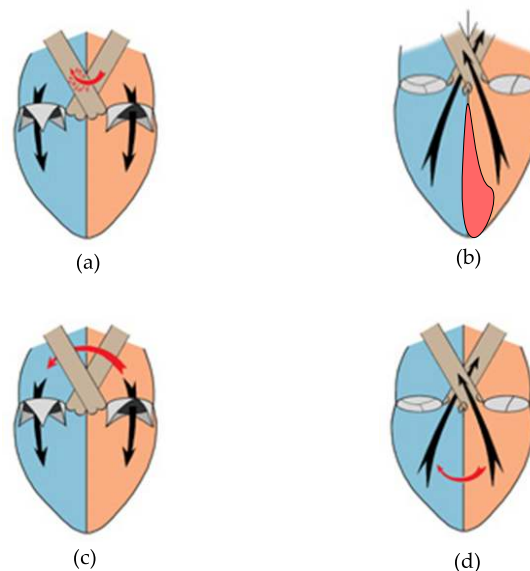


FIG. 1.13: Les pathologies cardiaques non-valvulaires. (a) Patent Ductus Arteriosus, (b) Hypertrophie de septum, (c) Défaut Septal Atrial, (d) Défaut de septum ventriculaire.

1.5.1 Le souffle cardiaque

La présence d'un souffle dans un signal phonocardiogramme est le témoin d'un des pathologies précédemment décrites. Les causes principales dans la création d'un souffle sont :

- Un écoulement rapide du sang à travers les valves.
- Un écoulement à travers une sténose ou une insuffisance, ou une combinaison entre les deux (sténose et insuffisance).
- Un shunt anormal entre le coté gauche et le coté droit du cœur (défaut septal).
- Une diminution dans la viscosité du sang.

L'identification des différentes pathologies valvulaires est basée essentiellement sur la forme et la chronologie du souffle rencontré [7]. Ce dernier peut être systolique ou diastolique selon la phase d'apparition, comme il peut avoir différentes formes : crescendo, decrescendo, crescendo-decrescendo et en plateau. La figure ci-dessous montre les différentes pathologies valvulaires avec la forme et la chronologie du souffle rencontré dans chaque une d'elles. Selon la place et la durée des souffles, ces derniers sont appelés :

- Proto-systolique/diastolique : début de la systole/diastole ;
- Méso-systolique/diastolique : milieu de la systole/diastole ;
- Télé-systolique/diastolique : fin de la systole/diastole.
- Holo-systolique/diastolique : du début à la fin de la systole/diastole.

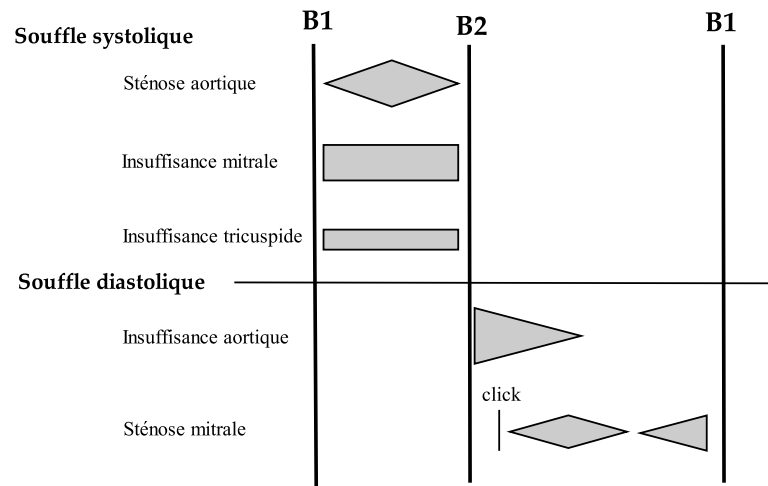


FIG. 1.14: La forme et la chronologie des différents souffles cardiaques.

1.5.2 Les sites auscultatoires

Les régions les plus importantes utilisées pour ausculter des différents souffles cardiaques sont au nombre de quatre (voir la figure 1.15) : Région aortique, région pulmonaire, région tricuspide et région mitrale (Apex) [7].

La région aortique (A) est située au deuxième espace intercostal droit. Les pathologies les mieux détectées dans cette région sont : La sténose aortique, patent ductus arteriosus, hypertrophie du sternum et l'insuffisance aortique. La région pulmonaire (P) est située au deuxième espace intercostal gauche. Les pathologies les mieux détectées dans cette région sont : La sténose pulmonaire, défaut septal atrial, régurgitation pulmonaire. La région tricuspide (T) est située dans le cinquième espace intercostal gauche. La sténose tricuspide, la régurgitation tricuspide et le défaut de septum ventriculaire sont les pathologies les mieux détectées dans cette région. Enfin la région mitrale (M) est située dans le cinquième espace intercostal. Cette région vise directement la pointe du cœur (l'apex). les pathologies les mieux détectées dans ce site sont : La sténose mitral et la régurgitation mitrale.

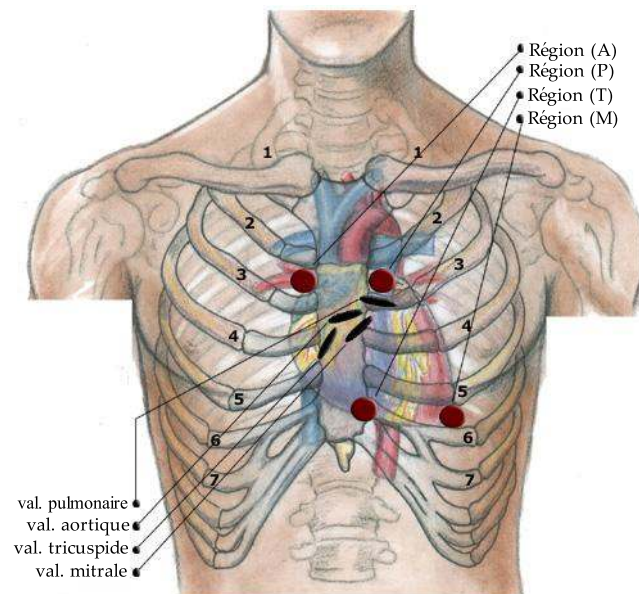


FIG. 1.15: Les différents sites d'auscultation.

1.6 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

Comme déjà vu précédemment, pour chaque anomalie cardiaque correspond un bruit bien spécifique, où la fréquence et le temps d'apparition diffèrent d'un cas à un autre. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des différents bruits sont affichées dans le tableau ci-dessous [4].

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréq.
B1	10-50 après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
B2	280-360 après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
B3	440-460 après le pic R dans l'ECG ou 120-180 après la cloture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
B4	40-120 après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

TAB. 1.1: Les propriétés temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.

1.7 Conclusion

L'étude de l'hémodynamique intracardiaque menée dans ce chapitre nous a renseigné sur la nature des bruits cardiaques et leurs origines. Comme elle nous a permis de faire une description sur les principales anomalies cardiaques reconnues par un stéthoscope.

La présence d'un souffle dans un signal phonocardiogramme est le témoin d'une pathologie. À l'aide d'une simple auscultation au stéthoscope, la cause de cette pathologie peut être identifiée, cependant le degré de sévérité reste difficile à apprécier. Dans ce cas le patient sera orienté vers d'autres tests qui peuvent donner une évaluation plus précise. L'échographie Doppler ou le cathétérisme sont les techniques les plus utilisées dans le quotidien clinique. Le prochain chapitre présente une approche purement analytique d'un écoulement transvalvulaire, ainsi que une description sur les deux principaux paramètres hémodynamiques, actuellement communément utilisés pour estimer le degré de sévérité des valvulopathies.

Chapitre 2

Diagnostic clinique de la sténose aortique

Nous présentons dans ce chapitre une étude théorique sur l'écoulement sanguin à travers une sténose aortique. Puis d'une manière détaillée, les différentes techniques utilisées dans le quotidien clinique pour estimer le degré de sévérité des pathologies valvulaires. Ensuite, nous allons présenter les différents paramètres sur lesquels l'augmentation de la sévérité d'une sténose aortique peut être appréciée par une simple auscultation.

2.1 Introduction

Le diagnostic de la plupart des patients avec une sténose ou une insuffisance valvulaire est souvent établi par la présence d'un souffle systolique ou diastolique caractéristique, entendu lors d'une auscultation au stéthoscope. Une radiographie thoracique et un électrocardiogramme viennent compléter l'examen pour évaluer l'état hypertrophique des ventricules. Bien que la sévérité d'une sténose ou une insuffisance puisse être estimée de façon approximative pendant un simple examen médical, l'échocardiographie Doppler ou le cathétérisme sont les techniques les plus utilisées pour apprécier de degré de sévérité d'une manière précise. Certes, ces techniques sont les plus efficaces, mais elles présentent plusieurs inconvénients tels que : la difficulté d'examen qui nécessite un spécialiste en cardiologie, de plus les douleurs qui peuvent être causées au patient, aussi le prix élevé de ces équipements qu'il n'est pas à la portée de tous les médecins, en particulier dans les pays sous-développés. Pour cela, nous allons essayer de mettre en place une nouvelle approche simple et efficace, et qui peut être la portée de tous les médecins pour pré-diagnostiquer la sévérité des valvulopathies. Cette approche est basée sur le traitement numérique du signal phonocardiogramme acquit par un simple stéthoscope électronique.

2.2 Écoulement à travers une sténose aortique

La géométrie anatomique regroupant la chambre de chasse ventriculaire, la valve aortique et l'aorte ascendante, est complexe. Elle ne peut être utilisée telle quelle pour une étude analytique de l'écoulement transvalvulaire aortique. Pour cela, la sténose est modélisée par une géométrie très simplifiée, constituée par un orifice inséré dans une conduite cylindrique rigide (figure 2.2). La sténose peut produire un important changement dans la vitesse du sang, ainsi que la pression du jet. La connaissance des profils de ces paramètres dans la chambre de chasse ventriculaire, dans la vena contracta et dans l'aorte ascendante est nécessaire pour les études théoriques qui suivent. Pour étudier ces paramètres nous allons faire un petit rappel sur la dynamique des fluides [5].

2.2.1 La dynamique des fluides

La dynamique des fluides est la branche de la physique qui traite de l'écoulement d'un fluide et des effets mécaniques, thermiques et autres, qu'il engendre ou qui lui sont associés. Le domaine d'application est considérable, il touche plusieurs sciences. La dynamique des fluides englobe ainsi tous les phénomènes d'écoulement qui se présente, par exemple, dans l'atmosphère et les océans de la terre, dans de nombreuses machines comme les turbines, ou même dans le corps humain (système sanguin). Le principe général de conservation ainsi que le théorème de Bernoulli sont les plus importants pour notre étude [13].

2.2.1.1 Théorème de Bernoulli

Le théorème de Bernoulli qui a été établi en 1738 par Daniel Bernoulli exprime le bilan hydraulique simplifié d'un fluide dans une conduite. Il a posé les bases de l'hydrodynamique, et d'une façon plus générale de la mécanique des fluides. Ce théorème dénote que : La somme des pressions et des énergies mécaniques par unité de volume est constante tout le long du tube de courant [14].

Si on considère un écoulement permanent isovolume d'un fluide parfait¹, entre les sections S_A et S_B (figure 2.1). Ce fluide qui est déterminé par une masse m et une vitesse V passe à travers la section $S1$ entre les instants t et $t + Dt$. Pendant ce temps la même masse et le même volume de fluide passe à travers la section $S2$. Tout se passe comme si ce fluide était passé de la position (A) à la position (B). En appliquant le théorème de l'énergie cinétique à ce fluide entre les instants t et $t + Dt$ (la variation d'énergie cinétique est égale

à la somme des travaux des forces extérieures : poids et forces pressantes), on obtient :

$$\rho \frac{V^2}{2} + \rho gh + P = Cte \quad (2.1)$$

- ρ est la masse volumique en Kg/m^3
- V est la vitesse du fluide en m/s
- g est la gravité terrestre $9.81 m/s^2$
- h est la hauteur en mètres
- P est la pression statique en pascals
- ρgh est la pression de pesanteur ou énergie potentielle, $\rho \frac{V^2}{2}$ est la pression cinétique ou énergie cinétique

L'équation de Bernoulli peut être considérée comme un principe de conservation d'énergie adapté aux fluides en mouvement [14]. Le comportement habituellement nommé "effet Venturi" ou "effet Bernoulli" est la diminution de pression du liquide dans les régions où la vitesse d'écoulement est augmentée. Au passage dans le rétrécissement la vitesse du fluide, donc son énergie cinétique, doit augmenter aux dépens de l'énergie de pression. L'équation général de la conservation d'énergie entre les deux régions (figure 2.1) est :

$$P_A + \frac{1}{2}\rho V_A^2 + \rho gh_A = P_B + \frac{1}{2}\rho V_B^2 + \rho gh_B \quad (2.2)$$

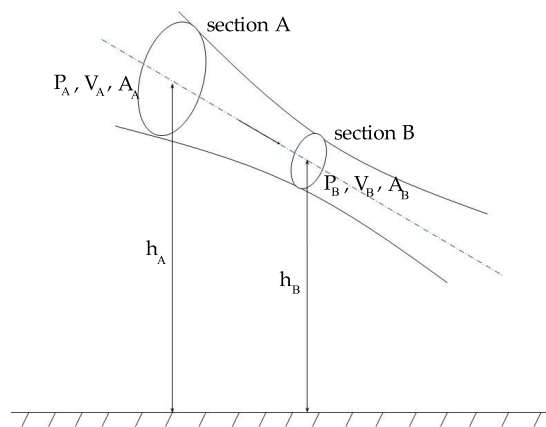


FIG. 2.1: Quantité de mouvement de fluide dans une conduite de section S variable.
 P , V , A indiquent respectivement la pression, la vitesse et l'aire de la section.

D'après le théorème de continuité, la vitesse est inversement proportionnelle à l'aire de la section (Eq.2.3). Ce qui indique que la vitesse est d'autant plus grande que la section est faible.

$$A_A V_A = A_B V_B \quad (2.3)$$

¹Un fluide parfait est un fluide dont l'écoulement se fait sans frottement.

2.2.2 Caractéristique d'un jet

L'écoulement à travers une sténose aortique est schématisé sur la figure 2.2. Lorsque le sang passe à travers la valvule sténosée, il se forme un jet. Par définition, le jet est la zone de fluide délimitée par les lignes de courant issues des extrémités de l'orifice. Il se contracte jusqu'à sa section minimale, nommée la vena contracta. Une zone de recirculation se forme entre le jet et la paroi de l'aorte ascendante. Les lignes de courant séparant le jet de la zone de recirculation sont bien délimitées entre l'orifice et la vena contracta. Par contre, en aval de la vena contracta, cette frontière disparaît, la zone laminaire laissant place à une zone turbulente dans laquelle le sang est entraîné vers la paroi [5].

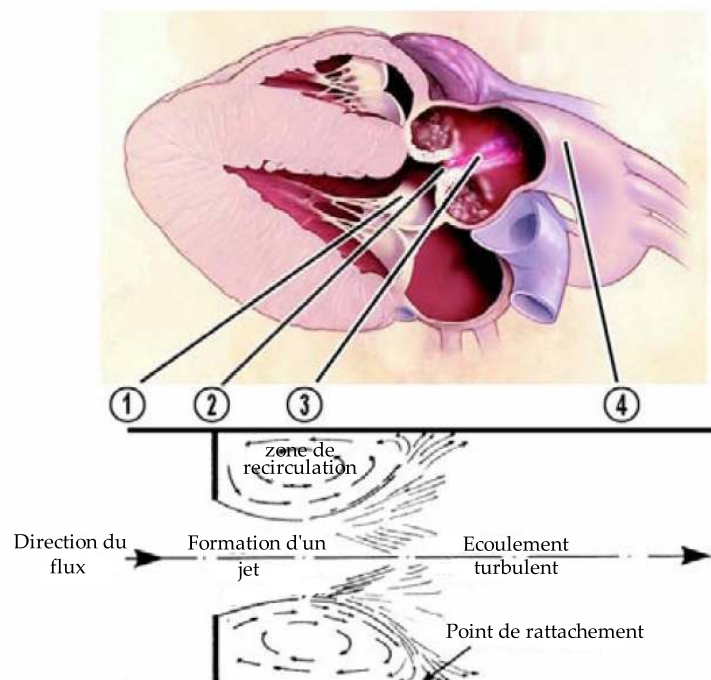


FIG. 2.2: Schéma d'un écoulement à travers un diaphragme inséré dans une conduite cylindrique rectiligne et analogie avec celui à travers une sténose aortique. Les zones respectivement ①, ②, ③ et ④ correspondent à la chambre de chasse ventriculaire, à l'orifice valvulaire, à la vena contracta et à l'aorte ascendante.

2.2.3 Variation de pression liée à la sténose

Lorsque le sang s'écoule à travers une sténose aortique, il subit une accélération à partir d'une certaine distance en amont de l'orifice valvulaire ① jusqu'à la vena contracta ③. La pression statique, convertie en énergie cinétique, diminue alors (figure 2.3). La conversion de pression statique en pression dynamique (énergie cinétique) est un processus stable et n'entraîne pratiquement pas de perte de charge [5]. La vitesse du fluide au sein de la

vena contracta est la vitesse maximale de l'écoulement transvalvulaire. En vertu de la conservation de la charge (équation de Bernoulli), le gradient de pression moyen $\overline{P_{\textcircled{1}}} - \overline{P_{\textcircled{3}}}$ est donc le gradient de pression transvalvulaire maximal. Il sera noté \overline{TPGmax} .

Au-delà de la vena contracta, le sang tend à occuper toute la section disponible de la conduite et sa vitesse diminue. Il s'ensuit un recouvrement de la pression statique, à l'origine de la présence d'un gradient de pression dit adverse, c'est-à-dire opposé au sens de l'écoulement, et d'une zone de recirculation (zone $\textcircled{3}$ - $\textcircled{4}$). Une zone turbulente apparaît au sein de l'écoulement principal, dans laquelle une partie de l'énergie du sang se dissipe irréversiblement, sous forme de chaleur, à cause des frottements visqueux présents dans les petits tourbillons. Ainsi une certaine quantité d'énergie est définitivement perdue dans la zone divergente de l'écoulement ; la charge hydraulique initialement présente en $\textcircled{1}$, conservée jusqu'à la vena contracta $\textcircled{3}$, a diminué dans la zone $\textcircled{3}$ - $\textcircled{5}$. Par conséquent, la pression statique aval est inférieure à celle amont ($P_{\textcircled{5}} < P_{\textcircled{1}}$) (figure 2.3). Cette étude nous a permis de conclure que le gradient de pression maximal peut être utilisé comme un paramètre important pour apprécier la sévérité.

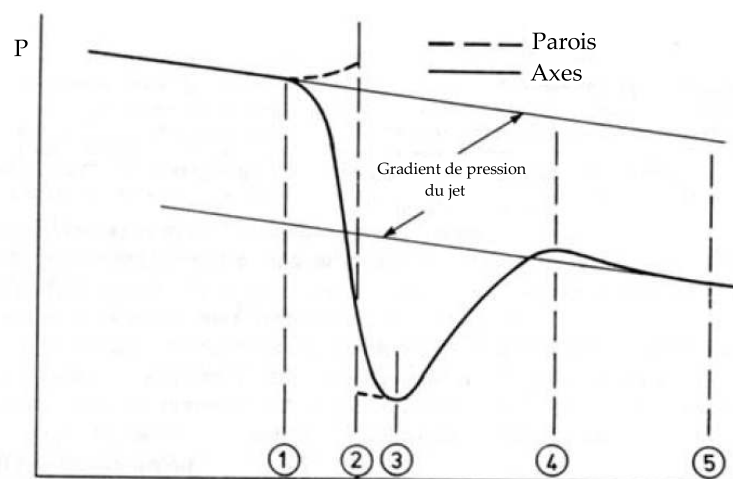


FIG. 2.3: Variation de la pression statique en présence d'un jet en écoulement permanent. Les numéros correspondent à ceux de la figure 2.2 : $\textcircled{1}$ conditions amont, $\textcircled{2}$ plan de l'orifice, $\textcircled{3}$ plan de vena contracta, $\textcircled{4}$ plan de recouvrement de pression, $\textcircled{5}$ rétablissement de l'écoulement pleinement développé.

2.3 Mesure du gradient de pression transvalvulaire

Le gradient de pression transvalvulaire aortique représente la différence entre les pressions ventriculaire gauche et aortique. Dans la pratique clinique ce dernier peut être mesuré. à partir de deux méthodes : échocardiographie Doppler, ou bien le Cathétérisme [5].

2.3.1 Échocardiographie Doppler

L'échocardiographie permet l'étude des structures cardiaques, par rétrodiffusion de faisceaux ultrasonores par les tissus, selon le principe du sonar. Couplée au mode Doppler, elle évalue les vitesses sanguines. L'échocardiographie Doppler est aujourd'hui l'outil de prédilection pour estimer la sévérité d'une sténose aortique. Elle procure un examen non effractif, précis et rapide. Un examen échocardiographique dure généralement environ 45 minutes.

Le gradient de pression transvalvulaire peut être estimé à partir des vitesses sanguines mesurées par échocardiographie Doppler. L'application de l'équation de Bernoulli (2.2) entre la chambre de chasse ventriculaire LV et la vena contracta VC, en négligeant la variation de la hauteur entre les deux sections et en effectuant la moyenne sur la période systolique, on obtient :

$$\overline{P_{LV} - P_{VC}} = \frac{1}{2}\rho(\overline{V_{VC}^2} - \overline{V_{LV}^2}) \quad (2.4)$$

où P représente la pression statique et V la vitesse. $(P_{LV} - P_{VC})$ représente le gradient de pression maximal noté TPG_{max} . La vitesse V_{LV} peut être déterminée par échocardiographie Doppler en positionnant la sonde échographique en vue apicale, illustrée par la position n° 2 sur la figure 2.4. Dans la plupart des cas, la vitesse V_{VC} peut également être mesurée par la fenêtre apicale. La position apicale aligne généralement l'axe d'émission ultrasonore avec celui de l'écoulement transvalvulaire aortique. Néanmoins, c'est parfois la fenêtre suprasternale (position n° 4 de la figure 2.4) ou celle parasternale droite (non représentée) qui offre la meilleure mesure. Les mesures Doppler sont exécutées en mode pulsé ou continu (figure 2.5).

En mode pulsé, la sonde émet et reçoit le signal ultrasonore à intermittence. Un cristal émet une brève onde de pression ultrasonore à une certaine cadence PRF ("pulse repetition frequency"). L'onde est rétrodiffusée par les érythrocytes en mouvement puis enregistrée par la sonde. Le signal Doppler est calculé à partir des signaux reçus. Son analyse spectrale permet de déduire les vitesses des érythrocytes dans le volume d'échantillonnage, dont la taille et la position sont choisies par le clinicien lors de l'examen. La vitesse maximale pouvant être mesurée en mode pulsé est inversement proportionnelle à la profondeur du volume d'échantillonnage². Il est donc impossible, en mode pulsé, de mesurer des vitesses élevées en des endroits éloignés de la sonde.

En mode continu, un cristal émet une onde ultrasonore permanente, tandis qu'un second enregistre l'onde rétrodiffusée (figure 2.4). Le spectre du signal Doppler obtenu fournit

²Il est en effet nécessaire de diminuer la PRF pour analyser des zones profondes. Or la vitesse maximale pouvant être calculée en mode pulsé est directement proportionnelle à la limite de Nyquist ($=1/2PRF$).

toutes les vitesses des érythrocytes présents dans le faisceau ultrasonore. Le mode continu peut être ainsi utilisé pour déterminer la vitesse maximale le long de l'axe d'émission ultrasonore : elle correspond à la fréquence maximale présente dans le spectre Doppler.

La vitesse dans la vena contracta V_{VC} est la vitesse maximale de l'écoulement transvalvulaire. Elle est déterminée en mode continu. La vitesse dans la chambre de chasse ventriculaire V_{LV} est déterminée en mode pulsé en plaçant le volume d'échantillonnage au centre de la chambre de chasse ventriculaire, 2-3 cm en amont de la valvule aortique (figure 2.5).

En général, les cliniciens négligent la vitesse ventriculaire V_{LV} dans le calcul de TPG_{max} . Le gradient de pression maximal s'écrit alors :

$$\overline{TPG_{max}} = \frac{1}{2} \rho \overline{V_{VC}^2} \quad (2.5)$$

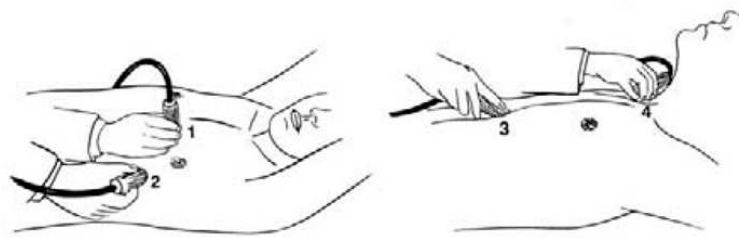


FIG. 2.4: Position communes de la sonde échocardiographique pour l'examen d'une sténose aortique : 2- Apicale. 4- Suprasternale.

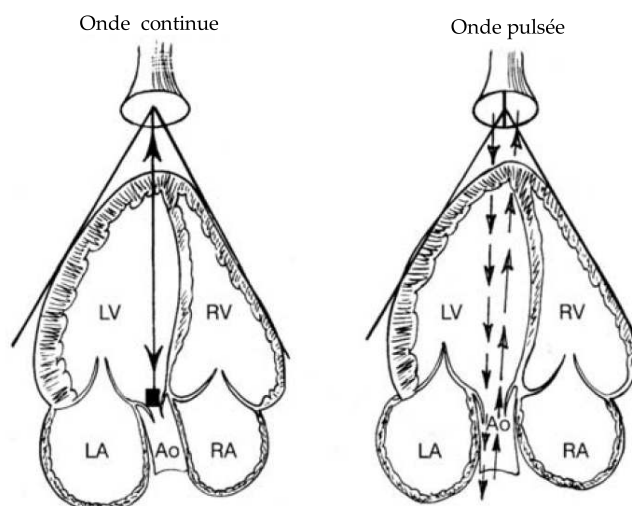


FIG. 2.5: La position apicale de la sonde échocardiographique aligne l'axe d'émission ultrasonore avec celui de l'écoulement transvalvulaire. À gauche : schéma du Doppler en mode pulsé. À droite schéma du Doppler en mode continu.

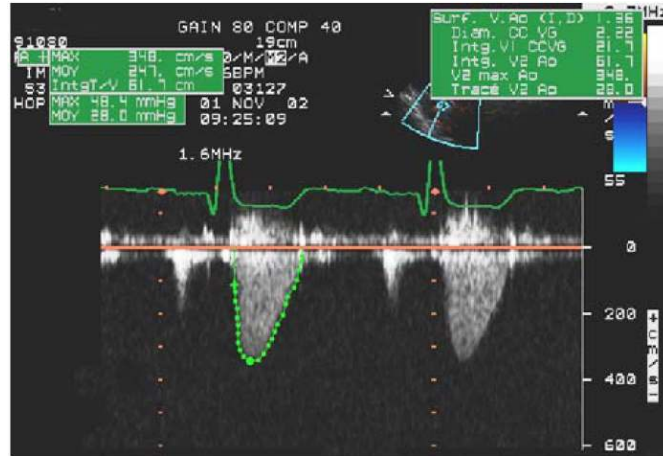


FIG. 2.6: Mesure de la vitesse dans la vena contracta V_{VC} par échocardiographie Doppler en mode continu. La vitesse en pic de systole est ici 3.48m/s , la vitesse moyenne 2.47m/s .

En clinique, TPG_{max} est en mmHg et V_{VC} en m/s . En tenant compte des unités, pour une valeur de ρ proche de 1000kg/m^3 , l'équation précédente devient en graphie clinique :

$$\overline{TPG_{max}} = 4\overline{V_{VC}^2} \quad (2.6)$$

Cette équation est utilisée en pic de systole ou en terme de moyenne. La moyenne V_{VC}^2 est calculée par échographie Doppler à partir de l'enveloppe du signal de vitesse (figure 2.6).

2.3.2 Cathétérisme

Si les données échocardiographiques sont peu concluantes ou contredisent les données cliniques, des mesures effractives par cathétérisme sont réalisées. La pression peut être mesurée avec précision au moyen d'un cathéter, long tube mince et flexible, de type hydraulique ou Millar³ (figure 2.7). Le cathétérisme du cœur gauche consiste à acheminer un cathéter dans le ventricule gauche puis en aval de la valvule aortique via l'artère fémorale ou radiale, et l'aorte (figure 2.8). Si l'extrémité distale du cathéter est positionnée dans le ventricule, puis dans la vena contracta, le cathétérisme fournit le gradient de pression transvalvulaire maximal TPG_{max} .

³Le cathéter Millar possède à son extrémité un (ou parfois plusieurs) senseur de pression, constitué principalement d'une membrane en silicone sur laquelle est apposée une jauge de contrainte (figure 2.7). Un cathéter Millar mesure donc la pression statique in situ. Le cathéter conventionnel, de type hydraulique, est creux et possède à son extrémité proximale un orifice. Celui-ci est rempli d'une solution saline après son insertion. La pression à l'interface sang/solution saline, au niveau de l'orifice, est transmise à l'extrémité distale externe du cathéter connectée à un senseur de pression. Le cathéter hydraulique est le plus utilisé en clinique pour son faible coût, par contre, l'utilisation du cathéter Millar est limitée à la recherche clinique.



FIG. 2.7: Extrémité d'un cathéter Millar de mesure de pression.

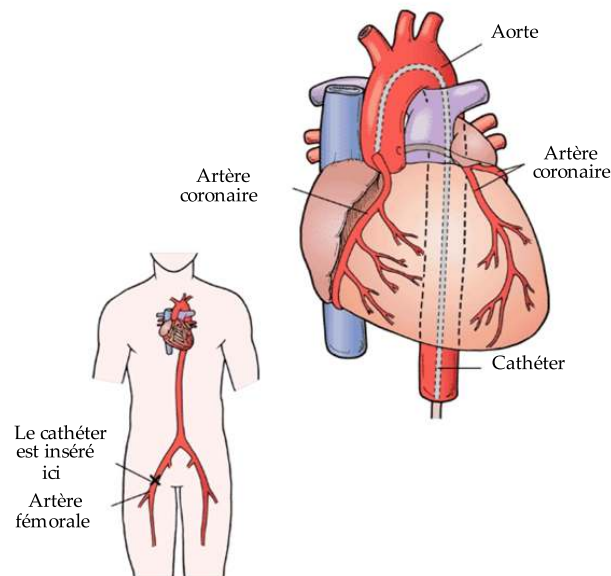


FIG. 2.8: L'insertion d'un cathéter en amont et aval de la valve aortique permet la mesure du gradient de pression transvalvulaire. Le cathéter ici inséré à partir de l'artère fémorale. .

2.4 Degré de sévérité de la sténose

Le tableau ci-dessous montre une classification d'une sténose aortique selon trois facteurs : le gradient de pression maximal, le gradient du pression moyen et la vélocité du sang. Cette classification est réalisée dans le cas d'un débit cardiaque normal [15].

Degré de sévérité	TPG_{max}	TPG_{moy}	Vélocité $_{max}$
Légère	<40mmHg	<20mmHg	2-3m/sec
Modéré	40-65mmHg	20-40mmHg	3-4m/sec
Sévère	>65mmHg	>40mmHg	>4m/sec

TAB. 2.1: La classification de la sévérité des sténoses aortiques actuellement utilisée.

La principale limitation de cette technique est sa dépendance avec le débit transvalvulaire. Chez les patients ayant une dysfonction ventriculaire sévère, et donc un faible débit cardiaque, il est alors difficile de déterminer la sévérité de la sténose aortique à partir du seul gradient de pression, puisqu'il est similaire à celui d'un sujet ayant une sténose légère ou modérée. L'American Heart Association (AHA) et l'American College of Cardiology (ACC) recommandent alors d'utiliser l'aire valvulaire efficace pour quantifier la sévérité d'une sténose aortique [16]. Une valvule aortique devient sténosée de manière significative si son aire efficace est inférieure à environ $\frac{1}{4}$ de sa valeur normale [16]. L'aire efficace d'une valvule aortique adulte normale est de $3 - 4 \text{ cm}^2$. D'après les critères de l'AHA/ACC, une sténose aortique est considérée :

- légère, si $EOA > 1.5 \text{ cm}^2$,
- modérée, si $1.0 \text{ cm}^2 < EOA \leq 1.5 \text{ cm}^2$,
- et sévère, si $EOA \leq 1.0 \text{ cm}^2$.

Une aire valvulaire supérieure à 2 cm^2 dénote généralement une valvule non sténosée. Chez les patients à faible débit cardiaque, il se peut que la valvule ne s'ouvre pas à sa pleine capacité, du fait de la présence d'un faible gradient de pression. La valeur obtenue de l'EOA peut tendre à surestimer la sévérité de la sténose aortique. Il est alors conseillé d'accroître le débit cardiaque du patient, en lui injectant de la dobutamine, pendant l'examen échocardiographique.

2.5 Mesure de l'aire valvulaire efficace

L'aire valvulaire efficace EOA représente l'aire de la vena contracta. Elle peut être déterminée à partir du théorème de continuité donné par l'équation 2.3 comme suit :

$$EOA = A_{LV} \frac{\overline{V_{LV}}}{\overline{V_{VC}}} \quad (2.7)$$

Où A_{LV} représente l'aire de la section transversale de la chambre de chasse ventriculaire et V_{LV} la vitesse ventriculaire systolique moyenne. Comme décrit dans la section précédente, les vitesses moyennes respectives V_{LV} et V_{VC} sont évaluées en modes Doppler pulsé et continu. La section A_{LV} est estimée en la supposant circulaire. Son diamètre est mesuré à partir de la section anatomique du cœur obtenue en vue parasternale grand-axe (figures 2.9).

L'aire valvulaire efficace peut être aussi déterminée à partir du gradient de pression maximal TPG_{max} mesuré par un cathéter. Le TPG_{max} peut être formulé en fonction du

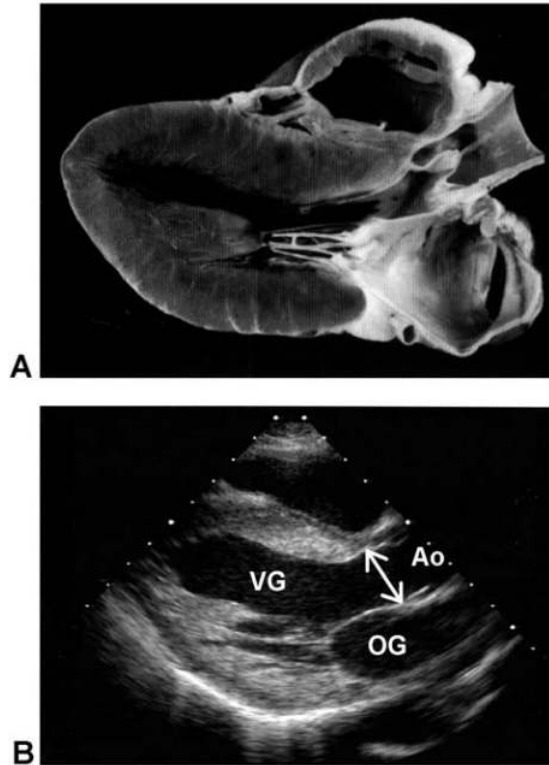


FIG. 2.9: Comparaison entre les coupes anatomiques du cœur in vivo et par échocardiographie en vue parasternale grand-axe (figure 2.4). VG symbolise le ventricule gauche, OG, l'oreillette gauche et Ao, l'aorte. La flèche indique le diamètre de la chambre de chasse ventriculaire.

débit Q et de l'aire valvulaire efficace EOA en utilisant la relation $Q = EOA V_{VC}$:

$$\overline{TPG_{max}} = \frac{1}{2} \rho \frac{\overline{Q^2}}{EOA^2} \quad (2.8)$$

d'où on peut extraire EOA :

$$EOA = \sqrt{\frac{\rho \overline{Q^2}}{2 \overline{TPG_{max}}}} \quad (2.9)$$

En posant $\rho = 10^3 \text{ kg/m}^3$ et en exprimant EOA en cm^2 , Q en mL.s^{-1} et TPG_{max} en mmHg , cette équation devient :

$$EOA = \frac{\sqrt{\overline{Q^2}}}{50 \sqrt{\overline{TPG_{max}}}} \quad (2.10)$$

A partir d'un raisonnement similaire porté en écoulement stationnaire, Gorlin R, Gorlin SG, en 1951 [17], ont proposé l'équation connue sous le nom d'équation de Gorlin :

$$EOA = \frac{\overline{Q}}{44.3\sqrt{TPG_{max}}} \quad (2.11)$$

L'équation de Gorlin (2.11) fait intervenir TPG_{max} et Q . Le terme TPG_{max} peut être mesuré directement par cathéter tel que décrit dans la section précédente. Le débit systolique moyen Q est généralement déterminé par la méthode de thermodilution exécutée à l'aide d'un cathéter Swan-Ganz dont le bout est positionné dans l'artère pulmonaire. La thermodilution réside à la mesure de la température dans l'artère pulmonaire, après l'injection d'un liquide froid dans l'oreillette droite. L'aire de la courbe temporelle du changement de température est inversement reliée au débit cardiaque moyen.

2.6 Auscultation de la sténose aortique

La sténose aortique produit un important changement dans la vitesse du sang. La réduction du site d'obstruction provoque une compression du fluide dans la partie serrée, et par conséquent, une augmentation dans la vitesse d'écoulement. Cela va créer des turbulences en aval de la sténose qui engendrent la vibration des structures cardiaques en produisant un souffle. Le souffle enregistré a une évolution *crescendo-decrescendo*, cette évolution lui confère le qualificatif de souffle systolique losangique (souffle en forme de diamant), il occupe souvent le milieu de la systole et est dit mésosystolique. De plus, un clic protosystolique aortique de haute fréquence est parfois rencontré, il indique la conservation d'une certaine mobilité de la valve aortique et est absent des formes calcifiées.

L'augmentation de la sévérité d'une sténose aortique a une influence directe sur la forme et le timing du souffle (en particulier le pic du souffle). Lorsque le rétrécissement est serré le pic est télésystolique, le premier bruit B1 est peu intense, alors que le deuxième bruit B2 est fréquemment aboli ou atténué. De plus, un dédoublement paradoxal⁴ de B2 peut être observé si le rétrécissement est très serré avec un gradient de l'ordre de 100mmHg [18].

Cela peut être expliqué comme suit :

Le rétrécissement aortique est engendré par un blocage au niveau de la valve, ce dernier nécessite une grande pression ventriculaire sur le sang pour permettre premièrement

⁴Un dédoublement physiologique est caractérisé par un élargissement de l'espace entre les deux composantes du deuxième bruit à l'inspiration et par un rétrécissement du même espace pendant l'expiration. Dans le dédoublement paradoxal, on assiste au phénomène inverse dans lequel l'inspiration produit le rapprochement ou la fusion des deux composantes du deuxième bruit, alors que l'expiration le sépare.

l'ouverture de la valve aortique (repérée par un clic protosystolique) et l'éjection du sang. La forme du souffle enregistré reflète donc réellement l'ouverture et la fermeture progressive de la valve vis-à-vis la pression ventriculaire. Le pic du souffle indique le timing de la pression maximale d'éjection. À ce moment la vélocité du sang est maximum, alors que la valve aortique est à son extrême ouverture (figure 2.10). Un pic télé-systolique montre la difficulté rencontrée pendant l'éjection ventriculaire dans les cas serrés. Un autre paramètre important sur lequel le degré de sévérité peut être observé est l'intensité du souffle. Cette dernière dépend des conditions de débit cardiaque. Depuis les travaux de Froment, Lévine et Harvey six niveaux d'intensité sont définis :

- niveau 1 : souffle de faible intensité, à peine audible ;
- niveau 2 : souffle de faible intensité mais perceptible d'emblée, sans recherche attentive ;
- niveau 3 : souffle d'intensité moyenne ;
- niveau 4 : souffle de bonne intensité ;
- niveau 5 : souffle accompagné d'un frémissement ;
- niveau 6 : souffle audible à distance, sans stéthoscope.

Si en règle l'intensité du souffle correspond à l'importance de la lésion, cela n'est pas toujours vrai. Ainsi lorsque l'obstacle est très sévère au point de diminuer le débit cardiaque, le souffle peut ne pas être intense alors que l'obstacle est serré. Cela est rencontré surtout chez les patients avec une insuffisance ventriculaire. Dans ce cas, le ventricule gauche exerce une faible pression sur le sang, l'écoulement généré sera donc presque laminaire (faibles turbulences) et le souffle cardiaque aura une faible intensité. Le changement de la pression peut aussi influencer sur la tonalité du souffle. En fait, les souffles aigus sont générés par des fortes différences de pressions, alors que les souffles graves ou roulements sont générés par des basses différences de pressions.

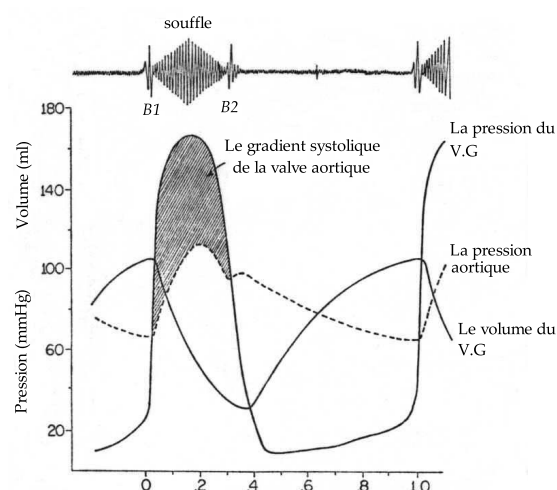


FIG. 2.10: Correlation du PCG avec les activités mécaniques du cœur.

2.6.1 La relation entre le flux et la fréquence du souffle émise

Le régime d'un flux peut être déterminé par un nombre sans dimension appelé nombre de Reynolds. Ce dernier est défini comme le rapport entre la force d'inertie (ρV) et la force visqueuse (η/D), voir l'équation 2.12. Où ρ est la masse volumique du fluide, D est le diamètre, V est la vitesse d'écoulement (ou débit), alors que η est la viscosité du fluide.

$$R = \frac{\rho DV}{\eta} \quad (2.12)$$

Osborne Reynolds a montré dans ses expériences qu'il existe deux types d'écoulement, laminaire et turbulent. L'écoulement laminaire est caractérisé par un faible nombre de Reynolds. Par contre, l'écoulement turbulent est caractérisé par un nombre de Reynolds élevé. La transition entre ces deux régimes dépend de la vitesse, la densité et la viscosité du fluide, ainsi que le diamètre et la géométrie du tube. Par exemple, dans un tube cylindrique long, le nombre de Reynolds de transition entre les deux régimes est typiquement fixé à 2300. D'une manière générale, la valeur critique est proportionnelle au rapport entre l'orifice de la zone obstruée et l'orifice de la zone non-obstruée, d/D (figure 2.11).

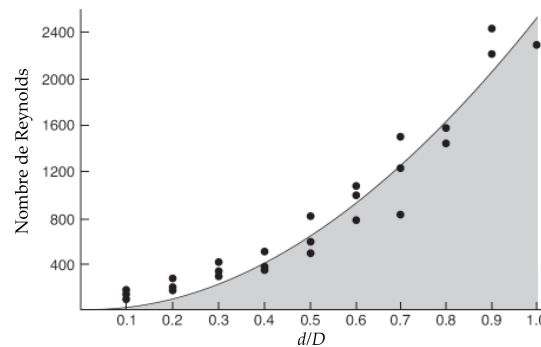


FIG. 2.11: La relation entre le diamètre de la sténose et le nombre de Reynolds.

L'écoulement turbulent se manifeste par la création des vortex (figure 2.12) qui conduisent à des fluctuations dans la vitesse et la pression. Ces fluctuations affectent les parois des vaisseaux et causent des vibrations dans le domaine des fréquences acoustiques [19]. L'équation qui relie la fréquence émise par les vortex $f_d(Hz)$, le diamètre de l'obstacle d (m), et la vitesse maximale du fluide V_{max} (m/sec), est donnée par le nombre de Strouhal comme suit :

$$S_H = \frac{f_d d}{V_{max}} \quad (2.13)$$

Le nombre de Strouhal nous montre clairement la dépendance linéaire entre fréquence émise et la vitesse maximale du fluide. D'autre part, Kolmogorov [20] a montré dans ses expériences que le faible écoulement est manifesté par des gros vortex à basse fréquence. Avec l'augmentation de la vitesse, les gros vortex perdent rapidement leur énergie, et

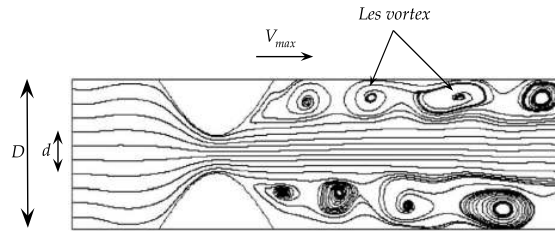


FIG. 2.12: Représentation d'un écoulement à travers une sténose.

se transforment en des petits vortex de haute fréquence en cascade. À travers un spectre (figure 2.13), il a identifié quatre régions dont la taille des vortex diffèrent.

- I Grands tourbillons (pente 0)
- II Moyens tourbillons (pente -1)
- III petits tourbillons (pente -5 / 3).
- IV Micro-tourbillons (pente -7).

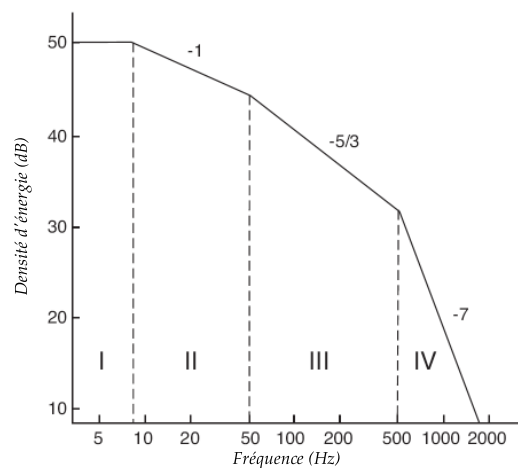


FIG. 2.13: La relation entre la fréquence des vortex et ses énergies. Les différents régions représentent les tailles des vortex.

À travers les expériences de Kolmogorov on peut conclure que l'information concernant la vitesse maximale du fluide est portée sur les hautes fréquences de faible intensité. Cette conclusion est très importante pour notre travail. À l'aide d'une représentation temps-fréquence du souffle, le moment de la vitesse maximale du sang peut être bien déterminé, surtout dans les cas où le pic du souffle n'est pas très claire dans le signal PCG.

2.6.2 Estimation de la sévérité d'une sténose aortique par la Phonocardiographie

Plusieurs travaux ont été réalisés dans ce contexte, le plus marquant entre eux est celui de Dosik Kim et Morton E.Tavel [21]. Ces derniers ont constaté qu'il existe une très bonne corrélation entre le gradient de pression transvalvulaire maximal et la durée fréquentielle du souffle à 300Hz. Cette durée est mesurée à travers une représentation temps-fréquence réalisée par la transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG), tel qu'il est affiché par la figure 2.14.

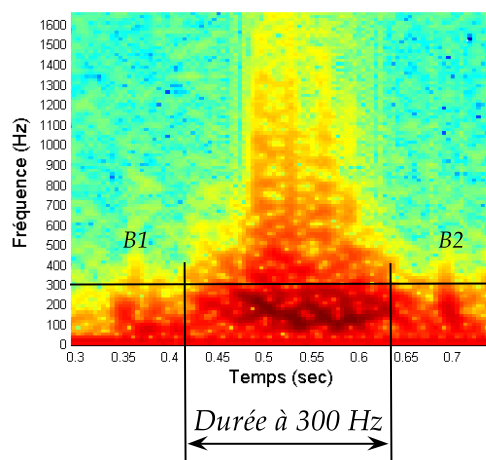


FIG. 2.14: Représentation temps-fréquence d'un souffle cardiaque. La ligne horizontale indique la fréquence à 300 Hz, les deux lignes verticales indiquent la durée du souffle mesurée à cette fréquence.

Sur 41 sujets avec une sténose aortique, kim et Taver ont réalisé une étude comparative entre l'évolution du gradient de pression transvalvulaire maximal et moyen, et l'évolution de la durée du souffle à 200 Hz, à 250 Hz et à 300 Hz. Dans leur conclusion générale ils ont constaté que l'évolution la plus corrélée est celle donnée par la durée du souffle à 300Hz et le gradient de pression transvalvulaire maximal mesuré par une échographie Doppler. Ce résultat est affiché par la figure 2.15. La courbe approximative trouvée est une exponentielle générée avec un très bon coefficient de corrélation $R = 0.91$. Elle est donnée comme suit :

$$y = 5.7e^{12.6x} \quad (2.14)$$

Où :

$$y \longrightarrow TPG_{max} (mmHg) \quad ; \quad x \longrightarrow La \text{ durée frég. à } 300 \text{ Hz (sec)}$$

À travers cette équation une autre règle de classification peut être déterminée. En utilisant le gradient de pression TPG_{max} donné précédemment par le tableau 2.1 sur trois

degrés de sévérité, leurs équivalents en seconde peuvent être calculés. Le tableau ci-dessous regroupe le résultat trouvé.

Degré de sévérité	TPG_{max}	Durée du souffle à 300 Hz
Légère	< 40 mmHg	< 0.16 sec
Modéré	40-65 mmHg	0.16-0.20 sec
Sévère	> 65 mmHg	> 0.20 sec

TAB. 2.2: La nouvelle classification de la sévérité des sténoses aortiques établie par la durée fréquentielle à 300Hz.

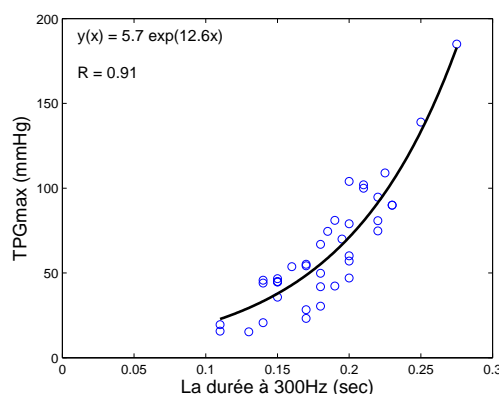


FIG. 2.15: L'évolution de la durée fréquentielle à 300Hz vis-à-vis le gradient de pression transvalvulaire maximal.

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons essayé de décrire les deux principaux paramètres cliniques utilisés pour l'évaluation de la sévérité d'une sténose aortique : le gradient de pression maximal, noté TPG_{max} , et l'aire efficace, notée EOA . Nous avons vu que le critère de sévérité établis par l'ACC/AHA est essentiellement fondé sur la valeur de l' EOA . Ensuite, nous avons présenté les principaux indices sur lesquels le degré de sévérité d'une sténose aortique peut être estimé par une simple auscultation. Nous avons pu conclure que l'augmentation de la sévérité est généralement marquée par :

- Une augmentation dans l'intensité de souffle (même si elle n'est pas valable pour tous les cas).
- Une forme losangique claire du souffle.
- Un pic téléstolique (le pic de souffle apparaît à la fin de la systole).
- Une tonalité aiguë (changement de la fréquence).
- En plus, une augmentation dans la durée fréquentielle du souffle à 300 Hz.

Cette dernière a montré une très bonne corrélation avec l'augmentation du gradient de pression transvalvulaire maximal.

L'étude menée dans ce chapitre nous a permis de conclure que le signal PCG et en particulier le souffle cardiaque peut être utilisé comme un moyen simple et très efficace pour apprécier le degré de sévérité de la sténose aortique. Pour cela, le traitement numérique de ce dernier se révèle très important. La transformée en ondelettes est la technique de base sur laquelle notre travail sera fondé. Deux aspects seront employés, la transformée en ondelettes discrètes, et la transformée en ondelettes continues. La première méthode sera utilisée dans l'extraction du souffle. Alors que la deuxième méthode sera employée comme un moyen de représentation temps-fréquence.

L'étude théorique de ces techniques fera objet du prochain chapitre.

Chapitre 3

Analyse temps-fréquence : Transformée en ondelettes

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

3.1 Introduction

Comme déjà vu dans les chapitres précédents, la phonocardiographie peut être utilisée comme un moyen simple et très efficace pour apprécier le degré de sévérité des pathologies valvulaires, pour cela le passage par le traitement numérique du signal PCG se révèle nécessaire.

Le mode de traitement le plus ancien et le plus célèbre des signaux biomédicaux est celui fourni par sa transformation en Fourier (TF). Cette technique produit un spectre moyen dans le temps. Ceci convient pour des signaux stationnaires, c'est-à-dire, pour des signaux dont les propriétés statistiques sont invariantes dans le temps. Pour les signaux physiologiques, cette caractéristique de stationnarité est loin d'être réalisée, vu que le contenu spectral de ces signaux évolue en fonction du temps. Les techniques de moyennage temporel des amplitudes sont incapables de décrire des phénomènes transitoires et non stationnaires. C'est pourquoi de nouvelles approches de représentations temps-fréquence (RTF) des signaux ont été proposées. En musique, le changement des tons par exemple est essentiel. Le gazouillement d'un oiseau est l'exemple idéal pour montrer le changement de fréquence en fonction du temps, ainsi que la voix d'une personne dans la conversation, dont les tonalités harmoniques diffusent toute l'information. Il en est

de même pour les bruits cardiaques, où le changement de la fréquence et l'intensité des bruits apporte plein d'informations sur la pathologie. Pour tous ces cas, c'est le changement instantané de la fréquence qui contient l'information et pas nécessairement la fréquence elle-même. Plusieurs tentatives pour localiser le contenu spectral d'un signal ont été faites au cours des années, les méthodes standard étant la transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG), la transformée de Gabor (1946), l'analyse de Wigner-Ville, appliquée par Wigner en mécanique quantique en 1932 et adaptée par la suite par Ville en 1948 pour le traitement du signal, ainsi que la méthode de démodulation complexe donnée par Bloomfield. Plus récemment, la transformée en S et la transformée en ondelettes (TO) ont gagnés la popularité.

3.2 Classification des signaux

On classe les signaux suivant différents critères : propriété, représentation ... On liste quelques possibilités dans cette partie.

3.2.1 Classification déterministe-aléatoire

- Déterministes : Ce sont les signaux dont l'évolution en fonction du temps est prévisible par un modèle mathématique approprié (signaux de test, d'étalonnage, etc.). On peut diviser cette classe en des sous-classes :
 - Signal périodique
 - Signal transitoire
- Aléatoires : Ces signaux ont un caractère non-reproductible et imprévisible. Par exemple : la parole,...Donc ce type de signal est caractérisé par les quantités de probabilité.

3.2.2 Classification énergétique

- L'énergie et la puissance d'un signal : On peut associer à un signal $u(t)$ quelconque des valeurs scalaires non négatives E_u (énergie) et P_u (puissance moyenne) si elle existent par les relations :

$$E_u = \int_{-\infty}^{+\infty} |u(t)|^2 dt \quad (3.1)$$

$$P_u = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} |u(t)|^2 dt \quad (3.2)$$

- Signaux à énergie finie : E_u est bornée. Soit : $E_u < +\infty$, donc $u(t) \in L^2(\mathbb{R})$. C'est le cas courant des signaux physiques réels.

- Signaux à énergie infinie : Inversement au signal d'énergie fini, E_u n'est plus bornée. C'est le cas des signaux périodiques ou des signaux aléatoires permanents.

3.2.3 Autres classifications

On peut encore classer le signal soit suivant sa représentation continue/discrète soit suivant sa valeur réelle/complexe.

3.2.4 Représentation vectorielle des signaux

Cette représentation permet de développer linéairement le signal $u(t)$ sur une base de fonctions connues. C'est la structure d'espace vectoriel : le signal apparaît comme un vecteur de cet espace vectoriel. En choisissant les différentes bases, on aura différentes représentations (espace de Hilbert) et cela rendre les calculs considérablement plus simple.

3.3 Transformée de Fourier

Un signal temporel est supposé comme un simple vecteur dans un espace vectoriel à N dimensions. Les vecteurs de base de ce signal ou cette série temporelle dans le temps sont $(1, 0, 0, \dots)$, $(0, 1, 0, \dots)$ et ainsi de suite. L'action de la transformée de Fourier est simplement le changement de base de cette série du domaine temporel à un espace vectoriel de base de fonctions sinusoïdales (domaine fréquentiel). La série temporelle qui est un simple vecteur n'a pas changé. Une des raisons pour la quelle la transformée de Fourier est utilisée pour l'analyse des signaux d'une manière générale est que cette base de fonctions sinusoïdales est la solution de l'équation mathématique décrivant les petites variations de cette série temporelle. Le spectre $X(f)$ d'un signal temporel $x(t)$ est donné par l'analyse standard de Fourier :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (3.3)$$

Sa relation inverse est :

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f)e^{i2\pi ft} df \quad (3.4)$$

Où le produit de t par f est sans dimension. La transformée de Fourier discrète (TFD) pour la série temporelle $x(t)$ de N points avec une période d'échantillonnage T est donnée par :

$$X\left[\frac{n}{NT}\right] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x[kT]e^{-\frac{i2\pi nkT}{NT}} \quad (3.5)$$

et sa relation inverse est :

$$x[kT] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X \left[\frac{n}{NT} \right] e^{\frac{i2\pi nkT}{NT}} \quad (3.6)$$

L'analyse de Fourier est un outil de base en traitement du signal, indispensable dans de nombreux domaines de la recherche, mais elle montre vite des limites justifiées dès lors que l'on sort du cadre rigoureux de sa définition : le domaine des signaux stationnaires d'énergie finie. Dans l'analyse de Fourier, tous les aspects temporels (début, fin, durée d'un événement), bien que présents dans la phase, deviennent illisibles dans le spectre. Par exemple, la transformée de Fourier d'un morceau de musique ne permet pas de retrouver le rythme joué, mais simplement les notes présentes. Le spectre seul ne permet pas de dissocier deux partitions différentes ayant les mêmes notes. Or, on souhaiterait pourtant parfois réaliser à la fois une analyse en temps et en fréquence, pour retrouver la portée musicale associée à ces signaux non stationnaires. Pour cela on préfère utiliser des représentations temps-fréquence et non la transformée de Fourier (TF). Nous allons exposer dans la suite quelques méthodes adaptées à l'analyse des signaux non-stationnaire [22] [23].

3.4 Quelques représentations temps-fréquence

3.4.1 Transformée de Fourier à fenêtre glissante

La première solution, mise en en place intuitivement au milieu du siècle passé, correspond aux analyses de Fourier à fenêtre glissante (TFFG ou STFT en anglais), ou Fourier à court terme, introduites dès 1945 par Gabor. Le principe est très simple, consiste d'introduire dans l'analyse de Fourier usuelle une notion de localité spatiale (ou temporelle) en multipliant le signal analysé $x(t)$ par une fenêtre convenablement choisie au préalable possédant de meilleurs propriétés de localisation, puis on calcule la transformée de Fourier du produit. L'équation de base d'un spectrogramme dans le domaine continu est :

$$TFFG(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-i2\pi ft} dt \quad (3.7)$$

où $w(t - \tau)$ est la fonction de la fenêtre, tandis que τ est le taux de glissement de la fenêtre à travers tout le signal $x(t)$. La version discrete de Eq.3.8 est :

$$TFFG(m, k) = \sum_{n=1}^N x(n)[W(n - k)e^{-jnm/N}] \quad (3.8)$$

L'action de cette fenêtre est de localiser en temps le spectre local résultant. Cette fenêtre est ensuite décalée dans le temps pour produire le spectre local pour toute la durée de l'existence de $x(t)$. On appelle spectrogramme, la puissance spectrale résultante. La figure ci-dessous montre une application d'une fenêtre sur un signal d'un morceau musical (voir la figure 3.1). Si la fenêtre est une fonction gaussienne, là on parle de la transformée de Gabor.

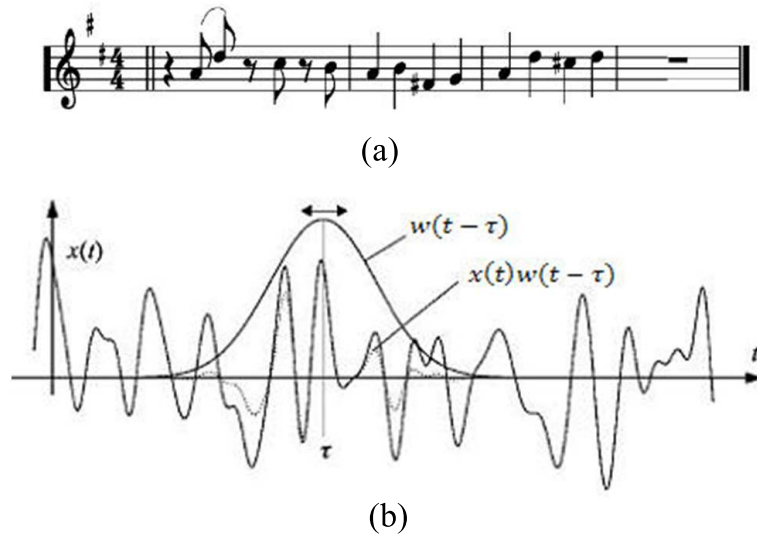


FIG. 3.1: (a) : Un exemple de représentation temps-fréquence, (b) : transformée de Fourier à courte terme relative de (a).

Il faut noter que la largeur de la fenêtre $w(t)$ est constante durant toute l'analyse. La résolution temporelle (et la résolution fréquentielle) est la même pour toutes les composantes spectrales. L'amplitude de n'importe quelle composante spectrale de la transformée de Fourier discrète représente la moyenne du segment analysée de $x(t)$. Le choix de la largeur de cette fenêtre d'analyse est complètement arbitraire. Dans certains cas, il est nécessaire de calculer deux TFFG avec différentes largeurs de la fenêtre pour arriver à une représentation avec une résolution en temps et en fréquences adéquate [23] [24] [25].

Exemple de motivation

Le signal "chirp" peut être utilisé comme un exemple de motivation. Dans ce signal la fréquence instantanée $f(t)$ varie linéairement avec le temps $f(t) = f_0 + kt$. Où f_0 est la fréquence de départ, k est le taux d'augmentation de la fréquence. La fonction sinusoïdale correspondante est :

$$x(t) = \cos\left(2\pi \int_0^t f(t') dt'\right) = \cos\left(2\pi\left(f_0 + \frac{k}{2}t\right)t\right) \quad (3.9)$$

La figure 3.2 montre deux signaux. Le premier représente un accroissement en fréquence (en fonction du temps) et le deuxième présente un décroissement en fréquence.

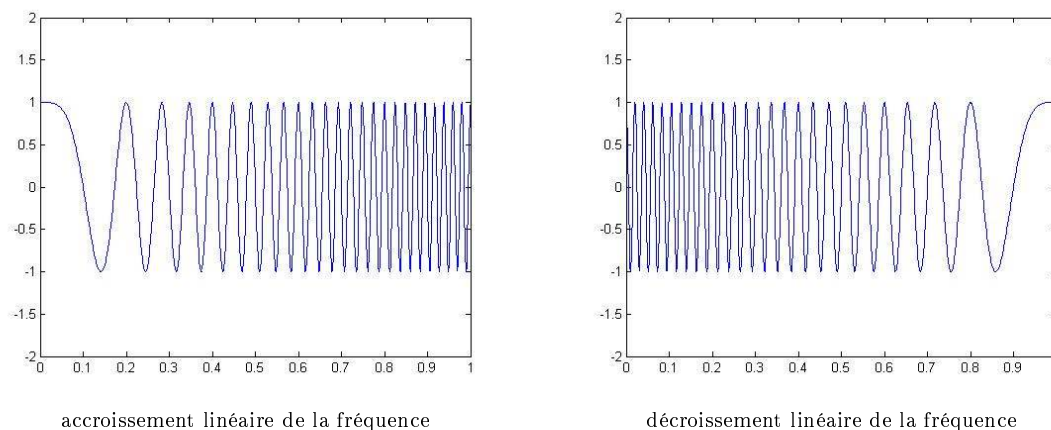
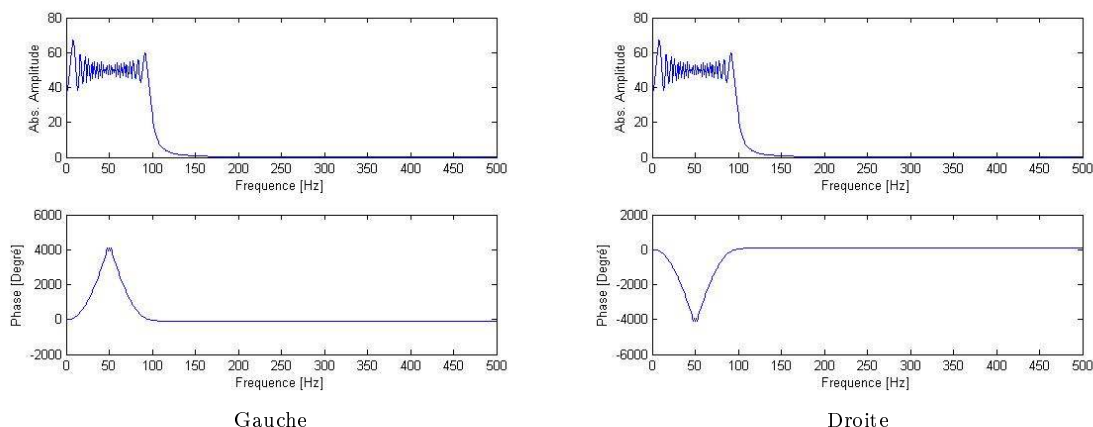


FIG. 3.2: La fonction chirp

Les résultats du calcul de la transformée de Fourier des deux signaux, sont représentés par la figure 3.3. L'amplitude spectrale est identique pour les deux signaux. Ceci indique qu'il n'y a aucune information concernant les instants de différence de ces fréquences dans le signal. L'information temporelle locale est masquée dans la phase du spectre ; de plus elle n'est pas accessible.

FIG. 3.3: (gauche) Amplitude et la phase du signal *chirp* accroissent, (droite) Amplitude et la phase du signal *chirp* décroissent

Prenons maintenant l'exemple d'un signal $x(t)$ constitué de deux portions successives de sinusoïdes de fréquences $f_1 = 10$ et $f_2 = 40$ Hz (figure 3.4 (a)) et calculons la transformée de Fourier discrète. On observe, sur la figure 3.4 (b), les deux pics situés aux fréquences 10 et 40 Hz. On ne peut cependant pas déduire le temps dans lequel apparaissent les deux sinusoïdes. On pourrait même penser que les deux signaux sont identiques. D'une manière générale l'information contenue dans le module de TF est insuffisante pour traiter un signal non stationnaire. C'est la transformée de Fourier à fenêtre glissante qui nous permet de savoir si le spectre a changé au cours du temps ou pas (figure 3.5 (a)). Cependant, la taille de la fenêtre d'analyse montre une grande influence sur la résolution

temps-fréquence du signal (figure 3.5 (b)). La fenêtre gaussienne de 128 points montre une résolution fréquentielle meilleur que celle de 64 points, néanmoins la résolution temporelle a beaucoup diminué.

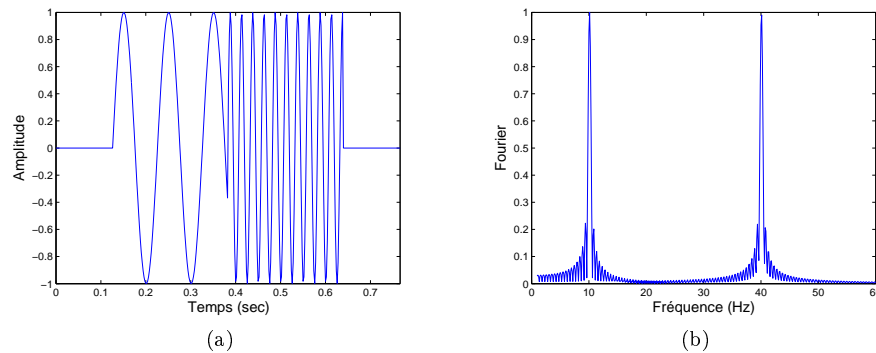


FIG. 3.4: (a) : Signal temporel de 256 points avec deux composantes spectrales : 10 Hz et 40 Hz. (b) : Le spectre relatif de (a)

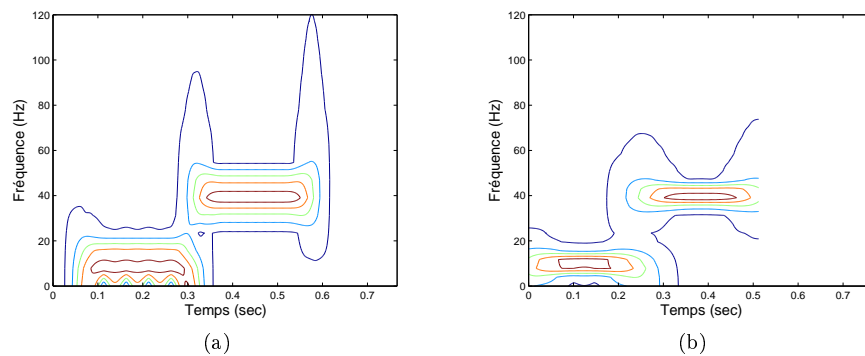


FIG. 3.5: Tracé des contours d'amplitude de la TFFG du signal précédent. (a) : À l'aide d'une fenêtre Gaussienne de taille 64 points. (b) : À l'aide d'une fenêtre Gaussienne de taille 128 points.

Un autre exemple plus complexe est donné par la figure 3.6 (a). C'est un signal sinusoïdale constitué par trois composantes spectrales données comme suit : $f_1 = 10Hz$, $f_2 = 80Hz$, $f_3 = 40Hz$. Le module de la TFFG du signal $x(t)$ est affiché dans la figure 3.6(c). Dans ce cas, la TFFG est incapable d'afficher exactement les composantes d'un signal constitué par différentes composantes fréquentielles surtout dans le coté énergétique.

Après cette analyse on peut tirer deux inconvénients majeurs de la TFFG :

- Le choix d'une fenêtre optimale pour un signal qui contient différentes composantes spectrales est impossible.
- Il est impossible d'avoir une localisation parfaite à la fois en temps et en fréquence. En d'autres termes, plus le support temporel de la fenêtre d'observation est petit plus la résolution en fréquence est mauvaise et vice versa. On note que les fenêtres possédant la meilleure localisation temps-fréquence sont les fonctions gaussiennes.

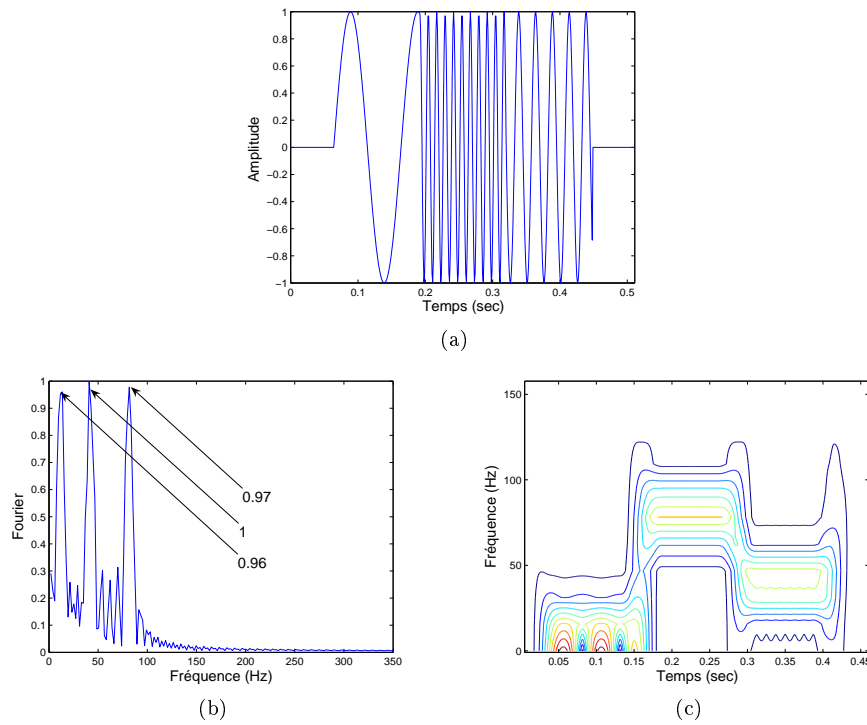


FIG. 3.6: (a) : Signal temporel $x(t)$ de taille 512 points avec trois composantes spectrales : 10 Hz, 80Hz et 40Hz. (b) : Le spectre de $x(t)$. (c) : Le tracé des contours d'amplitude de la TFFG du signal $x(t)$ à l'aide d'une fenêtre gaussienne de taille 64 points.

3.4.2 Distributions temps-fréquence généralisées

Une autre famille de représentations temps-fréquence s'appelle la classe de Cohen des distributions temps-fréquence généralisées (DTFG). La forme générale de la DTFG présentée par Cohen en 1989 est donnée par la relation suivante :

$$C_x(t, f; g) = \iiint g(\nu, \tau) e^{j2\pi\nu(u-\tau)} x(u + \frac{1}{2}\tau) x^*(u - \frac{1}{2}\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\nu du d\tau \quad (3.10)$$

La fonction $g(\nu, \tau)$ est choisie arbitrairement de façon à produire une distribution temps-fréquence avec certaines propriétés. Cette classe de représentations donne directement une distribution d'énergie d'où sa nature quadratique. Cette approche repose sur le principe de superposition quadratique. Ce principe se formule comme suit : Si $x(t) = a_1x_1(t) + a_2x_2(t)$ alors

$$C_x = |a_1|^2 C_{x_1}(t, f) + |a_2|^2 C_{x_2}(t, f) + a_1 a_2 C_{x_1, x_2} + a_1 a_2 C_{x_2, x_1}$$

La présence du terme d'interférence peut causer une difficulté dans l'interprétation de la représentation temps-fréquence. Généralement, pour les signaux temporels qui possèdent plus de deux composantes spectrales, ce terme d'interférence croit rapidement. Quelques choix particuliers de $g(\nu, \tau)$ peuvent alléger le problème et lisser ainsi les interférences.

La plus connue de ces représentations est la distribution de Wigner-Ville (WV). Cette distribution se calcule à partir du signal analytique $x(t)$ que l'on cherche à caractériser, et elle a pour expression :

$$WV(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{-j2\pi f\tau} x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) d\tau \quad (3.11)$$

C'est une DTFG avec $g(\nu, \tau) = 1$. Cette distribution satisfait un ensemble de propriétés mathématiques :

- Elle est toujours réelle.
- Elle préserve le décalage en temps et en fréquence.
- Elle satisfait la propriété du principe de conservation d'énergie.

$$\int_{-\infty}^{\infty} WV(t, f) df = |x(t)|^2 \quad (3.12)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} WV(t, f) dt = |X(f)|^2 \quad (3.13)$$

Le support temps et fréquences de la distribution de Wigner est une des propriétés souhaitables. Si le signal n'est pas nul dans un interval $[a, b]$ et nul ailleurs. Ceci est montré sur les figures 3.7(a) et 3.7(b).

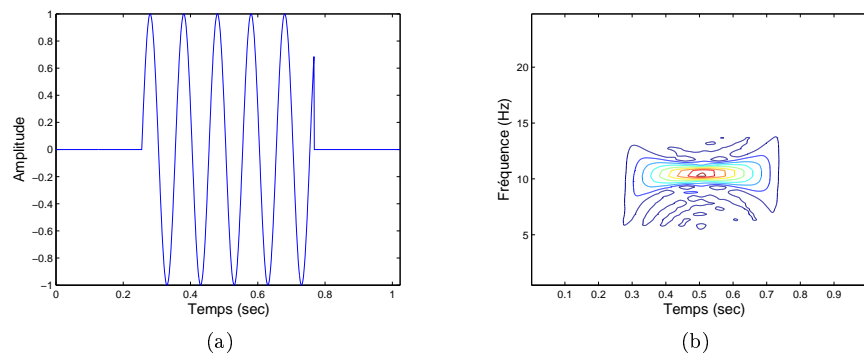


FIG. 3.7: (a) : Signal sinusoïdal simple : $f = 10Hz$. (b) Distribution de WV du signal en (a).

La propriété du support temporel de la distribution de Wigner paraît très attractive, mais peut être trompeuse. On ne peut pas conclure que n'importe quelle région nulle dans le signal peut avoir une région correspondante nulle dans la distribution de Wigner. Ceci est vrai seulement si cette région nulle est prolongée à $\pm\infty$. La figure 3.8 illustre que le terme inhérent d'interférence de la transformée WV contamine la région-zéro s'il y a des régions non nulles de chaque côté.

D'autres distributions temps-fréquence généralisées comme la distribution Cone-Kernel, la distribution de Choi-Williams, ainsi que la distribution Pseudo Wigner lissée (PWV) introduite par Hlawatsh et Boudreaux-Bartels, permettent de réduire l'effet du terme

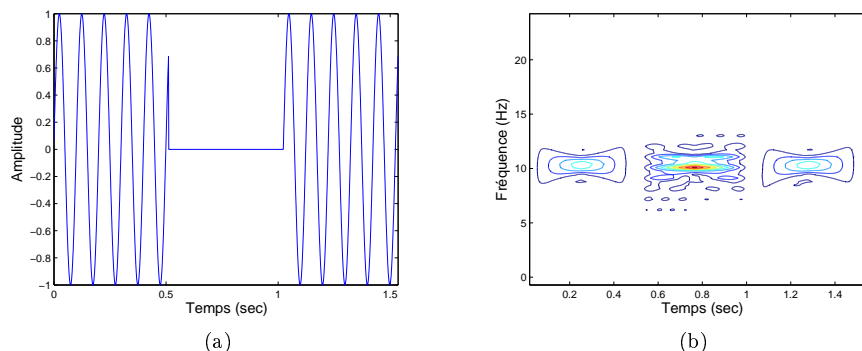


FIG. 3.8: (a) : Signal sinusoïdal simple avec une région nulle au milieu. (b) Distribution de WV du signal en (a).

d'interférence, mais ne satisfont pas les propriétés énergétiques de la distribution de WV.

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

3.5 Analyse par transformée en ondelettes

En 1984, J.Morlet et P.Grossmam poussés par les exigences croissantes de la recherche d'hydrocarbures, et dans le contexte d'analyser les signaux d'exploitation pétrolière, proposent une méthode de reconstruction des signaux sismiques multidimensionnels permettant une représentation des hautes fréquences à l'aide d'une représentation temps-fréquence.

La transformée en ondelette (TO) aborde le problème de résolution d'une autre façon : elle utilise une analyse multi-résolution. Comme son nom l'indique, cette analyse permet d'avoir des résolutions temporelles et fréquentielles différentes (dans le cas de la TFFG, la résolution était la même du début, à la fin du signal). La TO fournit une bonne résolution temporelle (et donc une mauvaise résolution fréquentielle) aux hautes fréquences et une bonne résolution fréquentielle (donc une mauvaise résolution temporelle) aux basses fréquences. Cette approche analytique est particulièrement intéressante pour les signaux qui ont des composantes basses fréquences pendant un laps de temps très court et des composantes hautes fréquences pendant des temps relativement longs [26].

Dès lors, les ondelettes qui ont été créés pour résoudre des problèmes posés par la réflexion sismique ne cessent de se développer, autant du point de vue pratique que du point de vue théorique, par des personnes telles Y. Meyer, I. Daubechies, S. Mallat et autres

pour ouvrir ensuite les ondelettes sur de nombreux champs d'applications autres que la sismologie ou les mathématiques, dont plusieurs sont destinés à l'analyse des signaux biomédicaux.

3.5.1 Famille des ondelettes

J. Morlet a utilisé la transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG) pour analyser les signaux sismiques, où il a constaté que cette méthode (basée sur une fenêtre d'analyse constante) est insuffisante pour une analyse parfaite du signal. Pour cela, il a pensé d'utiliser une fenêtre dans la longueur est dilatée ou contracté suivant la fréquence du signal. Cette idée a donné naissance aux ondelettes.

3.5.1.1 Éléments théoriques

L'analyse par transformée en ondelettes consiste à décomposer le signal sur une base d'ondelettes en commençant par la fonction $\psi(t)$, appelée *ondelette mère*. Le terme ondelette signifie petite onde. La "petitesse" en question se réfère à la condition selon laquelle cette fonction (de fenêtrage) est de dimension finie (à support compact). Le terme "onde" est une référence à la condition selon laquelle cette fonction est oscillante. Le terme "mère" implique que les fonctions d'intervalles de support différents utilisées dans le processus de transformation dérivent toutes d'une fonction principale, (ondelette mère). L'ondelette mère est donc, en d'autres termes, le prototype permettant de générer les autres fonctions de fenêtrage. Avec un choix approprié de cette dernière, elle peut être utilisée pour mesurer localement la puissance spectrale du signal.

Pour que la fonction $\psi(t)$ soit une ondelette, elle doit satisfaire *la condition d'admissibilité* qui garantit la conservation de l'énergie lors de la transformation (c'est-à-dire qu'aucune information n'est perdue lors de la transformation, donc il est possible de reconstruire un signal à partir de sa transformée.)

Cette condition doit satisfaire certains critères exprimés en fonction de la transformée de Fourier $\Psi(f)$ de $\psi(t)$ comme suit :

- $\Psi(f)$ doit être absolue et de carré intégrable :

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(f)|^2}{|f|} df < \infty, \quad (3.14)$$

- $\Psi(f)$ doit être réelle.

- $\Psi(f)$ doit être minimale autour de $f = 0$.

$$\Psi(0) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (3.15)$$

- $|\Psi(f)|$ doit décroître rapidement pour $|f| \rightarrow 0$ et pour $|f| \rightarrow \infty$.

Le dernier critère permet d'avoir une réponse impulsionnelle à bande-passante (bande limitée). Puisque $\psi(t)$ a une forme d'une petite onde, cette transformation a pris le nom de transformation d'ondelettes (En anglais *Little Wave* \equiv *Wavelet*).

3.5.2 Transformée en ondelettes continues

C'est comme une alternative à la transformée de Fourier à fenêtre glissante que la transformée en ondelettes continue a été développée afin de pallier les difficultés de résolution. On conduit l'analyse en ondelettes de la même manière que l'analyse par la TFFG : le signal est multiplié par une fonction (l'ondelette), semblable à la fonction de fenêtrage de la TFFG, puis la transformée est calculée séparément pour différents segments du domaine temporel. Il existe cependant deux grandes différences entre la TFFG et la TOC. Dans le cas de la TOC :

- Les fréquences négatives de la TF des signaux fenêtrés ne sont pas prises, et donc une crête unique sera vue comme un spectre correspondant à un sinusoïde.
- La largeur de la fenêtre est modifiée à mesure qu'on calcule la transformée pour chacune des composantes spectrales individuellement. Ce dernier point représente la caractéristique la plus significative de la transformée en ondelettes.

3.5.2.1 La formule générale

Soit ψ une ondelette analysante et $x(t)$ un signal continu. La transformée en ondelette continue (TOC) de $x(t)$ est la fonction $TOC_x(a, \tau)$ définie sur \mathbb{R}^2 par :

$$TOC_x(a, \tau) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (3.16)$$

Où τ est le paramètre de translation de la fonction ondelette à travers tout le signal $x(t)$, alors que, a , est le paramètre d'échelle qui est proportionnel à l'inverse de la fréquence [25]. Le facteur de normalisation $|a|^{-\frac{1}{2}}$ assure que l'énergie soit la même pour toutes les valeurs de, a . Une famille d'ondelettes peut être donnée à partir de la formule suivante :

$$\psi_{a,\tau}(t) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi \left(\frac{t - \tau}{a} \right) \quad (3.17)$$

Si $\tau = 0$ et $a = 1$, alors l'ondelette est dans sa forme naturelle (ondelette mère), $\psi_{1,0}(t) \equiv \psi(t)$. Pour un τ fixé la transformation (3.16) peut être vue comme la convolution de $x(t)$ avec $\psi(t)$:

$$TOC_x(t, a) = |a|^{-\frac{1}{2}} x(t) * \psi_a(t), \quad \psi_a(t) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{t}{a}\right) \quad (3.18)$$

- Si $a > 1$ (grand) l'ondelette sera plus dilatée et correspondra à une fréquence plus faible, la résolution devient alors bonne en fréquence et mauvaise en temps.
- Quand $a < 1$ (petit), l'ondelette sera plus contractée et correspondra à une fréquence plus élevée que celle de l'ondelette mère.

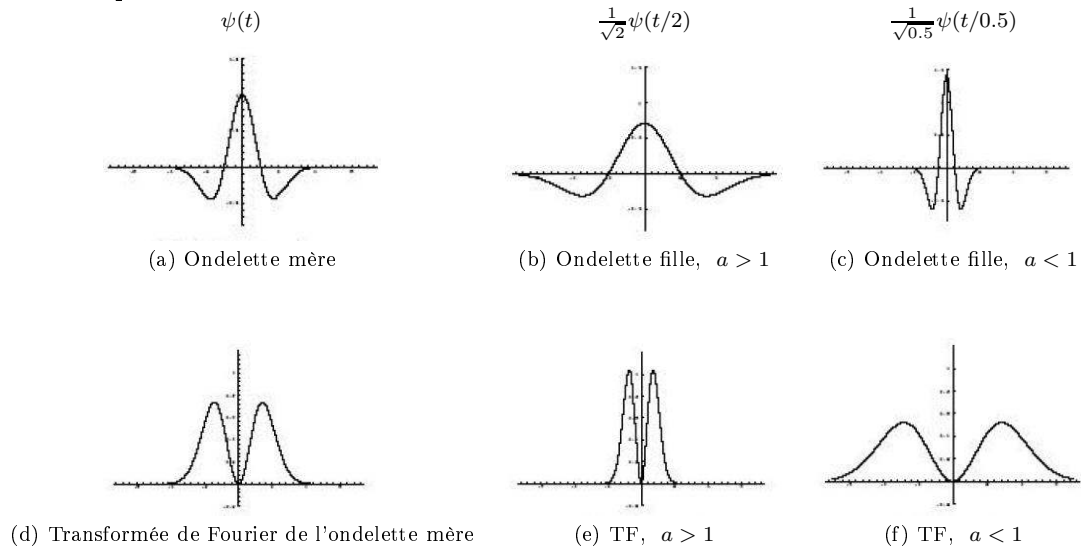


FIG. 3.9: Représentation d'une ondelette et sa transformée de Fourier sur différentes échelles.

3.5.2.2 Formule d'inversion

Soit ψ une ondelette qui vérifie la condition d'admissibilité. La transformée en ondelettes inverse, c'est-à-dire la reconstruction du signal d'origine, est donnée par l'équation (3.19) [25].

$$x(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} TOC_x(a, \tau) \psi\left(\frac{t - \tau}{a}\right) \frac{1}{a^2} d\tau da \quad (3.19)$$

C_ψ est le coefficient qui vérifie la convergence de l'ondelette, il est donné par l'équation (3.14).

3.5.2.3 La résolution temps-fréquence

Dans le but de décrire la résolution temps-fréquence de la transformée d'ondelettes, on considère que l'atome (fenêtre) d'analyse est associée à un centre (t_0, f_0) et une largeur

temporelle Δt_ψ et fréquentielle Δf_ψ , donnés respectivement comme suit :

$$t_0 = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} t \cdot |\psi(t)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2} dt, \quad (3.20)$$

$$f_0 = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f \cdot |\Psi(f)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(f)|^2} df \quad (3.21)$$

et

$$\Delta t_\psi = \left(\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (t - t_0)^2 \cdot |\psi(t)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2} dt \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (3.22)$$

$$\Delta f_\psi = \left(\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (f - f_0)^2 |\Psi(f)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(f)|^2} df \right)^{\frac{1}{2}}. \quad (3.23)$$

La famille d'ondelettes est réalisées à travers les équations (3.22) et (3.23). Dont, la dilation ou la contraction d'une atome est obtenue dans le domaine temporel par : $\Delta t_\psi(a) = |a| \Delta t_\psi$, et dans le domaine fréquentiel par : $\Delta f_\psi(a) = \Delta f_\psi / |a|$. La figure ci-dessous montre la résolution temporelle et fréquentielle d'une atome. Elle délimite la taille de l'ondelette utilisée.

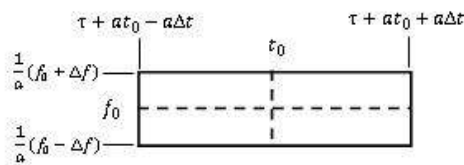


FIG. 3.10: La résolution temporelle et fréquentielle d'une atome

La différence entre la TFFG et la transformée de Fourier usuelle (TF) est l'ajout d'une fenêtre glissante $g(t)$ qui se déplace dans le temps d'un intervalle τ . La TOC et la TFFG permettent de produire une analyse de contenu fréquentiel d'un signal d'une façon quasi instantanée c'est-à-dire pour une portion du signal allant de t à $t + \tau$. Elles décomposent le signal en une multitude d'atomes, Tel que montré à la Figure 3.11. La principale

différence entre les deux outils est le découpage atomique du plan temps-fréquence : pour la TFFG en (a), la largeur temporelle de l'atome dépend de la fenêtre $g(t)$ et est constant, peu importe la fréquence, tandis que le découpage par TOC, en (b) produit des atomes plus larges dans le temps lorsque la fréquence est basse et inversement. Depuis cette décomposition, les transitoires rapides d'un signal sont prises en compte par des atomes de haute fréquence qui ont une résolution temporelle très fine, alors que les mouvements plus lents, de basse fréquence, peuvent bénéficier d'une représentation fréquentielle plus précise.

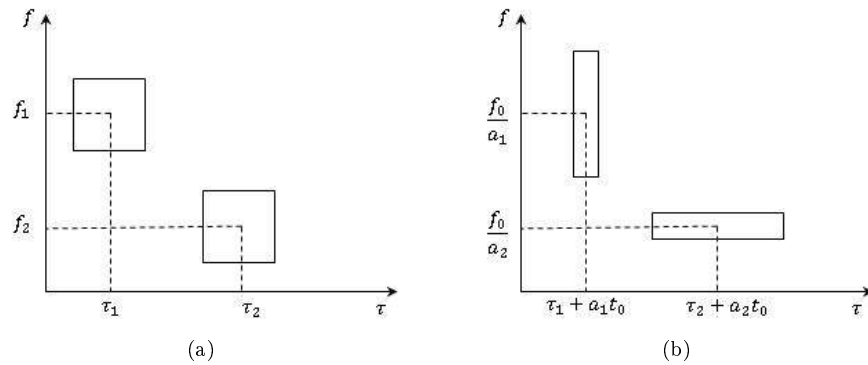


FIG. 3.11: Découpage en atomes temps-fréquence, (a)TFFG, (b)TOC.

3.5.2.4 Le choix de l'ondelette analysante

En pratique, le choix de l'ondelette n'est pas crucial, en effet on cherche une ondelette qui offre un bon compromis entre la résolution temporelle et fréquentielle, un tel choix dépend beaucoup de l'objectif visé. Des critères supplémentaires tels que régularité, symétrie, décroissance rapide à l'infini peuvent être nécessaires [27].

L'ondelette de Morlet a un grand intérêt dans notre étude, comme nous allons le voir plus tard, sa forme *resemble* beaucoup à celle des bruits cardiaques.

Cette ondelette est inspirée du signal élémentaire de Gabor elle est obtenue par modulation d'une gaussienne :

$$\psi(t) = (\pi t_0)^{-\frac{1}{4}} \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{t}{t_0} \right)^2 + 2i\pi\nu_0 t \right] \quad (3.24)$$

L'ondelette de Morlet en deux aspects complexe et réel est affichée par la Figure (3.12).

L'ondelette *complexe* est la plus appropriée pour notre étude, elle permet d'avoir une représentation correctement localisée en temps. Les ondelettes réelles représentent les signaux avec des interférences temporelles : les coefficients d'ondelettes calculés diminuent si l'ondelette n'est pas en phase (ou en opposition de phase) avec le signal. L'ondelette

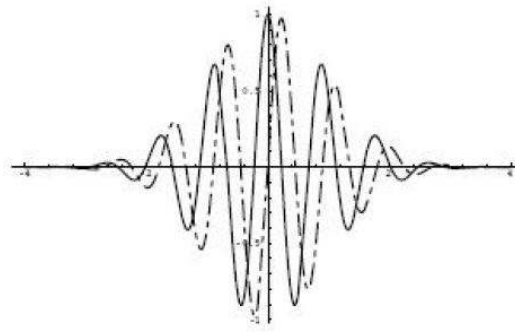


FIG. 3.12: Ondelette de Morlet, Partie réelle (trait plein) et partie imaginaire (pointillés).

de Morlet complexe corrige cet artefact et localise donc correctement en temps les composantes fréquentielles du signal (figure (3.13)).

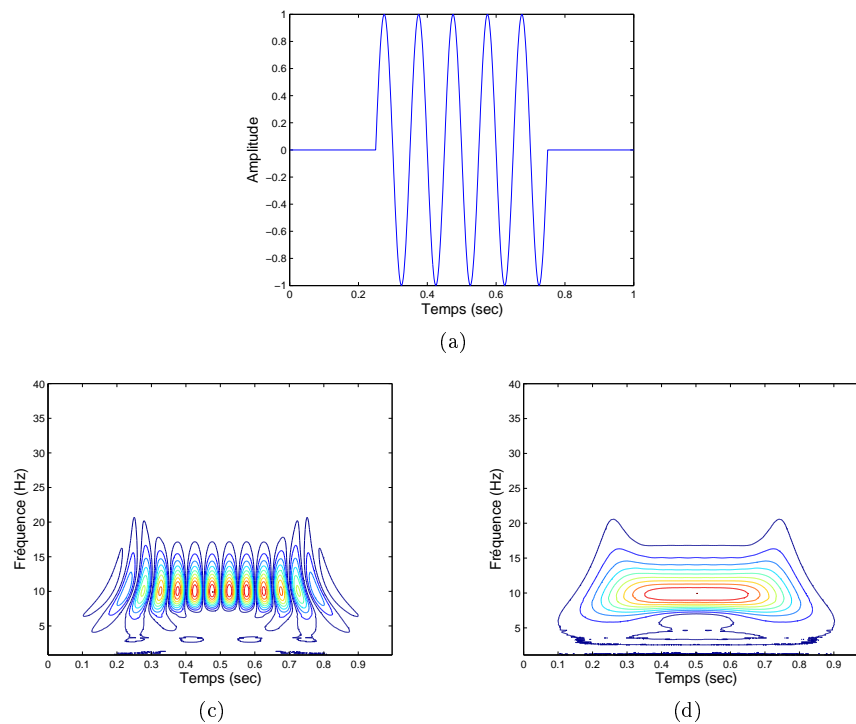


FIG. 3.13: Comparaison entre les cartes temps-fréquence obtenues par TOC avec des ondelettes de Morlet réelles et complexes. (a) le signal du test ($f = 10 \text{ Hz}$). (b) : La TOC du signal en (a) avec des ondelettes Morlet réelles. (c) : La TOC du signal en (a) avec des ondelettes Morlet complexes.

3.5.2.5 Validité du choix : quelques comparaisons des représentations temps-fréquence.

Pour monter l'intérêt de la transformée d'ondelettes continue et sa position parmi les représentations temps-fréquence existantes, en particulier, la transformée de Fourier à

fenêtre glissante et la transformée de Wigner-Ville. Un signal de test a été choisi (figure 3.14(a)). Ce dernier est un signal synthétique généré avec l'algorithme suivant :

$$\begin{aligned} x(0 : 0.17) &= \sin 2\pi f_1 ; f_1 = 40Hz \\ x(0.18 : 0.24) &= \sin 2\pi f_2 ; f_2 = 10Hz \\ x(0.25 : 0.35) &= \sin 2\pi f_2 t + \sin 2\pi f_3 t ; f_3 = 80Hz \\ x(0.36 : 0.45) &= \sin 2\pi f_2 \end{aligned}$$

Les figures 3.14(b), (c) et (d) représentent respectivement les modules des transformées *TFFG*, *WV* et *TOC* du signal synthétique. La *TFFG* en (b) montre clairement une mauvaise résolution temporelle, ceci est une conséquence de la fenêtre de largeur fixe utilisée. La distribution temps-fréquence *WV* en (c) affiche une très bonne localisation en temps et en fréquence, par contre, la présence de quelques artéfacts " *fréquences fantômes* " peut fausser l'interprétation. Ces artéfacts sont probablement dus à la propriété bilinéaire de la *WV*. Le module de la *TOC* affiché en (d) indique la meilleure résolution temporelle et fréquentielle pour toutes les fréquences du signal. En plus, elle donne la meilleure estimation d'amplitude.

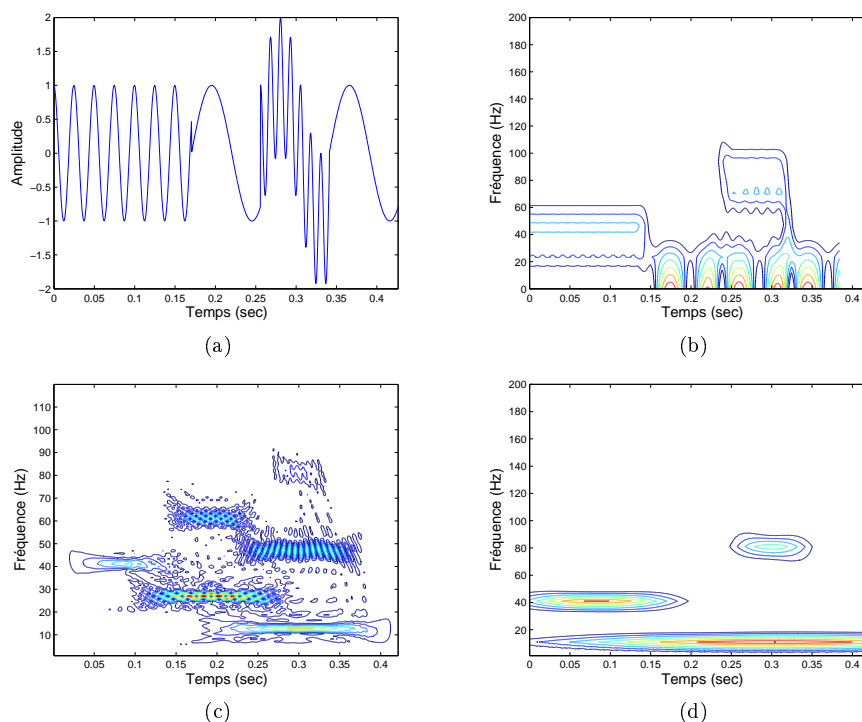


FIG. 3.14: Comparaison entre les différentes RTF. (a) : Le signal du test. (b) : La transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG). (c) : La représentation temps-fréquence de Wigner-Ville (WV). (d) : La transformée en ondelettes continues (TOC), avec une ondelette de type Morlet complexe.

Après cette étude, la transformée en ondelettes continues apparaît comme la meilleure approche qui peut être utilisée pour étudier l'évolution, au cours du temps, des composantes fréquentielles d'un signal. Cette propriété rend cette technique très appropriée pour le traitement du signal phonocardiogramme. Elle sera utilisée essentiellement dans la détection du timing du pic du souffle, ce dernier reflète exactement le moment où la vitesse est maximale (voir chapitre 2, section 6). La figure 3.15 (a) montre un souffle cardiaque dont la détection du pic est relativement difficile. À travers une représentation temps-fréquence (TOC) deux résultats différents peuvent être distingués. La RTF affichée par la figure 3.15 (b) est générée en mode contour standard, c.-à-d. l'affichage des contours est généré par l'intervalle $[0.1 : 0.1 : 1]$, ce qui signifie respectivement : la plus faible amplitude à afficher, le pas entre les contours et la plus grande amplitude à afficher. Depuis cette résolution, la difficulté rencontrée dans la détection du pic persiste toujours, cependant la RTF donnée par la figure 3.15 (c) montre une grande différence, cette dernière est générée par des contours définis entre $[0.01 : 0.1 : 1]$. En fait, l'affichage des composantes de faibles intensités a montré une efficacité irréfutable dans la détermination du pic. Cela nous mène à conclure que la représentation Temps-fréquence du signal PCG et en particulier la transformée en ondelettes continues peut être très importante dans l'estimation de la sévérité des valvulopathies.

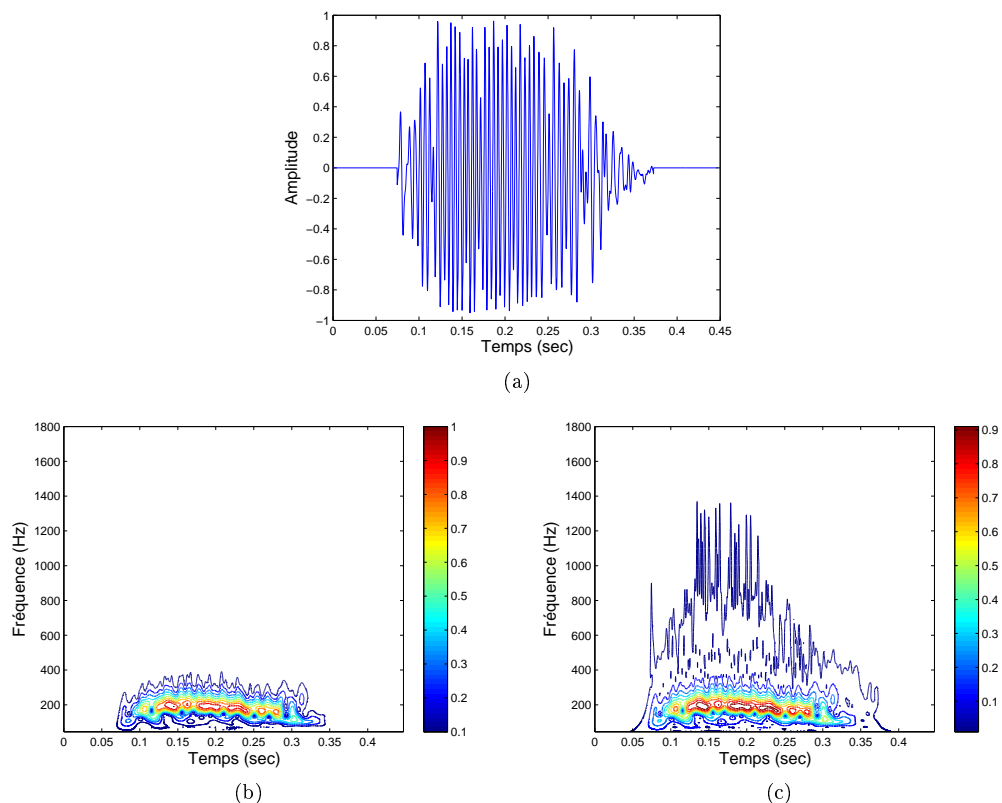


FIG. 3.15: La détermination du pic du souffle à travers une RTF. (a) : Souffle cardiaque, (b) : la TOC du signal en (a), les contours sont définis entre $[0.1 : 0.1 : 1]$. (c) : la TOC du signal en (a), les contours sont définis entre $[0.01 : 0.1 : 1]$.

L'objectif principal de notre travail est d'apprécier le degré de sévérité des sténoses aortiques. Le souffle cardiaque est le paramètre le plus important dans cette appréciation. Par conséquent, le traitement autonome de ce dernier est d'une nécessité obligatoire. Pour cela, un algorithme de segmentation a été élaboré, il fera l'objet du prochain chapitre. L'outil principal utilisé dans cet algorithme est le débruitage par ondelettes. Cette technique est réalisée à travers la transformée en ondelettes discrètes (*TOD*). Une étude théorique de cette dernière est détaillée dans la section suivante.

3.5.3 Transformée en ondelettes discrète

Nous avons vu que la transformée en ondelette continue s'écrivait

$$TOC_x(a, \tau) = \int x(t)\psi_{a,\tau}^*(t)dt \quad (3.25)$$

ψ étant une ondelette admissible et $(\psi_{a,\tau})$ la famille d'ondelettes définie à partir de l'ondelette mère par opérations de translations et dilatations.

Dans le cas discret, I.Daubechies [28] propose une discrétisation des paramètres de dilatation et translation de la manière suivante :

$$a = a_0^j, \quad \tau = k\tau_0 a_0^j \quad \text{avec} \quad j, k \in \mathbb{Z} \text{ et } \tau_0 > 0, a_0 > 1$$

Les ondelettes sont donc construites de la même façon que dans la transformée continue, par :

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^j}} \psi \left(\frac{t - k\tau_0 a_0^j}{a_0^j} \right) \quad (3.26)$$

Dans la décomposition dite "*continue*" ou TOC, a_0 est très proche de 1 et τ_0 est suffisamment petit ; on se rapproche alors du cas continu de l'équation (3.17). Cette transformée possède un sérieux problème avec la redondance forte des information fourni en ce qui concerne la reconstruction du signal. Cette redondance exige une quantité significative de temps et de ressource de calcul.

Dans la décomposition discrète (*TOD*), ce problème a été résolu à travers le choix suivant : $a_0 = 2$ et $\tau_0 = 1$. Dans ce cas la *TOD* est plus parcimonieuse (on obtient le nombre de coefficients d'ondelettes exactement nécessaire), et en réduisant significativement le temps de calcul. Mais cela n'est envisageable qu'à la condition que les ondelettes soient orthogonales :

$$\langle \psi_{i,k}, \psi_{m,n} \rangle = 0 \quad \text{si} \quad i \neq m \quad \text{ou} \quad k \neq n.$$

Où ψ est une fonction d'ondelette, i et m sont des dilatations, k et n sont des translations en temps. Alors que le produit scalaire de deux fonction, i.e, f et g est défini par :

$$\langle f, g \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x)f(x)dx$$

Donc, Les ondelettes qui gènèrent des bases orthonormées discrètes peuvent être construites comme suit :

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}}\psi\left(\frac{t-2^j k}{2^j}\right), \quad (j, k) \in \mathbb{Z} \quad (3.27)$$

Les ondelettes orthogonales dilatées de 2^j reproduisent les variations d'un signal à la résolution 2^{-j} . La construction de ces bases est ainsi liée à l'approximation multi-résolution des signaux.

Y.Meyer [29] et S.Mallat [30], à travers *l'analyse multi-résolution*, proposent une méthode de reconstruction de bases d'ondelettes orthonormées. Les avantages qu'apportent les bases orthonormées en font un outil clef dans de nombreux domaines tels que le traitement du signal ou de l'image, où les contraintes de rapidité ou de place mémoire nécessitent le minimum de données possible.

3.5.3.1 Bases orthonormées d'ondelettes

La découverte en 1985 de base orthonormées d'ondelettes fut un tournant décisif dans la théorie des ondelettes. Meyer a montré qu'il existe des familles d'ondelettes dénombrables $(\psi_{j,k})_{(j,k) \in \mathbb{Z}^2}$ (donnée par l'équation (3.28))formant des bases orthonormées de $L^2(\mathbb{R})$.

Pour une fonction $x(t)$ de carré sommable, la somme tronquée $\sum_{k \in \mathbb{Z}} \langle x, \psi_{j,k} \rangle \psi_{j,k}$ de coefficients d'ondelettes peut s'interpréter comme la différence entre deux approximations aux résolution 2^{-j+1} et 2^{-j} .

Où les coefficients d'ondelettes $w_{j,k}$ calculés par l'équation suivante sont décorrélés entre eux.

$$w_{j,k} = \int_{\mathbb{R}} x(t)\psi_{j,k}^*(t)dt \quad (3.28)$$

Et la fonction $x(t)$ peut s'écrire sous la forme

$$x(t) = \sum_{j \in \mathbb{Z}} \sum_{k \in \mathbb{Z}} w_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (3.29)$$

Chaque fonction $\psi_{j,k}$ est une ondelette fille de l'ondelette mère ψ et garde les propriétés de cette dernière, à savoir, la régularité, la localisation et le caractère oscillant de l'ondelette.

On voit donc une application importante dans le domaine de la compression des signaux, autant pour la transmission rapide (téléphone numérique par exemple) que pour le stockage de données (notamment des images) et ceci sans perte d'information. En effet, le fait que les coefficients d'ondelettes soient décorrelés peut permettre une réduction du volume d'information. De plus l'équation (3.29) permet d'assurer une reconstruction exacte.

La propriété de décorrélation des coefficients peut également être très utile dans le domaine du débruitage. En effet, le signal et le bruit n'étant pas corrélés entre eux, certains coefficients représenteront le signal et d'autres le bruit. Il est alors possible de trouver un critère de sélection des coefficients présentant le signal uniquement.

Un outil fondamental de la construction de bases d'ondelettes orthonormées introduit par Y.Meyer et S.Mallat est l'analyse multi-résolution.

3.5.3.2 L'analyse Multirésolution

L'analyse multi-résolution est en quelque sorte la formalisation mathématique du phénomène suivant : lorsqu'on regarde un paysage ou un objet, suivant la distance à laquelle on se trouve, on observe plus ou moins de détails, mais le paysage ou l'objet est le même (figure 3.16). On peut dire que l'espace dans lequel il est représenté n'est pas le même, d'où cette présence ou absence de détails. Ces espaces ont des propriétés particulières, ce qui va être présenté ci-dessous.

Définition 1 : Soit $(V_j)_{j \in \mathbb{Z}}$ une famille de sous-espace vectoriels formés en emboîtés de $L^2(\mathbb{R}^n)$ vérifiant les propriétés suivantes.

1. $V_j \subset V_{j-1} \quad \forall j \in \mathbb{Z}$
2. $x(t) \in V_j \iff x(2t) \in V_{j-1} \iff x\left(\frac{t}{2}\right) \in V_{j+1} \quad \forall j \in \mathbb{Z}, \forall t \in \mathbb{R}^n$
3. V_0 est invariant par les translations entières : $x \in V_0 \iff \forall k \in \mathbb{Z}^n \quad \tau_k x \in V_0$
4. $\lim_{j \rightarrow -\infty} V_j = \bigcup_{j=-\infty}^{+\infty} V_j$ est dense dans $L^2(\mathbb{R}^n)$ et $\lim_{j \rightarrow \infty} V_j = \bigcap_{j=-\infty}^{+\infty} V_j = \{0\}$
5. Il existe une fonction $x(t) \in V_0 \iff x(t-k) \in V_0$

On appelle $(V_j)_{j \in \mathbb{Z}}$ approximation multi-résolution de $L^2(\mathbb{R}^n)$.

Les propriétés énoncées précédemment dans la définition traduisent le fait que toute l'information contenue dans l'approximation de la fonction à une certaine résolution est

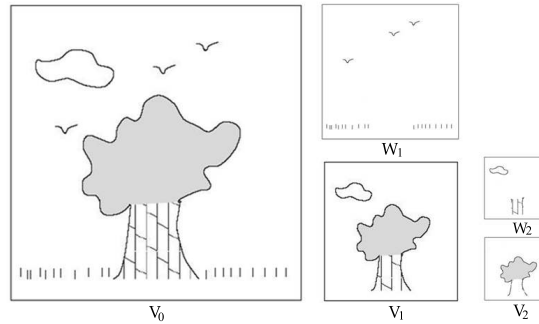


FIG. 3.16: Représentation d'un paysage en analyse multi-résolution. Progressivement les détails disparaissent, d'abord les oiseaux et l'herbe, puis le tronc devient uniforme.

incluse dans l'approximation de la fonction à une résolution supérieure (propriété 1) et que cette information est représentée de manière analogue à chaque résolution (plus petite ou plus grande) d'un facteur de 2 (la propriété 2). Pour en revenir à l'exemple de la vision humaine, chaque espace V_j doit être vu comme l'ensemble des photographies que l'on peut prendre à une certaine distance, la distance pour V_{j-1} étant plus petite (on se rapproche donc on voit plus de détail et l'approximation est meilleur). On voit que plus la résolution augmente, plus l'approximation se "rapproche" de la fonction et à la limite tend vers cette fonction (propriété 4). La cinquième condition montre que si on translate d'un pas entier, on reste dans le même espace.

Il existe une fonction appelée fonction d'échelle qui, par dilatation et translation, engendre une base orthonormée de V_j . Afin de compléter cette analyse, on définit pour chaque espace d'approximation V_j son complément orthogonal W_j dans l'espace dans lequel il est directement emboîté V_{j-1} :

$$V_j \subset V_{j-1} \quad \text{et} \quad W_j \oplus V_j = V_{j-1}$$

Contrairement aux sous-espaces d'approximation, les sous-espaces W_j , appelés sous-espaces de détails (figure 3.16), ne forment pas une famille d'espaces emboîtés, mais les propriétés d'échelle et d'invariance par translation sont conservées. Il existe une fonction appelée fonction d'ondelettes qui, par dilatation et translation, engendre une base orthonormée de W_j .

3.5.3.3 Algorithme de Mallat

Cet algorithme est construit à partir de la projection de la fonction x à étudier sur les sous-espaces d'approximation V_j et de détails W_j . En traitement du signal, on ne connaît pas en général l'expression de x , mais plutôt une approximation de x à une échelle donnée.

L'objectif de l'algorithme est de calculer, à partir de cette approximation, les détails et les approximations aux résolutions inférieures.

Soit ϕ la fonction d'échelle qui, par dilatation et translation, engendre une base orthonormée de V_j , et ψ la fonction d'ondelettes associée qui engendre de la même manière une base orthonormée de W_j .

Par construction, $\phi(x)$ est une fonction de V_0 . Comme $V_0 \subset V_{-1}$, il est possible de projeter $\phi(x)$ sur V_{-1} . Les coefficients de la projection donnent une suite numérique $h[n]$ assimilable à la réponse impulsionnelle d'un filtre numérique.

De la même manière, $\psi(x)$ est une fonction de W_0 et comme $W_0 \subset V_{-1}$, il est possible de projeter $\psi(x)$ sur V_{-1} . Les coefficients de la projection donnent une suite numérique $g[n]$ assimilable à la réponse impulsionnelle d'un filtre numérique.

Notons a_j les coefficients de la projection de x sur les sous-espaces d'approximation et d_j la projection de x sur les sous-espaces de détails. Pour passer d'un niveau d'approximation au niveau inférieur, il suffit de calculer une convolution discrète du signal discret avec les filtres h et g .

$$a_{j+1}[n] = a_j * h[2n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_j[k] h[k - 2n]$$

$$d_{j+1}[n] = a_j * g[2n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_j[k] g[k - 2n]$$

La figure 3.17 présente un schéma de cet algorithme de décomposition, le signe $\downarrow 2$ correspond à une décimation d'un facteur 2, c'est à dire que l'on garde un coefficient sur deux, on obtient alors un algorithme en cascade qui permet d'obtenir tous les niveaux de résolution inférieure au niveau de départ par itérations.

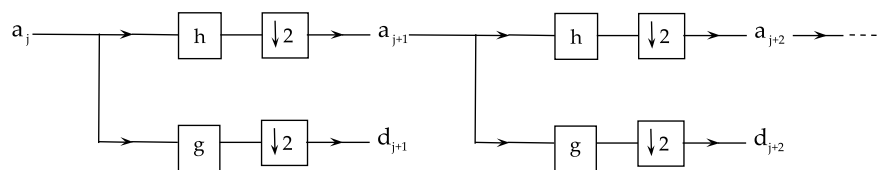


FIG. 3.17: Schéma de décomposition.

À l'inverse, l'analyse multirésolution possède des propriétés de reconstruction : à partir de tous les coefficients de détails et de tous les coefficients d'approximation, on peut reconstruire jusqu'à obtenir l'approximation originale. Dans ce cas, l'algorithme de reconstruction est appelé algorithme de reconstruction (synthèse), il est réalisé à travers le théorème suivant :

$$\begin{aligned}
 a_j[n] &= a_{j+1} * \tilde{h} + d_{j+1} * \tilde{g} \\
 &= \sum_{p \in \mathbb{Z}} h[n - 2p] a_{j+1}[p] + \sum_{p \in \mathbb{Z}} g[n - 2p] d_{j+1}[p]
 \end{aligned}$$

Dont \tilde{h} est le filtre miroir associé à h , c'est-à-dire $\tilde{h}[n] = h[-n]$ de même pour $\tilde{g}[n]$. La reconstruction du signal est schématisée dans la figure 3.18, le symbole $\uparrow 2$ correspond à une interpolation d'un facteur 2.

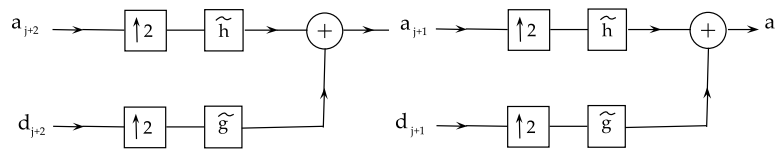


FIG. 3.18: Schéma de reconstruction.

3.5.3.4 Récapitulation

La TOC se calcul par un changement d'échelle de fenêtre d'analyse, et en décalant cette dernière dans le temps. Dans le cas discret, des filtres de différentes fréquences de coupure sont utilisés pour analyser le signal à différentes échelles, le signal passe par une série de filtre passe hauts pour analyser les hautes fréquences, et une série de filtres passe bas pour analyser les basses fréquences. La résolution du signal est changée par l'opération du filtrage, alors que le changement d'échelle est obtenu par l'opération de sur-échantillonnage et sous-échantillonnage.

Prenant l'exemple d'un signal caractérisé par une taille de 1024 points et une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz (Fig.3.19). Selon le critère de Nyquist ($f_{max} = f_{ech}/2$), la fréquence maximale de notre signal est 1000 Hz. La première approximation est générée par un filtre passe-bas de demi-bande, l'étendue fréquentielle du signal sera donc entre [0 - 500Hz]. Dans l'autre coté, le premier niveau du détail est généré par un filtre passe-haut de demi-bande, dont l'étendue fréquentielle du signal sera entre [500 - 1000 Hz]. Après les opérations du filtrage, les signaux (approximation, détail) seront sous-échantillonnés par un facteur de 2, le premier niveau de décomposition aura donc une taille de 512 points. Par le même principe la décomposition suivante sera réalisée. La première approximation sera encore décomposée à une nouvelle approximation et un nouveau détail, dont l'étendue fréquentielle de ces derniers sera respectivement entre [0-250 Hz] et [250-500 Hz], alors que la taille de cette décomposition sera 256 points. Ce procédé continu jusqu'à où le nombre d'échantillons soit égale à 1.

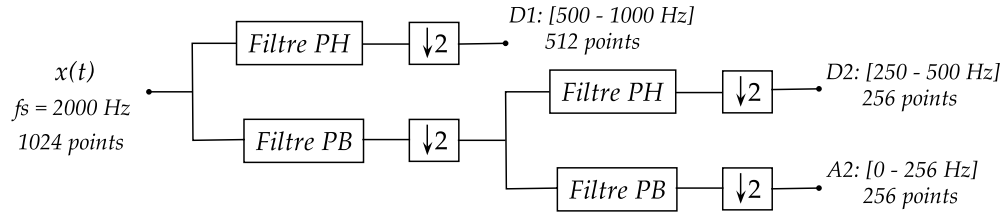


FIG. 3.19: Représentation graphique de l'implémentation de la TOD.

3.5.4 Débruitage par ondelettes

Notre but par ce débruitage est d'extraire les bruits B1 et B2 des souffles qui sont considérés dans cette étape comme un bruit. Le modèle considéré pour le débruitage est classique, le signal mesuré x est un mélange additif d'un signal informatif s et d'un bruit de mesure r :

$$x(t) = s(t) + r(t) \quad (3.30)$$

Le débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes, tel qu'il est défini en [31], revient à l'extraction d'une structure cohérente du signal mesuré. L'hypothèse de départ considère que le bruit r comme non-cohérent par rapport à une base de forme d'ondes prédéfinie, c'est-à-dire non corrélé avec ces formes d'ondes. Les coefficients de la décomposition du bruit sur la base sont faibles, cela donne la possibilité de les supprimer facilement.

L'algorithme le plus souvent utilisé est la décomposition discrète sur une base orthonormée d'ondelettes de Mallat [30] (décomposition simple et reconstruction exacte), l'intérêt d'une projection sur une base orthonormée vient du fait qu'on autorise la conservation de l'énergie d'une représentation à une autre. Après la décomposition du signal sur cette base, les segments les moins corrélés avec la base ont des coefficients $w_{j,k}$ faibles, et ils sont attribués au bruit. Par un seuil adapté, on peut donc séparer le bruit (partie incohérente), du signal (partie cohérente). Le signal débruité est alors généré à travers une reconstruction inverse (TODI). Cette procédure est affichée par la figure 3.20. Vos [32] aussi Messer et al. [33] ont utilisé cette approche dans le débruitage du signal phonocardiogramme.

Dans la littérature, on trouve deux types de seuillage : le seuillage dur (*hard thresholding*) et le seuillage doux (*soft thresholding*). Le premier propose l'annulation de toutes les valeurs en dessous d'un seuil S , les valeurs supérieures restent inchangées ($w_{j,k}$ sont les coefficients de la décomposition du signal x , S est la valeur du seuil).

$$w_{j,k} = \begin{cases} w_{j,k} & \text{si } |w_{j,k}| > S \\ 0 & \text{si } |w_{j,k}| \leq S \end{cases}$$

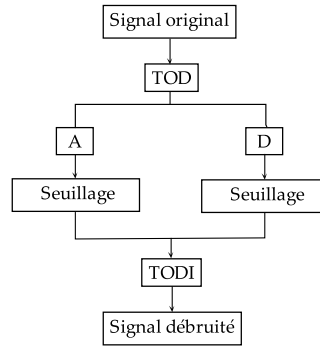


FIG. 3.20: Le diagramme de débruitage par ondelettes (seuillage)

La seconde méthode opère, en plus de l'annulation, une soustraction du seuil S aux valeurs restantes, supérieures au seuil, afin de réduire le nombre de discontinuités dans le signal débruité :

$$w_{j,k} = \begin{cases} \text{sign}(w_{j,k})(|w_{j,k}| - S) & \text{si } |w_{j,k}| > S \\ 0 & \text{si } |w_{j,k}| \leq S \end{cases}$$

Le seuil S peut être calculé de différentes manières. La méthode choisie dans notre algorithme a été développée par Donoho et Johnstone [34], connue par le *seuillage universel*. Cette dernière propose un seuil déterminé à partir de l'énergie estimée du bruit, elle utilise l'hypothèse d'un bruit blanc gaussien superposé au signal. Le seuil S est égal à $\sigma\sqrt{2\log N}$, où N désigne le nombre de point du signal et σ^2 la variance du bruit, elle peut être estimée par : $\sigma = M_{w_{1,k}}/0.6745$, où $M_{w_{1,k}}$ est la médiane du bruit. Mallat a montré que l'amplitude du bruit a une très forte probabilité d'être juste en dessous de $S = \sigma\sqrt{2\log N}$. Cette méthode a été améliorée par le principe d'estimation du risque non-biaisé de Stein (Stein Unbiased Risk Estimator), connu encore par le seuillage SURE, afin de réduire le risque de non-détection.

Avant d'appliquer un débruitage par ondelettes, on doit prendre en considération certains paramètres, comme le type d'ondelette utilisé, le niveau de décomposition choisi et le type de seuillage. Debbal et Bereksi [35] ont montré que l'ondelette daubechies du 7ème niveau (*db7*) est la plus appropriée pour l'analyse du signal phonocardiogramme. Messer et al. [33] ont constaté que le 10ème niveau de décomposition est le meilleur pour le débruitage des signaux *PCG* échantillonnés par 44.1KHz , où ils ont utilisé la même ondelette. De plus, ils ont prouvé que le seuillage universel doux donne des résultats très satisfaisants. Un autre point important à ne pas négliger est la fréquence d'échantillonnage du signal *PCG*, cette dernière a une très grande influence sur le niveau de décomposition adéquat pour le débruitage. Pour bien montrer l'influence de la fréquence d'échantillonnage sur le meilleur niveau de décomposition, nous allons essayer de débruiter un signal

PCG généré sur trois fréquences d'échantillonnage : 8000Hz , 44.1Khz et 96Khz . L'ondelette choisie dans notre test est la *db7*, alors que le seuillage appliqué est universel doux. Les figures 3.22, 3.23 et 3.24 représentent respectivement la décomposition trouvée sur les trois différentes fréquences (seulement les six niveaux dont le changement est apparu sont affichés).

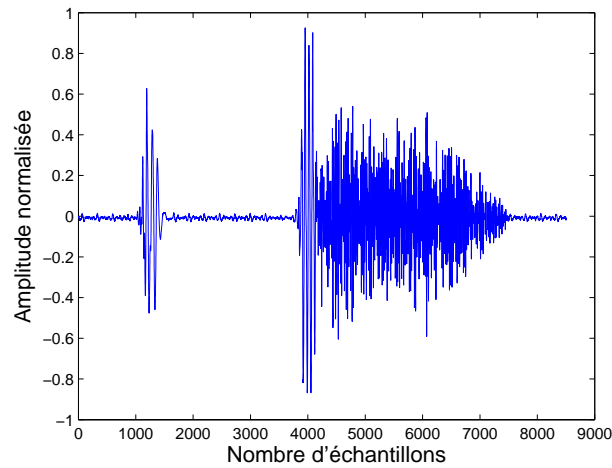


FIG. 3.21: Un signal phonocardiogramme avec un souffle diastolique. Ce signal est généré sur trois fréquences d'échantillonnage : 8000 Hz , 44.1 et 96Khz .

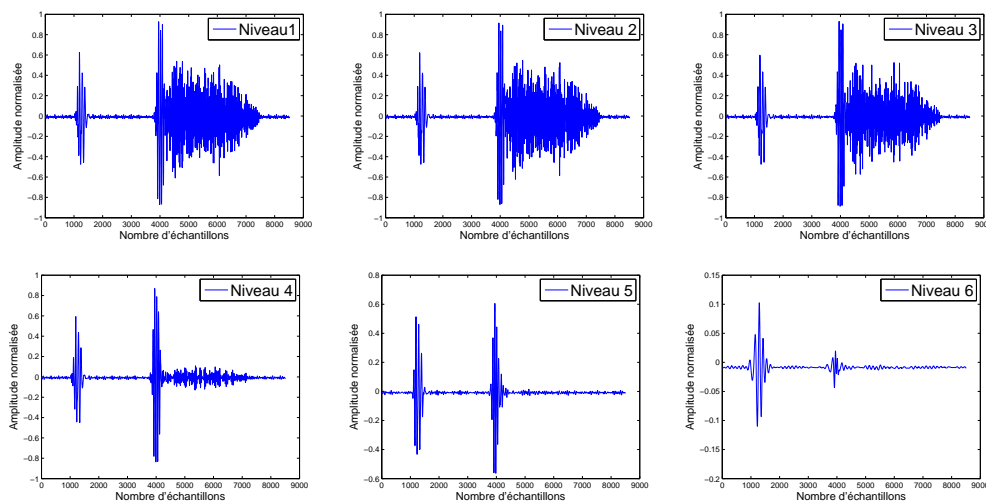


FIG. 3.22: Le débruitage par ondelettes du signal présenté par la figure 3.21 sur différents niveaux de décomposition, la fréquence d'échantillonnage est 8000Hz .

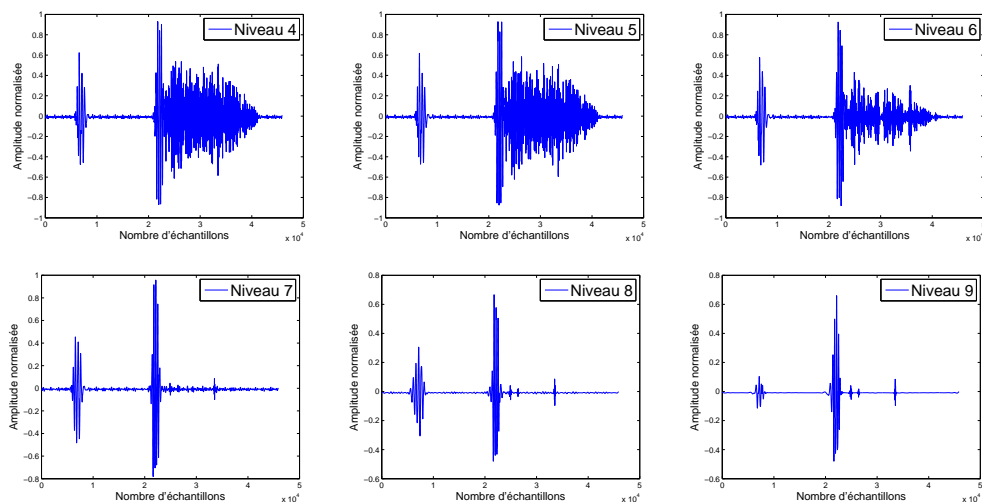


FIG. 3.23: Le débruitage par ondelettes du signal présenté par la figure 3.21 sur différents niveaux de décomposition, la fréquence d'échantillonnage est 44.1KHz .

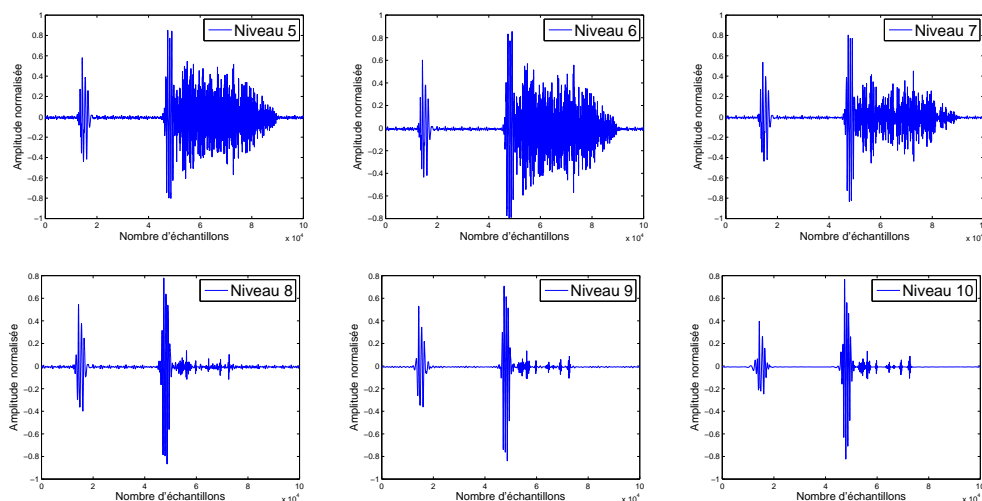


FIG. 3.24: Le débruitage par ondelettes du signal présenté par la figure 3.21 sur différents niveaux de décomposition, la fréquence d'échantillonnage est 96KHz .

Dans le premier cas (Fig.3.22), le débruitage optimal est abouti dans le 5^{ème} niveau, au delà de ce niveau le signal commence à se déformer. Alors que dans le deuxième cas (Fig.3.23), le 7^{ème} niveau apparaît comme le plus parfait, néanmoins, quelques traces du souffle reste toujours. Dans le dernier cas (Fig.3.24), le débruitage idéal apparaît dès le 8^{ème} niveau, en revanche, on remarque bien une augmentation dans les traces du souffle nonfiltrés. Une autre remarque importante à noter est la diminution de la déformation du signal vis-à-vis l'augmentation de la fréquence d'échantillonnage. Cela peut être expliqué comme suit :

Le fait d'augmenter la fréquence d'échantillonnage est en réalité n'augmente que la résolution du signal, c'est-à-dire le nombre d'échantillons sera plus élevé et la qualité du

son sera meilleur. Dans le cas où $fs = 8000 \text{ Hz}$, le signal converge rapidement vers la déformation, en revanche le nombre limité des échantillons rend l'opération de débruitage parfaite. Avec une fréquence d'échantillonnage de 96 Khz , le nombre d'échantillons est largement suffisant pour que la résolution reste toujours bonne, par conséquent, les signaux reconstitués sont peu déformés. Cependant, le nombre élevé des échantillons rend l'opération du débruitage moins bonne. Dans notre travail, et dans le but d'avoir un bon filtrage, nous avons choisi 8000 Hz comme la fréquence d'échantillonnage pour tous les signaux *PCG* qui seront traités. Le changement de la fréquence d'échantillonnage est réalisé par un logiciel de traitement du son.

3.6 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les différentes techniques qui peuvent être utilisées dans le développement de notre algorithme de segmentation, en particulier la transformée en ondelettes. Notre recherche a été orientée sur deux axes : la représentation temps-fréquence et l'extraction du souffle cardiaque. Pour cela une étude sur les différentes représentations temps-fréquences a été faite, en particulier la transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG), la représentation de Wigner-Ville (WV) et la transformée en ondelettes continues (TOC). Cette dernière, et avec une fenêtre analysante dilatée et translatée dans le temps, apparaît comme la meilleur approche pour représenter convenablement les composantes temporelles et fréquentielles du signal *PCG*. Toujours dans le cadre de la transformée en ondelettes, la version discrète (TOD) a montré une grande puissance dans le filtrage, en particulier à travers la technique de débruitage par seuillage. La fréquence d'échantillonnage du signal *PCG* a aussi une grande influence sur la qualité du filtrage, dont nous avons pu conclure que 8000 Hz est la fréquence d'échantillonnage la plus adéquat pour notre analyse.

Dans le chapitre suivant, nous allons montrer comment ces techniques (TOC, TOD) peuvent être utilisées pour développer un algorithme de segmentation puissant.

Chapitre 4

Segmentation du signal Phonocardiogramme

Dans ce chapitre nous allons essayer d'élaborer un algorithme de segmentation des signaux PCG de façon générale . Cet algorithme va nous permettre de bien localiser et séparer les bruits B1 et B2 et les différents souffles, ainsi que de mesurer les différents paramètres temporels et fréquentiels.

4.1 Introduction

Les pathologies valvulaires induisent des modifications considérables sur la morphologie du signal phonocardiogramme. Ces modifications peuvent être vues comme un changement dans la durée, l'amplitude ou le contenu fréquentiel des bruits B1 et B2 ou des souffles systoliques et diastoliques. Ces données doivent être calculées d'une manière précise pour permettre une bonne appréciation de degré de sévérité. Par conséquent, la segmentation du signal PCG se révèle importante pour faciliter cette tâche.

L'algorithme proposé est basé sur la détection d'enveloppe du signal PCG. Cette dernière peut nous fournir beaucoup d'informations sur le signal, comment elle peut nous aider à séparer les bruits B1 et B2 et les différents souffles. Pour cela, plusieurs approches peuvent être utilisées, parmi elles, la transformée d'Hilbert, la demodulation AM, ou encore, la détection d'enveloppe d'énergie.

Au sein de notre laboratoire de recherche (GBM), plusieurs algorithmes basés sur la détection d'enveloppe d'énergie ont été proposés, premièrement par R. Benali et K. Bouziani [36] dans leur projet de fin d'étude intitulé : Analyse temporelle et spectrale du

signal phonocardiogramme, puis par L.H.Charif et al. [37] dans un travail publié intitulé : La segmentation des bruits cardiaques et des souffles cardiaques. Ces approches sont efficaces dans les cas où la puissance des bruits B1 et B2 est largement supérieur que celle du souffle, mais elles trouvent rapidement leur limite dans les cas inverses, c-à-d lorsque la puissance du souffle est presque la même ou supérieur que celle des bruits. Pour résoudre ce problème on a fait appel à la décomposition en ondelettes discrètes dans notre algorithme. En effet, puisque le contenu fréquentiel du souffle est supérieur que ceux des bruits, la TOD peut les séparer aisément par la technique de débruitage par seuillage (wavelet denoising).

L'algorithme développé comporte quatre principales parties. La première est utilisée pour le prétraitement, le rôle de cette dernière est de détecter l'enveloppe d'énergie et de la rendre adéquate pour la détection des bruits. L'enveloppe détectée est utilisée dans la deuxième partie pour identifier les bruits B1 et B2. L'extraction des souffles est le but de la troisième partie. Enfin, la quatrième partie est consacrée au traitement spectro-temporel des souffles, tel que la mesure de la durée du souffle Δt ou de l'étendue fréquentielle ΔF , d'une manière automatique par le calcul de la FFT ou graphique à l'aide des représentations temps-fréquence. Tous ces paramètres seront pris en considération pour apprécier le degré de sévérité de la pathologie analysée.

4.2 La détection d'enveloppe

Diverses approches peuvent être trouvées dans la littérature pour extraire l'enveloppe $E(t)$. Une de ces approches est une méthode analytique basée sur la transformée d'Hilbert.

Un signal analytique est composé par le signal original et sa transformée d'Hilbert. Il est donné par l'équation (4.1), où $H(t)$ est la transformée d'Hilbert (Eq.4.2)

$$S_A(t) = S(t) + i.S_H(t) \quad (4.1)$$

$$S_H(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{S(\tau)}{\tau - t} d\tau \quad (4.2)$$

La transformée d'Hilbert peut être interprétée comme la convolution entre le signal et $1/\pi t$. L'enveloppe du signal analytique $S_A(t)$ peut être produite fidèlement par le module de l'équation(4.1).

$$|S_A(t)| = \sqrt{|S(t)|^2 + |S_H(t)|^2} \quad (4.3)$$

Cependant, il existe d'autres méthodes pour extraire l'enveloppe, comme le calcul de la valeur absolue ou le carré du signal, voir l'équation(4.4)-(4.5). La valeur absolue donne le même poids à tous les échantillons sans tenir compte de leur valeur ou intensité. En revanche, l'énergie (carré) change la mesure par l'accentuation des hautes intensités par rapport aux faibles intensités. Deux autres approches peuvent être utilisées, sont l'entropie et l'énergie de Shannon, voir l'équation (4.6)-(4.7). Ces approches donnent le plus grand poids aux intensités moyennes du signal, par conséquent, le bruit de faible intensité et les perturbations de hautes intensités seront atténués. Une autre méthode développée par Teager, équation(4.8), peut aussi être utilisée dans la detection d'enveloppe.

$$\text{La valeur absolue : } E(t) = |S(t)| \quad (4.4)$$

$$\text{Énergie (carré) : } E(t) = S(t)^2 \quad (4.5)$$

$$\text{Entropie de Shannon : } E(t) = -|S(t)| \cdot \log|S(t)| \quad (4.6)$$

$$\text{Énergie de Shannon : } E(t) = -S(t)^2 \cdot \log S(t)^2 \quad (4.7)$$

$$\text{Énergie de Teager : } E(t) = S(t)^2 - S(t-1)S(t+1) \quad (4.8)$$

Une comparaison entre ces méthodes est affichée par la figure(4.1). Le signal de test est une sinusoïde de 200 Hz échantillonnée par 10 KHz, avec une amplitude croissante de 0 à 1. Dans cette comparaison, toutes les sorties (sauf Teager) sont filtrées par un filtre passe-bas de type Butterworth de 5^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 150 Hz.

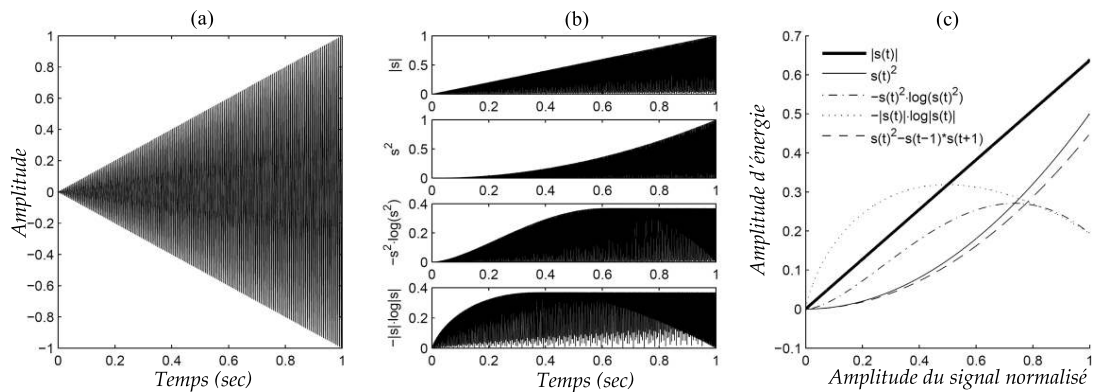


FIG. 4.1: Comparaison entre les différentes méthodes pour estimer l'enveloppe. Le signal du test est représenté en (a) et les différents résultats sont montrés en (b). La variation d'énergie par rapport à l'amplitude du signal est affichée en (c)

La démodulation AM peut aussi être utilisée dans la détection d'enveloppe. En effet, le signal phonocardiogramme peut être interprété comme une modulation d'amplitude, où les variations de basse fréquence $b(t)$ sont multipliées par les variations de haute fréquence $h(t)$. Cette multiplication rend la tâche difficile pour les méthodes classiques d'amélioration du rapport signal-bruit. Il existe cependant une méthode pour se ramener

au cas d'une simple addition, elle fait appel à ce que l'on appelle des systèmes homomorphiques. En prenant le logarithme de l'équation (4.9), la multiplication non-linéaire se change à une addition linéaire, équation (4.10). Par conséquent, les composantes de haute fréquence $h(t)$ peuvent être facilement supprimées par l'application d'un simple filtre passe-bas. L'exponentiation fait retourner le résultat au domaine du signal original, équation (4.11). Si le filtre est bien choisi, $b(t)$ peut être une très bonne estimation de l'enveloppe.

$$S(t) = b(t)h(t) \quad (4.9)$$

$$\log S(t) = \log b(t) + \log h(t) \quad (4.10)$$

$$e^{FPB\{\log b(t)+\log h(t)\}} = e^{FPB\{\log b(t)\}+FPB\{\log h(t)\}} \approx e^{FPB\{\log b(t)\}} \approx b(t) \quad (4.11)$$

Après cette analyse, on peut constater que l'enveloppe obtenue à travers l'énergie de Shannon est la plus adéquate pour le traitement du signal phonocardiogramme, cette approche permet de mieux représenter les oscillations de faibles amplitudes en évitant leurs exténuations au profit de celles de valeurs plus élevées. Cela est très efficace dans le cas où les souffles rencontrés sont de faible intensité.

4.3 L'algorithme de segmentation

L'organigramme présenté dans la figure 4.2 décrit les différentes étapes de notre algorithme de segmentation. Dû à la complexité du signal phonocardiogramme, notre algorithme est constitué d'une manière supervisée, c-à-d l'utilisateur doit ajuster certains paramètres pour atteindre la segmentation optimale.

Après la normalisation du signal, l'utilisateur a le choix de passer par une décomposition en ondelettes discrètes. Ce passage est recommandé dans le cas où les souffles présents sont de haute intensité (voir la figure 4.3). Le contenu fréquentiel des souffles est plus important que ceux des bruits, pour cela, la TOD peut être utilisée comme un moyen de filtrage relativement simple et très efficace pour supprimer les composantes de haute fréquence.

4.3.1 Détection et identification des bruits B1 et B2

La fréquence d'échantillonnage des signaux PCG choisie dans notre analyse est fixée à 8000Hz. À travers cette dernière, le débruitage optimal est apparu dans le cinquième niveau de décomposition. Le signal reconstitué dans ce niveau est utilisé dans la détection et l'identification des différents bruits. L'enveloppe d'énergie de Shannon est employée dans cette détection. L'extraction de cette dernière peut être effectuée par une simple

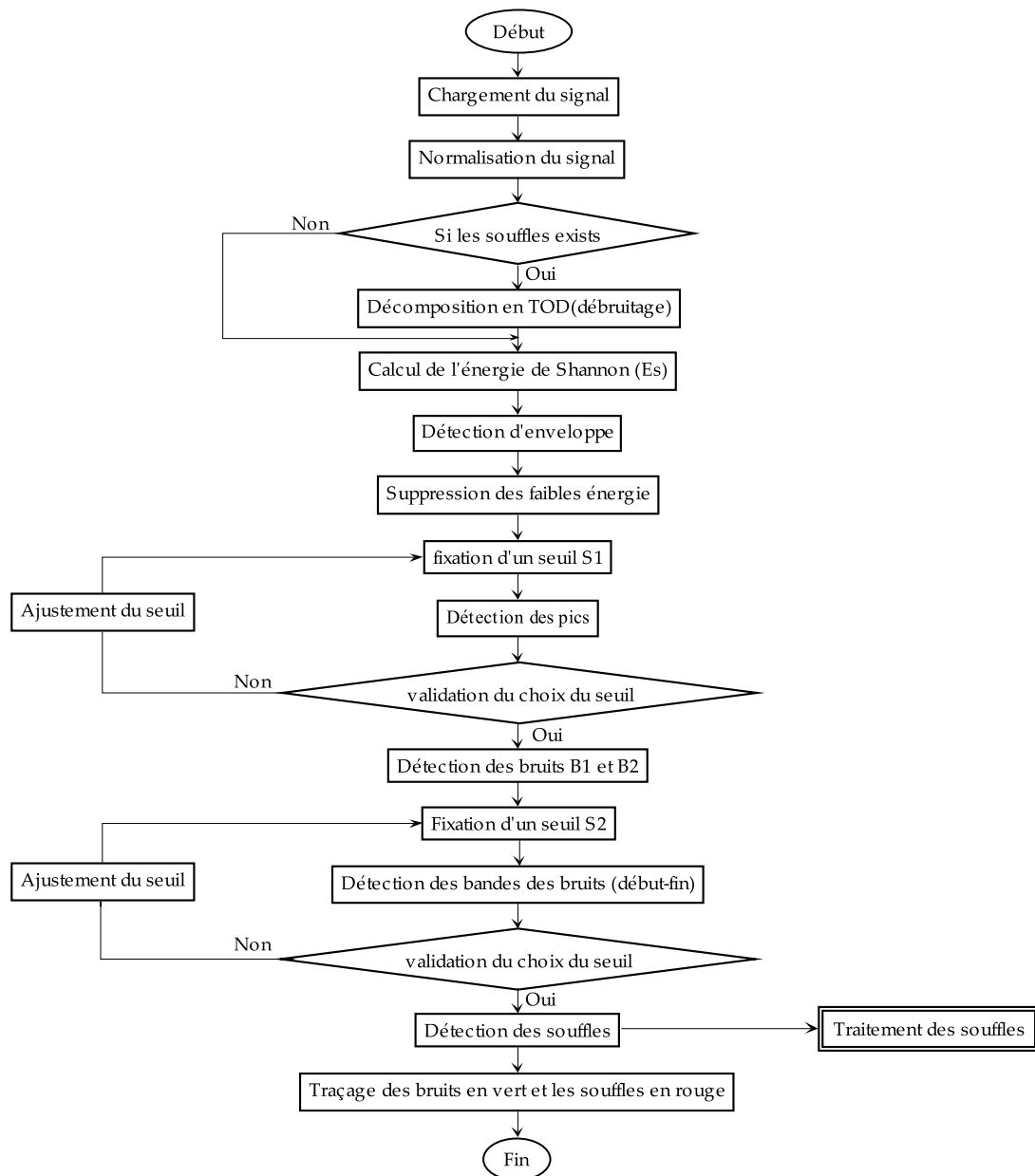


FIG. 4.2: L'algorithme de segmentation du signal PCG

opération du filtrage passe-bas (le filtre utilisé est de type FIR, $F_c=10$ Hz). Ce filtrage est renforcé par un algorithme pour éliminer les faibles énergies inférieures à 90% du max (figure 4.4(a)).

L'identification des bruits cardiaques se base essentiellement sur la détection des différents pics de l'enveloppe. Cette opération est effectuée par l'application d'un seuil fixé manuellement. On sait préalablement que la durée de la systole est plus courte que celle de la diastole. En se basant sur cette réalité, l'identification des bruits B1 et B2 peut être effectuée. La figure 4.4(b) montre les conditions de cette opération ($P(i)$: les pics détectés, $t(i)$: les instants des pics).

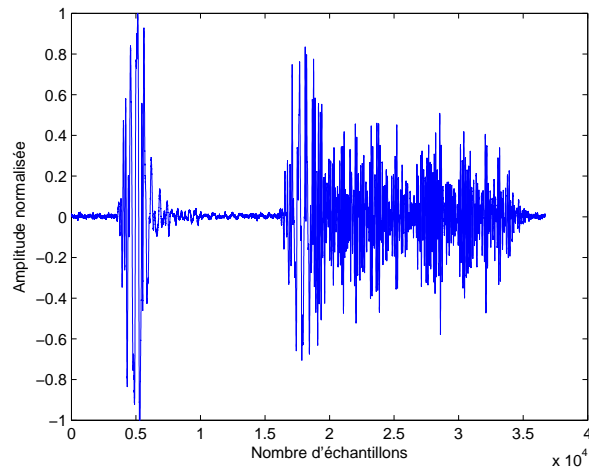


FIG. 4.3: Un signal PCG avec un souffle diastolique important

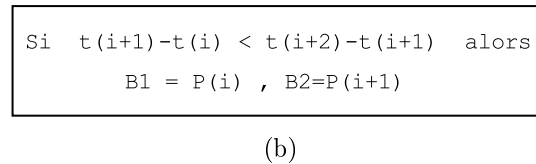
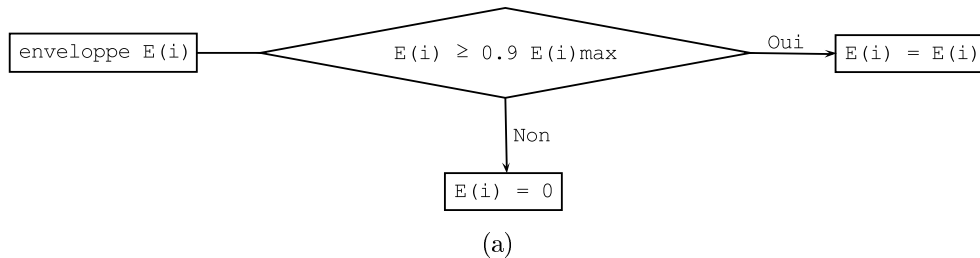
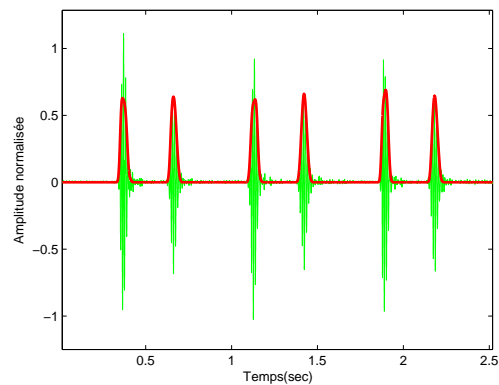


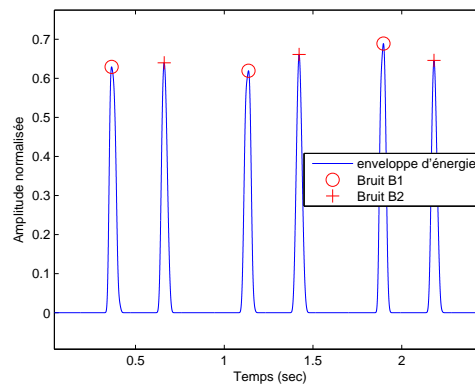
FIG. 4.4: (a) : Algorithme pour supprimer les valeurs inférieurs à 90%. (b) : Les conditions de détection des bruits B1 et B2.

L'enveloppe d'énergie de Shannon affichée par la figure 4.5(a) peut être un paramètre très efficace non seulement dans l'identification des bruits B1 et B2 (figure 4.5(b)), mais aussi dans la détection des minima latéraux de chaque bruit (le début et la fin du bruit).

Cette procédure est réalisée par l'algorithme affiché dans figure 4.6. Ce dernier est composé en trois parties. Dans la première partie ①, un deuxième seuil (S_2) est fixé à 98% de la valeur maximale (Fig.4.7(a)). La partie ② est utilisée pour remplacer toutes les valeurs supérieures au seuil par un 1, et les valeurs inférieures par un 0. Cette opération rend la tâche facile pour détecter les instants du début et la fin des bruits. La détection en question est détaillée dans la partie ③ (voir la figure 4.6). Le résultat final obtenu est affiché par la figure 4.7(b).



(a)



(b)

FIG. 4.5: La figure (a) montre l'enveloppe d'énergie de shannon superposée sur le signal PCG. la figure (b) montre l'identification des bruits B1 et B2 à travers l'enveloppe d'énergie, où le symbole \circ indique le bruit B1 et le symbole $+$ indique le bruit B2.

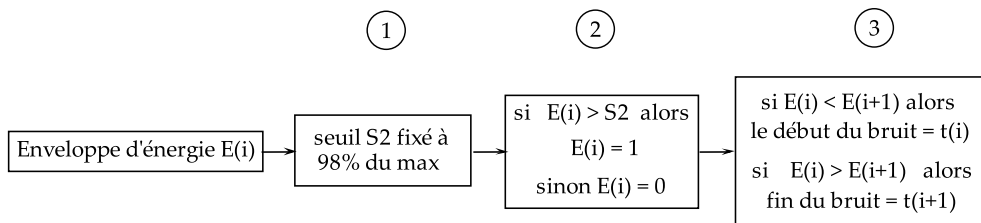
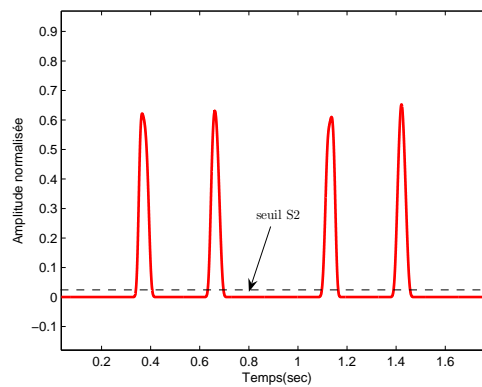
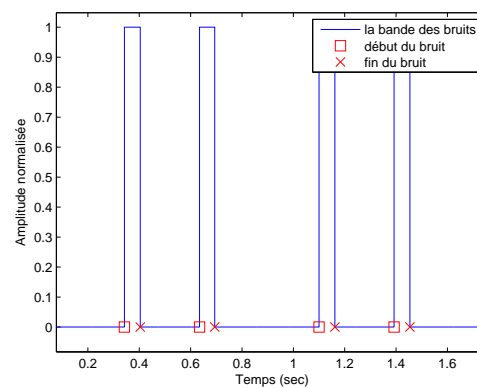


FIG. 4.6: L'algorithme de détection des minima latéraux de chaque bruit.



(a)



(b)

FIG. 4.7: La figure (a) présente l'enveloppe avec le seuil S2, la figure (b) montre les bandes des bruits détectées. le symbole \square indique le début bruit, et le symbole \times indique la fin du bruit.

4.3.2 Extraction des souffles

Après la détection et l'identification des différents bruits cardiaques, l'analyse des souffles devient plus aisée à faire. Les souffles à analyser sont généralement systoliques ou diastoliques (suivant la phase de leur apparition) et parfois les deux en même temps. Donc, un souffle doit être soit entre B1 et B2 ou entre B2 et B1 suivant. Par conséquent, les souffles systoliques sont déterminés entre la fin du B1 et le début de B2, tandis que les souffles diastoliques sont déterminés entre la fin du B2 et le début de B1 suivant (voir la figure 4.7(b)). Le résultat de l'application de notre algorithme sur un signal PCG avec un souffle diastolique est affiché par la figure 4.8. L'utilisateur a la possibilité de choisir le souffle à traiter.

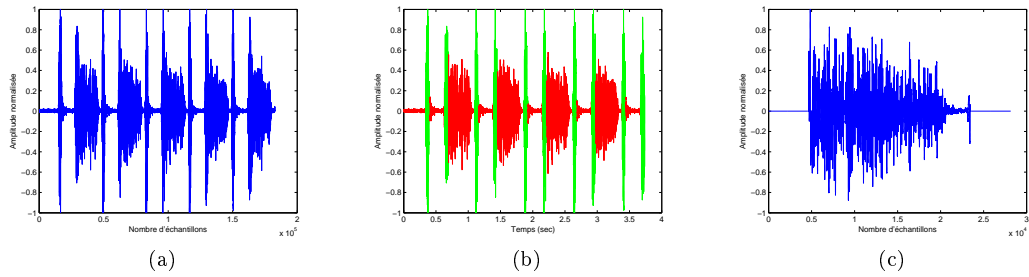


FIG. 4.8: La segmentation du signal PCG. (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.

4.3.3 Résultats et interprétation

Dans cette section, l'algorithme de segmentation sera appliqué sur plusieurs signaux PCG (normaux et pathologiques). Les signaux étudiés ont une longueur de cinq cycles cardiaques. En raison d'avoir une visibilité meilleur, les résultats sont affichés sur deux cycles comme suit :

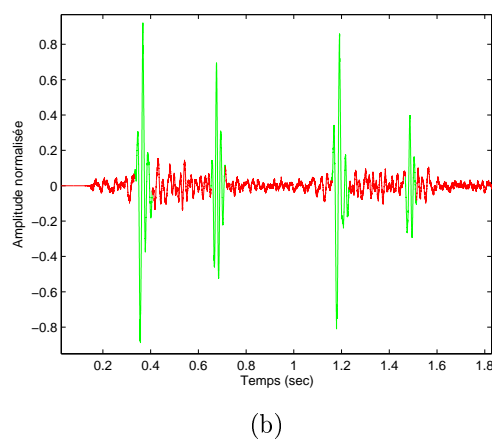
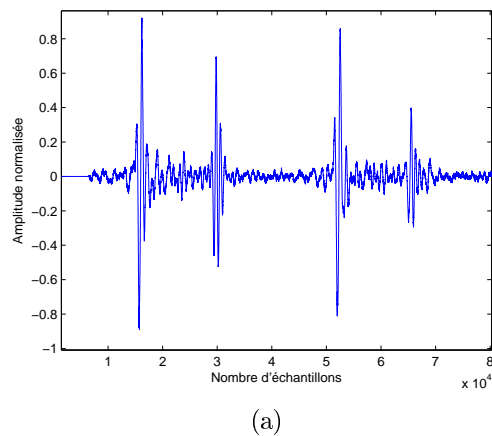
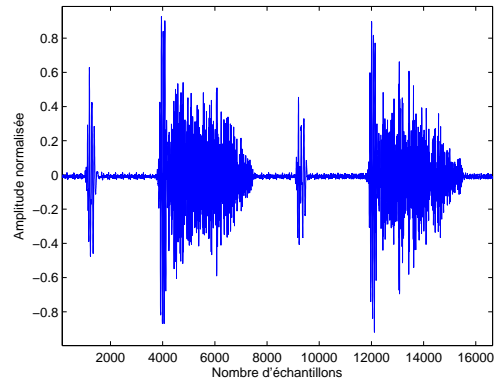
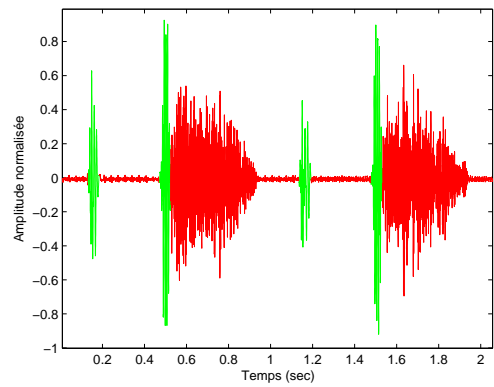


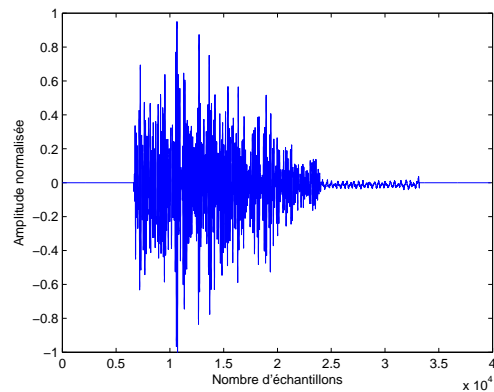
FIG. 4.9: Segmentation d'un signal PCG normal sans passer par le débruitage par ondelettes. (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.



(a)

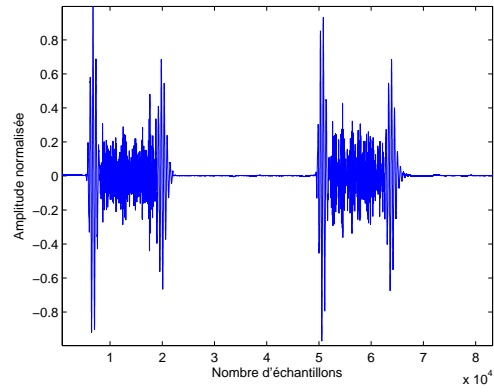


(b)

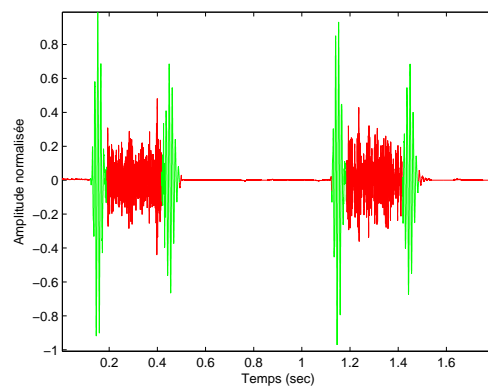


(c)

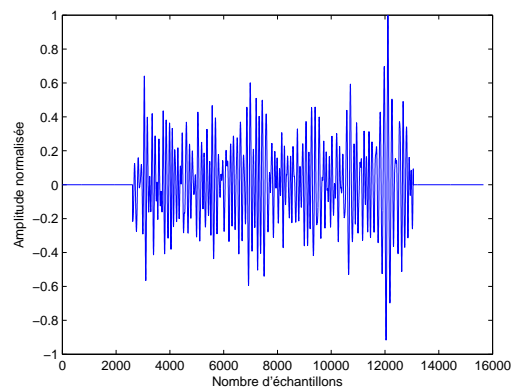
FIG. 4.10: Segmentation d'un signal PCG avec régurgitation aortique. (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.



(a)

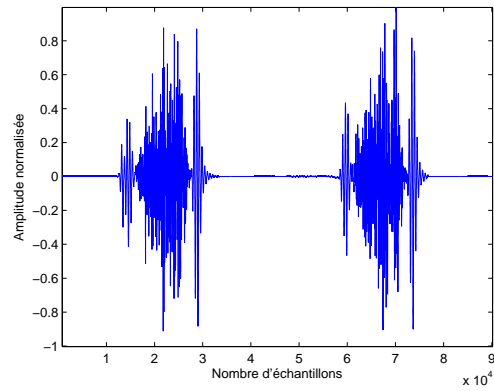


(b)

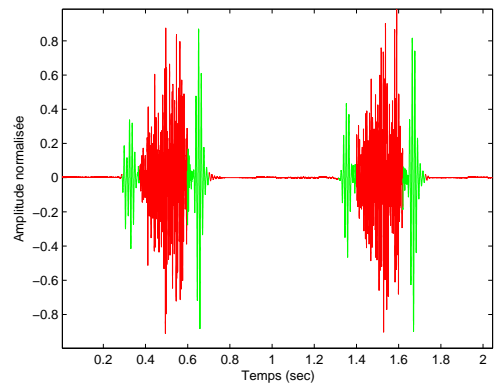


(c)

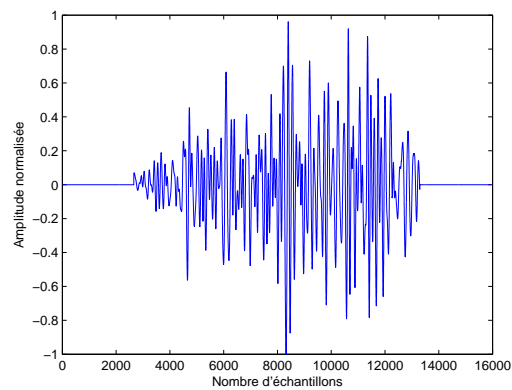
FIG. 4.11: Segmentation d'un signal PCG avec régurgitation mitrale. (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.



(a)

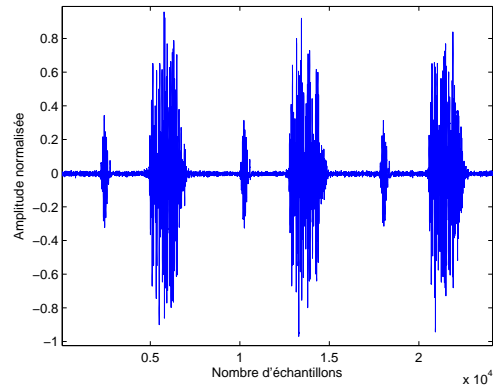


(b)

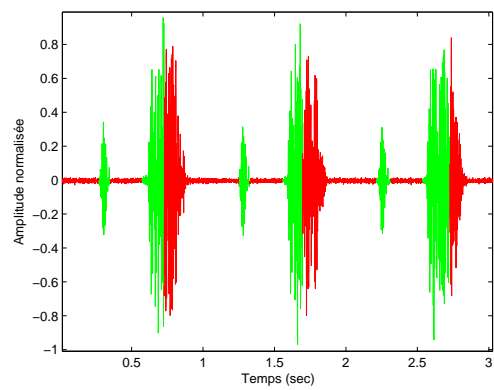


(c)

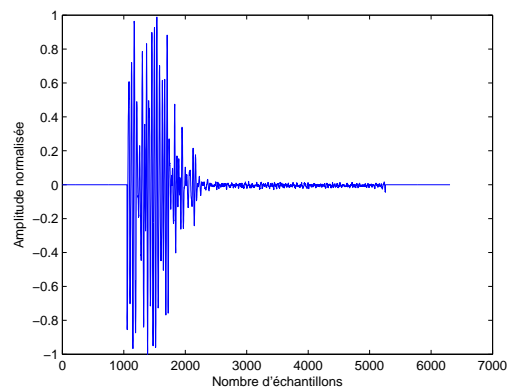
FIG. 4.12: Segmentation d'un signal PCG avec sténose aortique. (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle, (d) le click détecté.



(a)



(b)



(c)

FIG. 4.13: Segmentation d'un signal PCG avec régurgitation aortique .(a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) l'extraction du souffle.

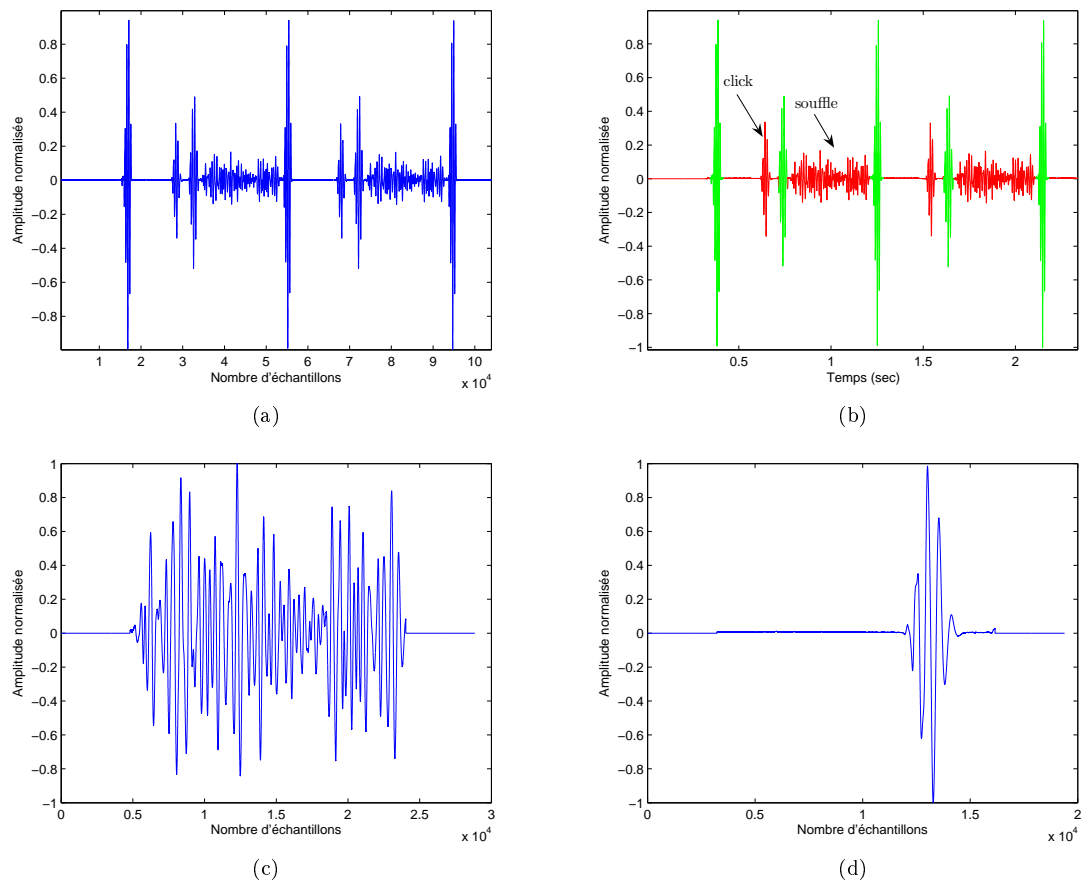


FIG. 4.14: Segmentation d'un signal PCG avec sténose mitrale, (a) le signal PCG avant segmentation, (b) signal PCG après segmentation, (c) le souffle, (d) le clic

Après l'application de notre algorithme sur différents signaux PCG, les résultats obtenus sont très satisfaisants. Cela montre la puissance des approches utilisées dans la détection des bruits B1 et B2 et l'extraction des souffles. L'algorithme développé trouve ses limites dans les cas très complexes, où les bruits sont complètement immergés dans les souffles (figure 4.15). Pour faire face à cette problématique, nous allons utiliser la transformée en ondelettes continues pour permettre une extraction graphique du souffle. Cette dernière a prouvé qu'elle est la meilleure approche qui peut fidèlement représenter les composantes temporelles et fréquentielles d'un signal. La transformée en ondelettes continues de quelques signaux PCG est affichée dans l'annexe A.

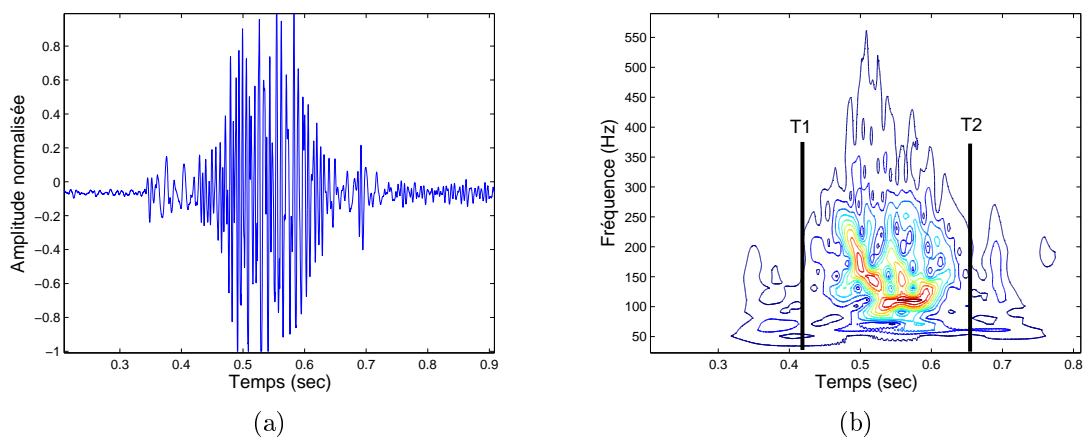


FIG. 4.15: Extraction graphique du souffle .(a) sténose aortique, (b) La transformée en ondelettes continues relative de (a), T1 et T2 représente respectivement le début et la fin du souffle.

4.4 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre l'algorithme développé pour segmenter le signal phonocardiogramme. Ce dernier nous a permis de bien localiser les bruits B1 et B2, ainsi que de bien extraire les différents souffles systoliques et diastoliques. Les résultats trouvés sont très satisfaisants, cela revient à la puissance des outils utilisés dans notre algorithme, tels que, l'enveloppe d'énergie de Shannon, le débruitage par seuillage, et la transformée en ondelettes continues.

Le prochain chapitre sera consacré au traitement de souffle des sténoses aortiques, et l'étude des différents paramètres qui peuvent être utilisés dans l'estimation de degré de sévérité.

Chapitre 5

Classification des sténoses aortiques

Dans ce chapitre nous allons essayer, par l'utilisation de notre algorithme de segmentation, d'extraire et d'étudier les différents souffles des sténoses aortiques, et d'atteindre les paramètres les plus appropriés pour une classification selon le degré de sévérité.

5.1 Introduction

Le souffle d'un rétrécissement aortique est engendré par les turbulences du flux sanguin à travers la valve aortique. L'augmentation de la sévérité est proportionnelle avec l'augmentation dans la vitesse transvalvulaire du sang. Par une simple auscultation au stéthoscope, le médecin doit déterminer certaines caractéristiques avec minutie pour bien apprécier le degré de sévérité, dont les plus importants sont :

- La chronologie du souffle, en particulier le pic du souffle ;
- L'intensité du souffle et des bruits B1 et B2 ;
- La tonalité du souffle.

La base de données utilisée dans notre travail est constituée par 23 cas de sténose aortique sous forme des fichiers audio (.wav). La représentation temporelle ainsi que temporelle-fréquentielle (*TOC*) des différents souffles segmentés est affichée dans l'annexe B. Ces derniers ont été téléchargés depuis différents sites web, ils ne comportent aucune information additionnelle sur leur degré de sévérité. Pour cela, leur classification est réalisée selon la durée de la fréquence du souffle à 300 Hz (Tab.2.2). Cette dernière a montré une très bonne corrélation avec le gradient de pression transvalvulaire maximal. En se basant sur cette classification, d'autres paramètres peuvent être élaborés pour estimer la sévérité. Le tableau ci-dessous regroupe les différents signaux PCG et leur classification.

Sujets	Durée fréquentielle à 300Hz (sec)	Degré de sévérité
01	0,11	légère
02	0,12	légère
03	0,13	légère
04	0,14	légère
05	0,14	légère
06	0,2	sévère
07	0,21	sévère
08	0,21	sévère
09	0,21	sévère
10	0,21	sévère
11	0,22	sévère
12	0,22	sévère
13	0,22	sévère
14	0,22	sévère
15	0,24	sévère
16	0,25	sévère
17	0,25	sévère
18	0,25	sévère
19	0,25	sévère
20	0,26	sévère
21	0,26	sévère
22	0,28	sévère
23	0,29	sévère

TAB. 5.1: La base de données des rétrécissements aortiques. La classification de ces différents *SA* est réalisée selon la durée fréquentielle à 300 *Hz* : *légère* < 0.16 (*sec*) , 0.16 (*sec*) ≤ *modéré* < 0.2 (*sec*) , *sévère* ≥ 0.20 (*sec*)

5.2 Mesure des différents paramètres

Après l'extraction du souffle, le premier paramètre à déterminer est son énergie E , elle est calculée par l'équation 5.1. Le deuxième paramètre est l'écart type $\sigma(A)$, il est déterminé par la racine carrée de la variance, cette dernière permet de caractériser la dispersion des valeurs par rapport à la moyenne (Eq.5.2). L'étendue fréquentielle Δf est aussi un paramètre important à déterminer (Eq.5.3). En effet, Debbal et Bereksi [38] ont constaté que ce paramètre peut être utilisé dans l'estimation de la sévérité des valvulopathies. Dans notre travail Δf est mesuré via la FFT. Cette dernière peut être employée non seulement pour afficher le contenu fréquentiel du souffle, mais aussi pour mesurer l'étendue fréquentielle (figure 5.1), cette opération est réalisée par la détection d'enveloppe du spectre, à travers un seuil fixé à 98% du max la détection de la fréquence maximale (f_{max}) et minimale (f_{min}) peut être effectuée.

$$\text{Énergie : } E = \sum_{i=1}^N A(i)^2 \quad (5.1)$$

$$\text{Écart type : } \sigma(A) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (A_i - A_{moy})^2}{N}} \quad (5.2)$$

$$\text{Étendu fréquentiel : } \Delta f = f_{max} - f_{min} \quad (5.3)$$

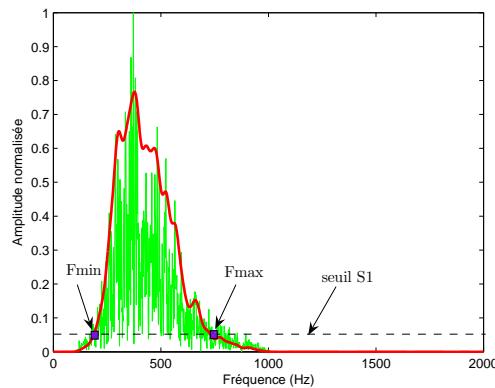


FIG. 5.1: La mesure de l'étendue fréquentielle à travers la FFT.

Dans un autre travail, Debbal et Bereksi [39] ont aussi constaté que l'erreur de reconstruction calculée entre le signal original et le signal de synthèse peut être employée comme un paramètre pour estimer le degré de sévérité. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$\varepsilon_{er} = \frac{\sum_{i=1}^N |S_0(i) - S_r(i)|}{N} \quad (5.4)$$

avec :

- S_0 : Signal original ;
- S_r : signal de synthèse.

Le signal de synthèse est généré par la transformée en ondelettes discrètes (*TOD*). À travers une ondelette analysante daubechies 7 (*db7*), Debbal et Bereksi ont constaté que le 7^{ème} niveau de décomposition (*d7*) apparaît comme le meilleur niveau qui peut donner une reconstruction exacte du signal original, c.-à-d. l'erreur ε_{er} calculée entre les deux signaux est le plus faible. Néanmoins, il a été montré dans le chapitre 3 que la fréquence d'échantillonnage du signal a une grande influence sur le niveau de décomposition adéquat. Par conséquent, la décomposition qui sera choisie dans notre travail sera celle qui donne le plus faible erreur.

Le problème rencontré dans notre analyse réside dans les signaux PCG eux-mêmes, ces derniers sont téléchargés de plusieurs sites web, où l'instrument utilisé pour l'acquisition

n'est pas le même. Dans ce cas, les calculs qui se font au niveau de l'amplitude ou l'énergie seront complètement erronés. Face à cette problématique, nous suggérons la normalisation des signaux sur la même amplitude :

$$A(i)_{norm} = \frac{A(i)}{A_{max}} \quad (5.5)$$

5.3 Paramètres supplémentaires d'estimation du degré de sévérité

Les paramètres élaborés dans cette partie sont essentiellement établis sur les principaux indicateurs de la sévérité des *SA* exploités par les médecins dans une simple auscultation au stéthoscope.

5.3.1 Le rapport énergétique aortique *REA*

L'un des indicateurs importants sur la sévérité est l'augmentation énergétique du souffle au profit des bruits B1 et B2. Pour cela, nous proposons un nouveau paramètre, noté *REA* (*rapport énergétique Aortique*), pour estimer le degré de sévérité (eq.5.6), il est calculé par le rapport entre l'énergie du souffle (E_2) et l'énergie total ($E_1 + E_2$), dont E_1 est l'énergie des bruits (B1 et B2) (figure 5.2(b)).

$$REA = \frac{E_2}{E_1 + E_2} \quad (5.6)$$

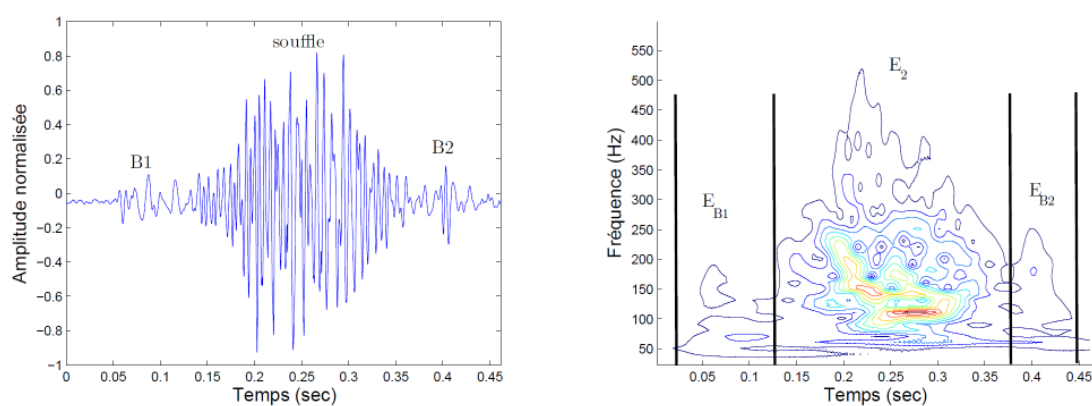


FIG. 5.2: (a) Un cycle d'une sténose aortique sévère. (b) La transformée en ondelettes continues relatives de (a). Le ratio d'énergie $REA = \frac{E_2}{E_1 + E_2}$, dont $E_1 = E_{B1} + E_{B2}$

Le rapport d'énergie *REA* est donné en pourcentage, sa valeur maximale est à 100%, cette dernière reflète la dominance totale du souffle sur les bruits B1 et B2, en désignant le

cas extrême d'une sténose. Dans notre analyse, nous allons classer les souffles cardiaques sur trois degrés de sévérité :

- légère, $REA < 30\%$,
- Modérée, $30\% \leq REA < 70\%$,
- Sévère, $REA \geq 70\%$.

La limitation de cette approche réside dans les sténoses très serrés. Dans ces derniers l'écoulement transvalvulaire est considérablement diminué ce qui produit généralement un souffle de faible intensité. Pour résoudre ce problème, nous proposons une autre technique appelée, le triangle du rétrécissement aortique.

5.3.2 Le triangle du rétrécissement aortique

L'un des indicateurs essentiels sur l'augmentation de la sévérité est la chronologie du souffle. Le rétrécissement aortique produit un souffle losangique généralement mésosystolique. Dans le cas des rétrécissements serrés, le pic du souffle apparaît vers la fin de la systole en indiquant la grande difficulté rencontrée pendant l'éjection ventriculaire. Il est proportionnel avec le timing de la pression ventriculaire maximale, ainsi que la vitesse maximale.

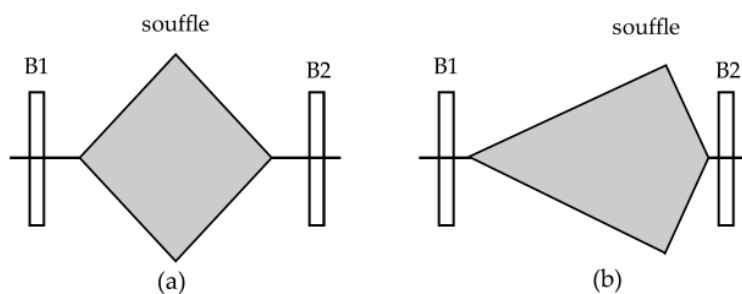


FIG. 5.3: Modélisation d'un souffle systolique d'une sténose aortique. (a) rétrécissement modéré, (b) rétrécissement sévère

La méthode proposée est très simple, elle est basée sur l'analyse spectro-temporelle d'un triangle tracé par trois points : début du souffle, fin du souffle et le pic du souffle. Ce dernier est détecté à travers une représentation temps-fréquence (TOC). La fréquence maximale tracée par les contours (figure 5.4 (b)) indique exactement le moment où la vitesse est maximale. Cette méthode est très efficace surtout dans les cas où la distinction du pic du souffle apparaît difficile dans le tracé PCG .

Le triangle tracé couvre toute la systole, c.-à-d. de la fin de B1 jusqu'au début de B2. À travers ce triangle d'autres paramètres peuvent être déterminés pour estimer l'augmentation de la sévérité tels que : Le rapport temporel R_t (Eq.5.7), la fréquence maximale f_{max}

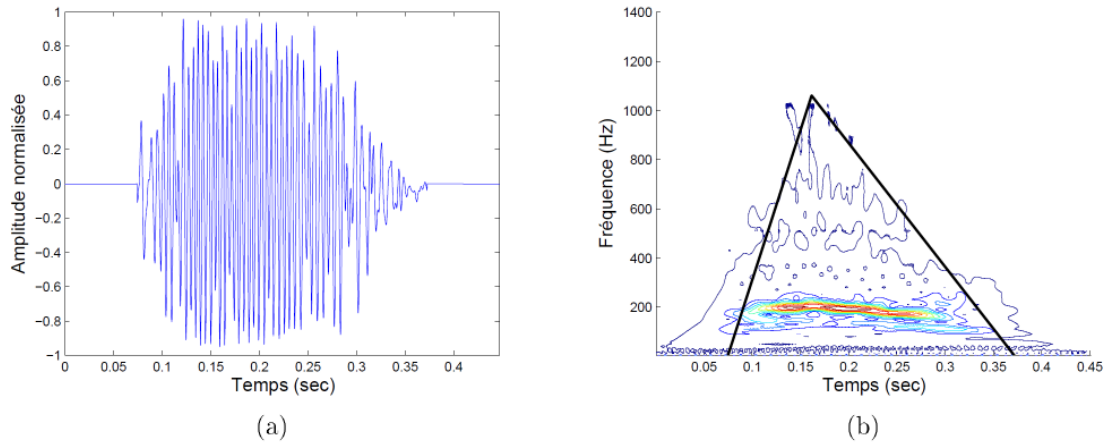


FIG. 5.4: (a) souffle d'une sténose aortique, (b) la RTF relative de (a) avec le triangle du rétrécissement aortique.

et le rapport d'angle R_g (Eq.5.8), α et β sont déterminés respectivement par le cotangent de $\frac{[f_{max} t]}{[B_1 t]}$ et $\frac{[f_{max} t]}{[B_2 t]}$ (figure 5.5), bien sûr après un changement à l'échelle décimale.

$$R_t = \frac{B_1 t}{B_1 B_2} \quad (5.7)$$

$$R_g = \frac{\beta}{\alpha} \quad (5.8)$$

Le rapport R_t peut être utilisé dans la détermination de la chronologie du souffle, cette dernière peut donner une aide très précieuse dans l'estimation de la sévérité des SA. En effet un souffle télésystolique est généralement le témoin d'un rétrécissement serré. Dans notre travail, les différentes chronologies seront élaborées dans un premier temps comme suit :

- Protosystolique : $R_t < 0.3$,
- Mésosystolique : $0.3 \leq R_t < 0.7$,
- Télésystolique : $R_t \geq 0.7$.

Ensuite nous allons essayer de voir si le paramètre R_t peut être considéré comme une condition nécessaire et suffisante pour déterminer la sévérité des sténoses aortiques.

Le paramètre R_g est calculé en utilisant deux variables : le timing de pic ($B_1 t$) et la fréquence maximale f_{max} , cette dernière a une évolution proportionnelle avec la vitesse transvalvulaire maximale du sang, ce qui peut donner à ce paramètre une grande efficacité dans la détection de la sévérité. Un souffle mésosystolique typique ($\alpha = \beta$) donne un $R_g = 1$, l'augmentation de ce dernier indique de l'augmentation de la sévérité, dans le cas contraire ($R_g < 1$) la sévérité diminue. Dans cette méthode l'intensité du souffle n'est pas intégré dans le calcul, pour cela le rapport R_g peut être très efficace dans les cas des rétrécissements très serrés.

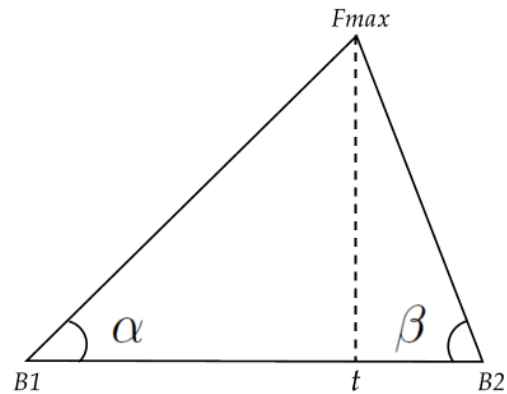


FIG. 5.5: Le triangle du rétrécissement aortique avec les différents paramètres.

5.4 Mesures et interprétation

Les différents paramètres présentés auparavant seront utilisés dans l'estimation de la sévérité des différents sténoses aortiques de notre base de données. Le tableau 5.2 regroupe les résultats obtenus qui peuvent être interprétés tant quantitativement que qualitativement. Dans la première phase, une représentation en histogramme de tous les paramètres sera réalisée, elle permet de comparer l'évolution de chaque cas individuellement. Dans la deuxième phase deux procédés de représentation seront utilisés : en nuage et en boîte à moustaches, ils permettent d'étudier l'évolution et la dispersion de chaque paramètre.

Sujets	E (norm)	$\sigma(A)$ (norm)	$REA(\%)$	f_{max} (Hz)	Δf (Hz)	R_g	$R_t \times (10^{-2})$ (sec)	$\varepsilon_{er} \times (10^{-3})$
01	0.061	0.237	13.47	558.3	261,9	0,65	31.2	28.9
02	0.024	0.06	11.13	435.7	287,1	0,46	16.3	49.7
03	0.016	0.118	3.87	644.8	285,2	0,55	24.6	10.8
04	0.031	0.172	13.12	344.2	240,5	0,42	17.4	50.6
05	0.085	0.342	36.05	408.3	228,9	0,4	11.8	43.4
06	0.572	0.771	90.85	747.9	358,9	0,68	29.9	111.9
07	0.621	0.909	94.44	1078.1	537,3	0,87	36.6	139.6
08	0.355	0.626	93.06	1145.7	529,6	0,74	25.1	97.8
09	0.312	0.587	91.5	522.7	380,2	0,93	46.8	93.7
10	0.336	0.548	40.05	1902.8	560,6	1,21	70.8	65.2
11	0.588	0.891	71.99	1666.3	636,3	1,12	66.5	142.5
12	0.2	0.471	53.56	852.9	417,1	1,12	56.8	45.1
13	0.297	0.592	93.49	433.4	484,4	1,83	73.6	96.0
14	1	1	85.04	1495.9	548,9	0,87	37.0	108.5
15	0.181	0.452	48.21	834.4	395,7	1,07	54.4	47.3
16	0.352	0.625	50.04	873.7	415,1	0,78	34.6	73.5
17	0.355	0.646	64.49	1923.2	905,9	0,85	25.4	100.8
18	0.982	0.941	94.00	1028.1	329,8	0,7	28.7	101.8
19	0.399	0.6	96.36	897.2	345,7	0,85	41.5	100.7
20	0.467	0.683	68.1	1842.6	678,9	1,19	71.2	111.9
21	0.964	0.978	95.22	692.8	601,1	0,79	38.8	86.9
22	0.406	0.634	70.12	1246.6	756,5	0,88	40.3	81.2
23	0.189	0.378	90.98	449.4	384,8	1,71	66.5	61.5

TAB. 5.2: La valeur des paramètres de classification de sévérité des signaux *PCG*.

5.4.1 Étude qualitative

Les résultats du tableau 5.2 peuvent être schématisés par des histogrammes (figure (B.6)).

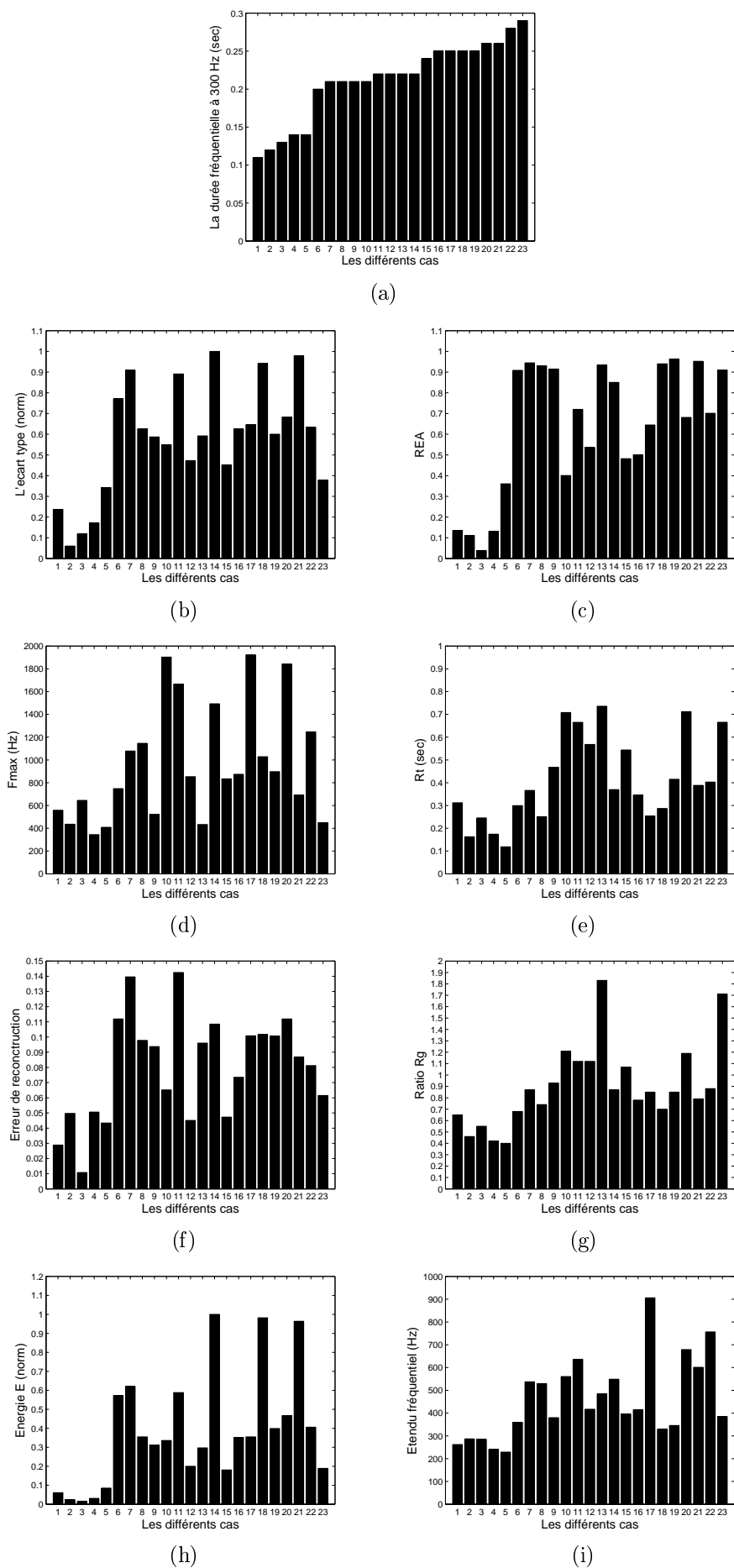


FIG. 5.6: Les histogrammes des différents paramètres.

Selon les résultats trouvés, aucun paramètre n'a pu montrer une évolution bien corrélée avec la durée fréquentielle à 300 Hz du souffle. Mais toutefois la séparation entre les deux classes peut être repérée dans la plupart des paramètres, surtout dans l'énergie E (figure B.6 (h)). L'évolution la plus proche à celle de la durée fréquentielle à 300 Hz est donnée uniquement par le rapport énergétique aortique REA (figure B.6 (c)). D'un autre côté on peut bien remarquer une bonne corrélation entre certains paramètres tels que le ratio du temps R_t , le ratio d'angle R_g et l'étendu fréquentiel Δf . Pareille pour l'écart type $\sigma(A)$ et l'erreur de reconstruction ε_{er} .

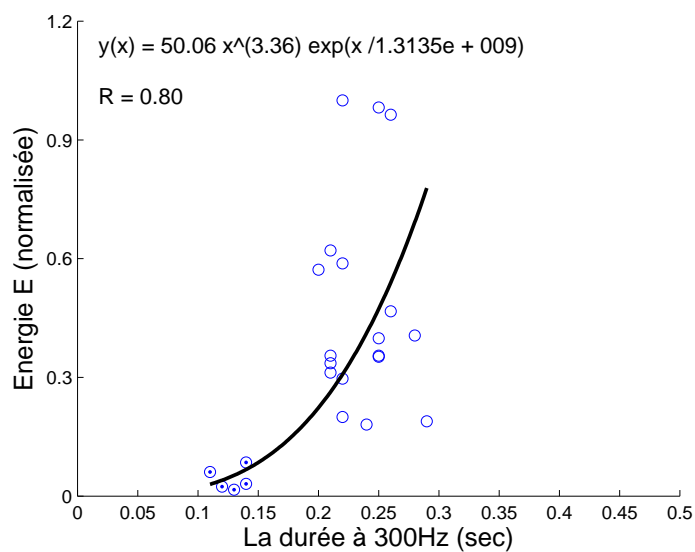
De même on peut bien remarquer quelques évolutions paradoxales telles que le cas 13 et 23. La fréquence maximale de ces derniers apparaît loin d'être sévère (figure B.6(d)), pareille pour leur énergie E . Cependant ils sont affichés parmi les rétrécissements très serrés dans le ratio R_t et R_g donnée respectivement par les figures (e) et (g). Cette remarque confirme l'incapacité d'énergie dans l'estimation de la sévérité de quelque cas. Alors que le paramètre REA ne montre aucune difficulté dans la détection de leur gravité (figure B.6(c)). La même remarque peut être observée pour le cas 12 et 15.

Ce paradoxe dans l'évolution est rencontré aussi dans les sténoses légères telles que le premier et troisième cas. Ces derniers ont un ratio R_g supérieure à 0.5 (figure B.6(g)), avec une telle valeur ils peuvent même être considérés comme des cas graves. Cependant ils montrent une énergie très faible et un REA inférieur à 30%. L'étude qualitative menée dans cette partie n'a pas pu mettre en valeur les meilleurs paramètres qui peuvent être utilisés dans l'estimation la sévérité des sténoses aortiques. Pour cela, il est intéressant de faire une étude quantitative.

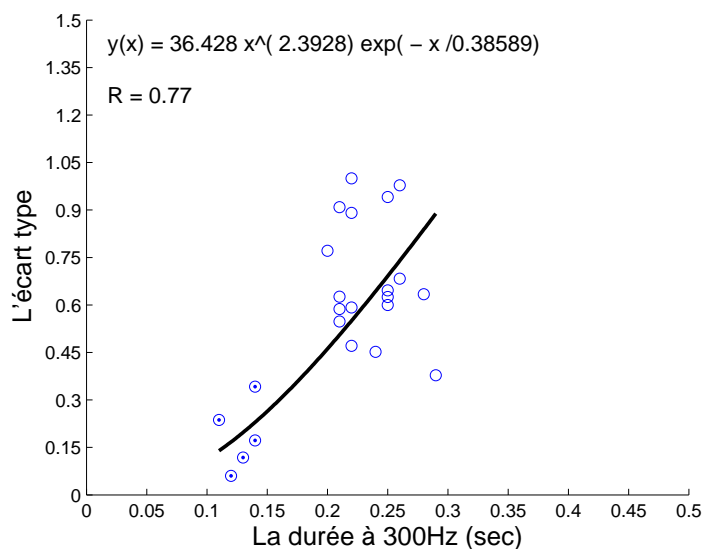
5.4.2 Étude quantitative

La première technique utilisée dans cette étude est la représentation en nuage de points. Cette dernière permet d'apprécier le profil d'évolution de chaque paramètre ainsi que de trouver la courbe d'approximation qui donne le meilleur coefficient de corrélation R .

La figure 5.7 montre l'évolution de l'écart type σ et l'énergie E du souffle. Ces derniers montrent une bonne corrélation avec l'augmentation de la sévérité. Les sténoses légères sont bien regroupées et séparées dans les deux paramètres, cependant une petite différence peut être remarquée dans les cas sévères. L'énergie donnée par la figure 5.7 (a) affiche une allure bien exponentielle, le changement brusque dans l'évolution est bien claire. L'écart type donné par la figure 5.7 (b) corrige le désordre qui existe dans les sténoses sévères en les affichant bien regroupées. Les deux paramètres sont approximés par une courbe exponentielle, les coefficients de corrélation trouvés sont donnés respectivement par 0.80 et 0.77.



(a)

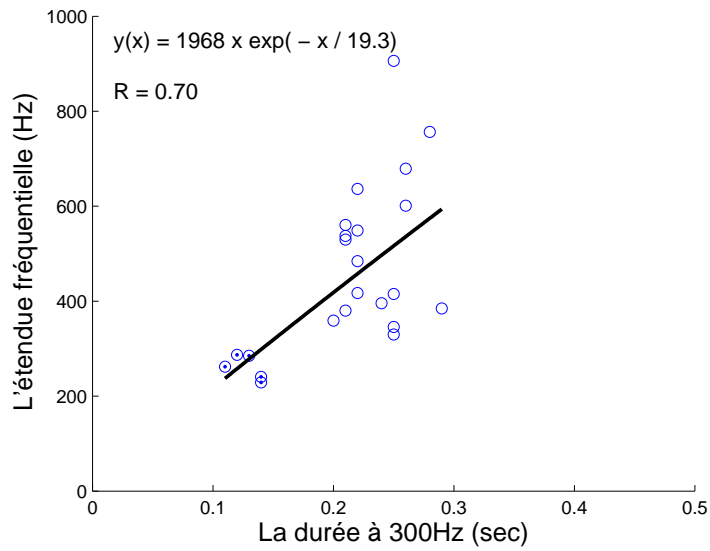


(d)

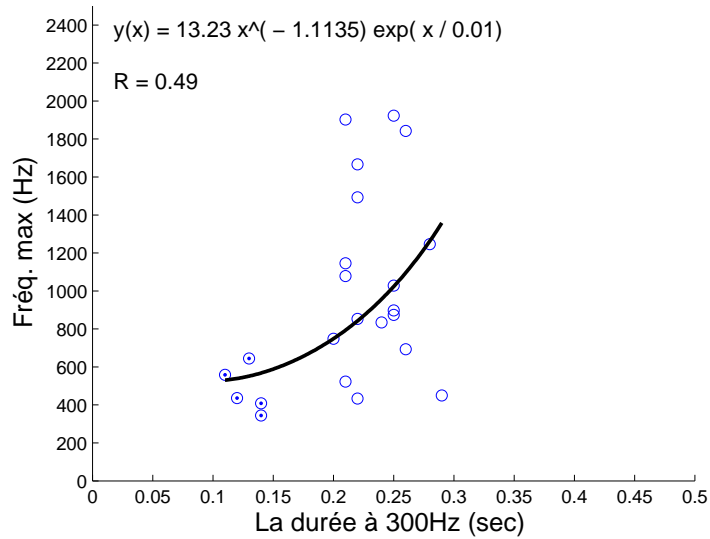
FIG. 5.7: (a) L'évolution de l'écart type $\sigma(A)$, (b) l'évolution de l'énergie E . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.

La figure 5.8 affiche le résultat trouvé par la fréquence maximale et l'étendue fréquentielle. Cette dernière (Fig. 5.8 (a)) montre une évolution bien corrélée avec l'augmentation de la sévérité ainsi que un bon regroupement dans les deux classes, néanmoins le taux de séparation entre eux apparaît un peu faible. La courbe d'approximation trouvée est une courbe exponentielle donnée par un coefficient de corrélation de 0.70.

L'évolution de la fréquence maximale donnée par la figure 5.8(b) apparaît moins corrélée. Les cas légers sont bien au-dessous de 700 Hz, toutefois quelques sténoses sévères apparaissent aussi dans cette région. La courbe d'approximation est une exponentielle



(a)



(d)

FIG. 5.8: (a) l'évolution de l'étendu fréquentiel Δf , (b) l'évolution de la fréquence maximale f_{max} . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.

générée avec un coefficient de corrélation égale à 0.49.

Le rapport temporel R_t et l'erreur de reconstruction ε_{er} de [39] affichent une faible corrélation avec l'augmentation de la sévérité.

Le paramètre R_t (Fig.5.9 (a)) indique le positionnement du pic du souffle, ou encore le moment de la vélocité maximale dans la systole, les cas légers sont bien au-dessous de 0.3, néanmoins quelques cas sévères apparaissent aussi dans cette région. Cette remarque est très importante, en effet l'apparition d'un pic à cette valeur est l'indicateur d'un

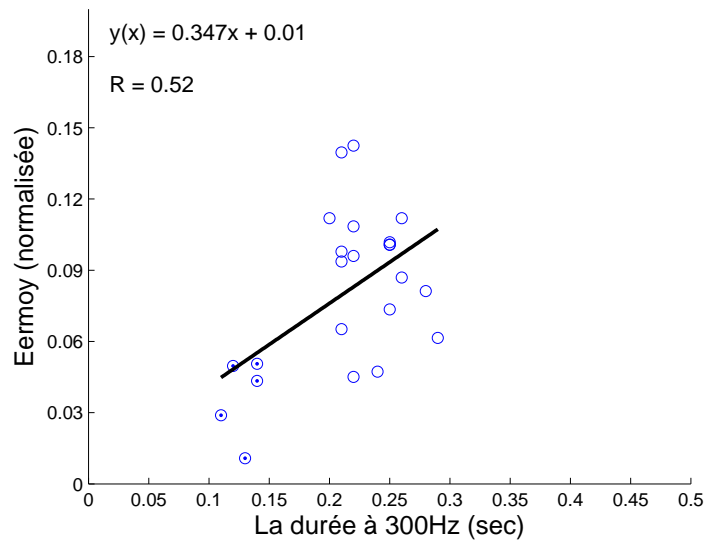
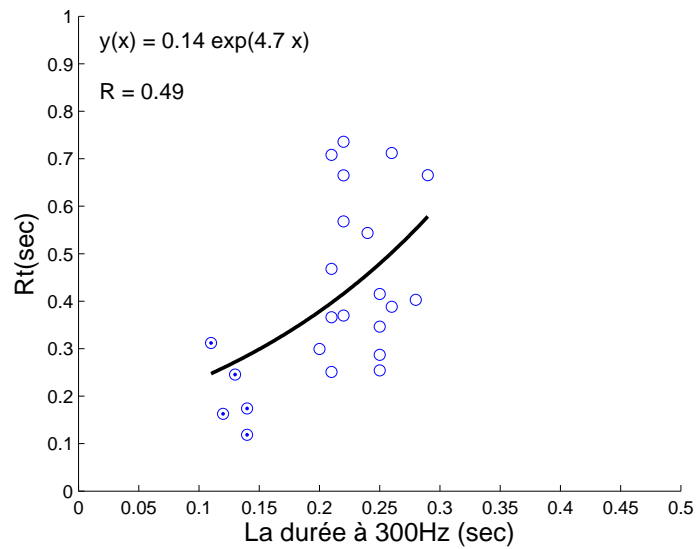
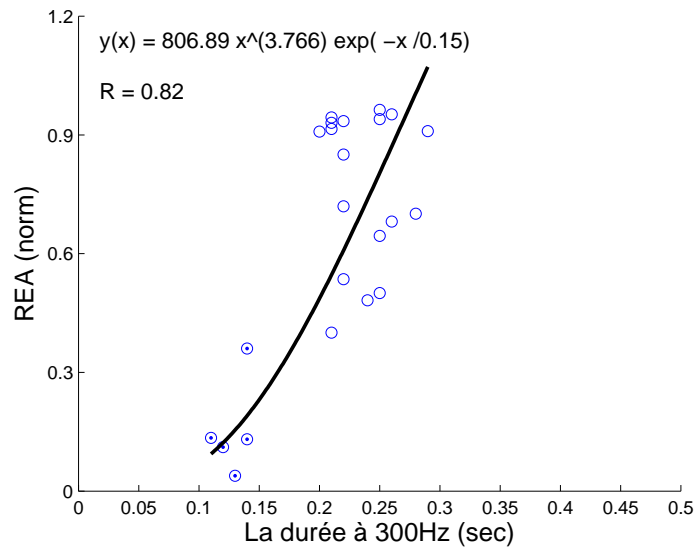


FIG. 5.9: (a) L'évolution du ratio du temps R_t , (b) l'évolution de l'erreur de reconstruction ε_{er} . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.

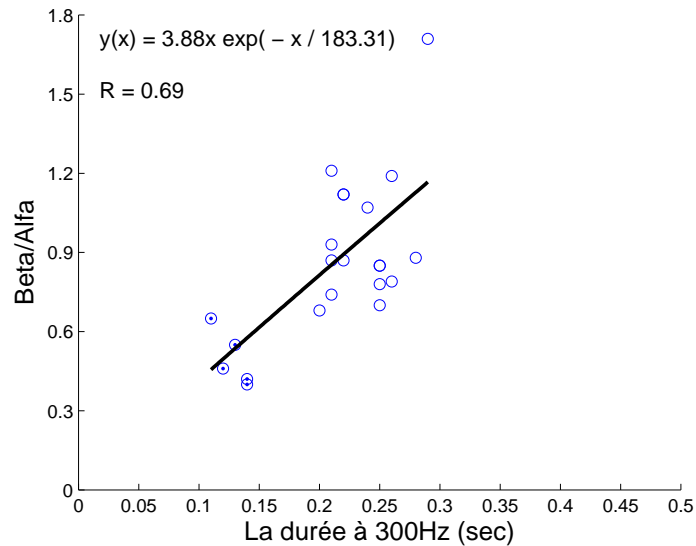
souffle protosystolique de faible sévérité, ce qui est paradoxal. L'erreur de reconstruction ε_{er} donnée par la figure 5.9 (b) affiche aussi une interférence entre les deux classes. Le paramètre R_t est approximé par une droite, tandis que le paramètre ε_{er} est approximé par une courbe exponentielle. Les coefficients de corrélation trouvés par les deux paramètres sont donnés respectivement par 0.49 et 0.52.

Les deux derniers paramètres sont le rapport d'énergie REA et le rapport d'angle R_g .

Le paramètre REA est calculé pour donner une estimation sur l'intensité du souffle par



(a)



(d)

FIG. 5.10: (a) L'évolution du ratio énergétique aortique (REA), (b) l'évolution du rapport d'angle R_g . Les symboles \odot et \circ représentent respectivement les cas légers et les cas sévères.

rapport à celle des bruits B1 et B2. Il est classé sur trois degrés de sévérité : léger < 30%, sévère > 70% et modéré entre les deux. Le nuage de points affiché par la figure 5.10(a) montre bien la séparation entre les deux classes. La plupart des cas légers sont au-dessous de 30%. Alors que la majorité des cas sévères sont supérieurs à 70%, néanmoins quelques cas considérés comme sévères apparaissent dans la région modérée (entre 30% et 70%). La courbe d'approximation est une exponentielle générée par un bon coefficient de corrélation $R = 0.82$.

Dans la figure 5.10 (b), le ratio d'angle montre une bonne corrélation avec l'augmentation

de la sévérité, les deux classes sont bien regroupées et séparées (il n'y pas d'interférence entre les deux), néanmoins le taux de séparation entre eux apparaît un peut faible. Le nuage du points est approximé par une courbe exponentielle dont le coefficient de corrélation égale à 0.69.

Le tableau ci-dessous regroupe les équations d'approximation ainsi que les coefficients de corrélation trouvés pour chaque paramètre. La fréquence maximale f_{max} , le rapport du temps R_t et l'erreur de reconstruction ε_{er} restent insuffisants pour estimer la sévérité.

Paramètre	Equation d'approximation	Coefficient de corrélation R
Ecarte type $\sigma(A)$	$y = 36.43x^{3.36}e^{(-x/0.38)}$	0.77
REA	$y = 806.89x^{3.7}e^{(-x/0.15)}$	0.82
f_{max} (Hz)	$y = 13.23x^{-1.11}e^{(x/0.01)}$	0.49
Ratio R_t (sec)	$y = 0.14e^{(4.7x)}$	0.49
Erreur ε_{er}	$y = 0.35x + 0.01$	0.52
Ratio R_g	$y = 3.88xe^{(-x/183.31)}$	0.69
$\Delta f(Hz)$	$y = 1968xe^{(-x/19.3)}$	0.70
Énergie E	$y = 50.06x^{3.36}e^{(x/1.31 \cdot 10^9)}$	0.80

TAB. 5.3: Les equations d'approximation des différents paramètres.

Après avoir identifié les meilleurs paramètres qui peuvent être utilisés dans l'estimation de la sévérité, il est nécessaire de savoir la plage de variation de chaque classe (légère/sévère) ainsi que le taux de séparation entre eux. La technique employée dans cette opération est la schématisation en boite à moustaches. Cette dernière permet de bien estimer le positionnement de la grande population de chaque classe. Elle peut nous informer aussi sur leur moyenne et leurs valeurs extrêmes. La lecture d'une représentation en boite à moustaches est schématisée par la figure (5.11).

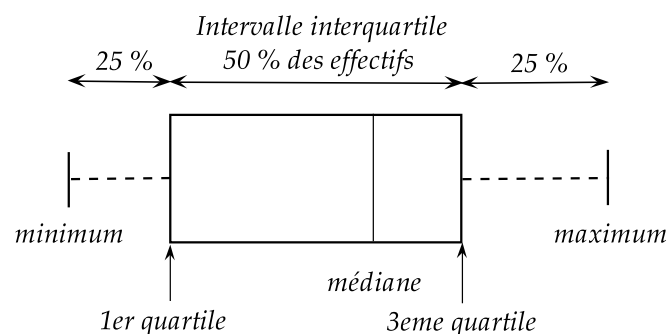


FIG. 5.11: La description d'une boite à moustaches.

La ligne au travers de la boîte est au niveau de la médiane ($Q2$), le bas de la boîte est le premier quartile ($Q1$), il correspond à la valeur de 25% des observations les plus faibles, tandis que le haut est le troisième quartile ($Q3$), il correspond à la valeur de 75% des observations les plus élevées. L'espace interquartile (tout la boîte en image) correspond à 50% de la population moyenne. Les moustaches sont les lignes qui s'étirent du haut et du bas de la boîte jusqu'aux valeurs adjacentes, à savoir la plus petite et la plus grande observation encore comprises dans la zone définie par la limite inférieure $Q1 - 1.5(Q3 - Q1)$ et par la limite supérieure $Q1 + 1.5(Q3 - Q1)$, toute valeur qui dépasse ces deux limites est appelée une valeur atypique, elle sera marquée par un point indépendant (+).

Pour bien comprendre la lecture d'une boîte à moustaches, nous montrons sur un cas très simple comment sont calculés les quartiles.

Soit la série des 9 valeurs ordonnées : 1 , 3 , 4 , 5 , 6 , 7 , 9 , 10 , 15.

La médiane $Q2$ partage la série en deux groupes d'effectif égaux, ce qui donne : $Q2 = 6$. Le quartile $Q1$ repartage le groupe du bas (5 valeurs inférieures) en deux groupes d'effectif égaux, ce qui donne : $Q1 = 4$ (la valeur à 25% de la population). Le quartile $Q3$ repartage le groupe du haut (5 valeurs supérieures) en deux groupes d'effectif égaux, ce qui donne : $Q3 = 9$ (la valeur à 75% de la population). 50% de l'observation se trouve entre l'espace interquartile ($Q1$ et $Q3$). Cette représentation est très intéressante, en effet elle peut nous indiquer l'intervalle où se trouve la majorité de la population.

Pour permettre une bonne comparaison entre la distribution de la population des deux classes, on a juxtaposé sur le même graphique les deux boîtes à moustaches définies respectivement pour la classe légère et la classe sévère selon tous les paramètres utilisés dans notre travail (figure 5.11).

Par un premier coup d'œil on peut bien comparer l'étendue des deux classes selon les différents paramètres, ce qui donne déjà une idée de la position et de la dispersion respectives de ces deux classes. En effet, la séparation entre les deux boîtes est bien claire dans tous les paramètres, néanmoins quelques faibles interférences peuvent être remarquées dans F_{max} et le ratio R_t donnés respectivement par les figures 5.12 (c), (d). Ces deux paramètres affichent une boîte bien étendue dans la classe sévère, ce qui est le témoin d'une distribution dissymétrique. Cependant, on peut bien constater que le plus grand écart entre les deux classes est celui donné par : Le rapport énergétique REA , l'écart type σ et l'énergie E (fig.5.12(b), (a), (g)). À travers une analyse de plus près, le ratio R_g (fig.5.12 (f)) apparaît comme l'unique paramètre qui donne une distribution uniforme, cela se révèle dans le regroupement des deux populations, l'étendue des deux boîtes est faible, ainsi que les deux moustaches sont bien courts, cependant deux valeurs atypiques apparaissent dans la classe sévère. Ce dernier paramètre ainsi que l'étendue fréquentiel

Δf (fig.5.12(h)) ont montré une corrélation acceptable avec l'augmentation de la sévérité (figure 5.10 (b) et figure 5.8 (b)), cependant l'écart entre les deux classes est considérablement faible ce qui engendre un problème dans la détermination de la classe des sténoses modérés. Néanmoins l'interférence inexistante entre les deux classes rend ces deux paramètres importants.

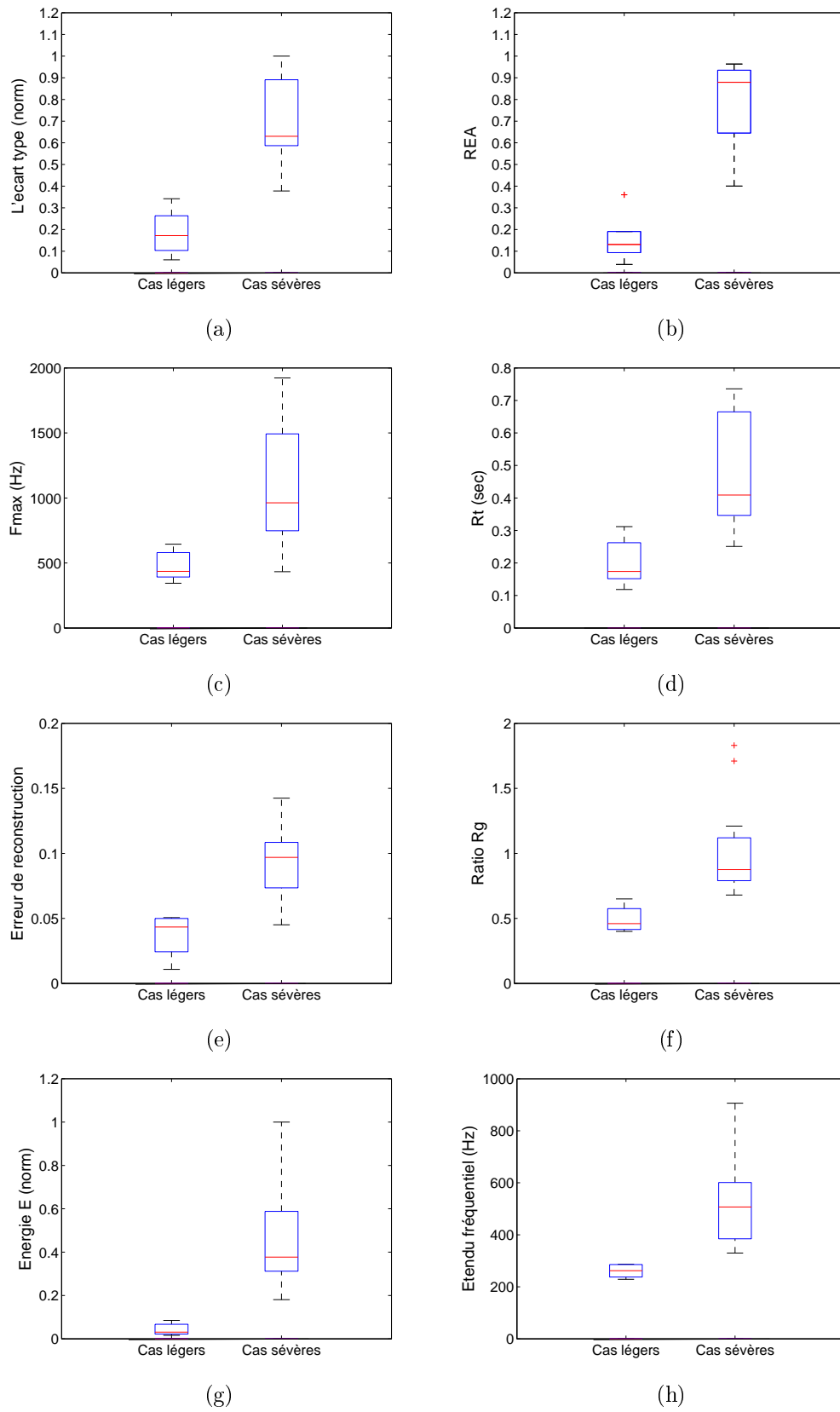


FIG. 5.12: Les boites à moustaches des différents paramètres

Le tableau ci-dessous regroupe les principales informations données par les deux classes, ainsi que le taux de séparation (TDS) entre eux. Ce dernier est calculé par le rapport entre le premier quartile de la classe sévère et le troisième quartile de la classe légère comme suit :

$$TDS = \frac{Q_1^{sev}}{Q_3^{leg}} \quad (5.9)$$

La médiane est aussi un paramètre important à déterminer, cette dernière indique la valeur de la moitié de la population, elle peut nous informer sur la distribution de la population avant et après la médiane.

	La classe légère		La classe sévère		Taux de séparation
	Etendue interquartile	médiane	Etendue interquartile	médiane	
Écart type $\sigma(A)$	0.10 - 0.26	0.172	0.58 - 0.89	0.630	2.23
REA	0.09 - 0.19	0.1314	0.64 - 0.93	0.879	3.36
f_{max} (Hz)	392.3 - 580	435.75	748 - 1493	962.67	1.28
Ratio R_t (sec)	0.15 - 0.26	0.174	0.34 - 0.66	0.408	1.30
Erreur ε_{cr}	0.024 - 0.049	0.0434	0.07 - 0.1	0.0969	1.42
Ratio R_g	0.415 - 0.575	0.460	0.79 - 1.12	0.875	1.37
Δf (Hz)	237.6 - 285.6	261.9	384.8 - 601.1	506.99	1.34
Énergie E	0.031 - 0.067	0.031	0.312 - 0.588	0.377	4.65

TAB. 5.4: La plage de variation des deux classes et selon les différents paramètres.

D'après le tableau on peut constater que le meilleur taux de séparation entre les deux classes est celui donné respectivement par les paramètres suivant : l'énergie E , REA et l'écart type σ . Cela nous mène à conclure que le calcul effectué sur l'énergie, malgré son inefficacité devant les sténoses très serrées, reste toujours un paramètre fondamental dans l'estimation de la sévérité.

Le paramètre REA qui a été calculé pour donner une estimation sur l'énergie du souffle par rapport à celle des bruits B1 et B2 montre un résultat plutôt satisfaisant. Ce paramètre affiche une évolution bien corrélée avec l'augmentation de la sévérité ainsi qu'une bonne séparation entre les deux classes. Dans un premier temps nous avons classé ce paramètre sur trois degrés de sévérité : léger <30%, sévère>70% et modéré entre les deux. D'après le tableau 5.4, la classe légère est belle et bien au-dessous de 30% (9% - 19%), néanmoins la classe sévère apparaît un peu bas du seuil fixé à 70% (64% - 93%). L'ajustement de ce dernier se révèle nécessaire à 60% pour permettre une bonne détection.

Une autre remarque importante est celle donnée par le ratio de temps R_t , ce dernier est calculé pour montrer le positionnement du pic du souffle dans la systole. On a supposé que chaque pic dépassant la valeur de 0.5 (moitié de la systole) est considéré comme sévère, tandis que toute valeur inférieure ou égale à cette dernière peut être considérée comme modérée ou légère. Après l'analyse effectuée sur les différents signaux *PCG*, l'intervalle de variation de la classe légère peut être déterminée entre 0.15 - 0.26 ce qui est plutôt normal, cependant la variation de la classe sévère peut être déterminée entre 0.34 - 0.66. Cette remarque nous mène à conclure que le timing du pic du souffle ne peut être utilisé comme l'unique paramètre dans la détermination de la sévérité des rétrécissements aortiques.

Le rapport d'angle R_g est calculé en utilisant deux variables : le timing du pic et la fréquence maximale. Il a montré une évolution bien corrélée avec l'augmentation de la sévérité. Cela nous donne l'opportunité pour considérer ce paramètre comme la meilleure solution de la défaillance du R_t . La classification trouvée par le ratio R_g peut être donnée comme suit : Légère < 0.6 , sévère > 0.8 , modéré : peut être estimée entre les deux.

L'étendue fréquentielle donnée par Debbal et Bereksi [38] est l'un des paramètres qui ont donné des très bons résultats. Ce dernier a montré une évolution bien corrélée avec l'augmentation de la sévérité, néanmoins le taux de séparation entre les deux classes est relativement faible. La classification de ce paramètre est élaborée comme suit : léger $< 285 Hz$ et sévère $> 385 Hz$. modéré : peut être estimée entre les deux.

Les autres paramètres utilisés tels que la fréquence maximale f_{max} et l'erreur de reconstruction ε_{er} ainsi que le ratio R_t peuvent être utilisés comme des outils additionnels dans l'estimation de la sévérité.

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté et comparé les différents paramètres qui peuvent être utilisés dans l'estimation de degré de sévérité des sténoses aortiques. Le paramètre référence utilisé dans cette classification est la durée fréquentielle du souffle à 300Hz. Nous avons pu conclure que l'étendue fréquentielle Δf ainsi que le ratio d'angle R_g sont très prometteurs, leur importance réside essentiellement dans la détection des sténoses très serrés, ils ont montré une évolution bien corrélée avec l'augmentation de la sévérité. Dans l'estimation réalisée au niveau de l'énergie du souffle le rapport énergétique REA apparaît le plus important. L'évolution trouvée par ce dernier est bien corrélée avec la sévérité, de plus les deux classes (légère et sévère) sont largement séparées. Ce paramètre a été élaboré en trois degré de sévérité (légère < 30%, 30% < modéré < 60% , sévère > 60%). La classification de notre base de données trouvée par le rapport énergétique REA apparaît prometteuse, en effet tous les cas légers sont bien au-dessous 30%, pareil pour la majorité des cas sévère qui sont au-dessus de 60%, néanmoins quelques cas apparaissent dans la région modéré.

Conclusion

Le rétrécissement aortique est l'un des pathologies les plus fréquentes, il est caractérisé par un rétrécissement de l'ouverture valvulaire aortique en engendrant une résistance à l'écoulement du sang. Dans les cas critiques, la seule solution est le remplacement valvulaire par une prothèse. Avant de prendre une telle décision le médecin doit apprécier exactement le degré de sévérité de la sténose aortique. Les deux paramètres fondamentaux utilisés dans cette estimation sont : le gradient de pression transvalvulaire maximal (TPG_{max}) et l'aire valvulaire efficace EOA . Ce dernier paramètre est très recommandé par American Heart Association (AHA) et l'American College of Cardiology (ACC). La mesure de EOA est généralement effectuée à travers une échographie Doppler, cet appareil permet de mesurer la vélocité transvalvulaire du sang. Cette technique est relativement difficile et très chère. Pour cela, le Phonocardiogramme (PCG) a été pris comme le meilleur suppléant. Ce dernier traduit l'activité mécanique des valves cardiaques. Dans le cas d'un rétrécissement aortique, un souffle caractéristique est enregistré, il a une forme losangique (crescendo-décrescendo), il reflète exactement l'ouverture et la fermeture progressive de la valve. À travers une simple auscultation au stéthoscope, l'augmentation de la sévérité d'une sténose aortique peut être détectée sur trois paramètres.

- L'intensité (elle ne peut pas être valable pour tous les cas). Elle est interprétée par une étude énergétique des bruits B1 - B2 et du souffle ;
- Le timing du pic du souffle (un pic tardif reflète l'augmentation de la sévérité, l'inverse n'est pas toujours vrai). il peut être exactement déterminé à travers une représentation temps-fréquence (RTF).
- La tonalité du souffle (elle se change par le changement de la pression). Elle est repérée dans le contenu fréquentiel du souffle.

Dans ce contexte, toute une partie a été consacrée dans la recherche de la plus fiable méthode de représentation temps-fréquence. Où il a été confirmé que la transformée en ondelettes continues (TOC) est la meilleure approche qui peut représenter convenablement les composantes temporelles et fréquentielles du signal PCG.

Pour faciliter l'extraction du souffle, un algorithme de segmentation a été élaboré. Ce dernier a montré des très bons résultats, cela revient à la puissance des techniques utilisées

dans l'extraction du souffle, tel que le débruitage par seuillage. À travers une ondelette analysante " db7 " et un seuillage universel doux, le cinquième niveau de décomposition apparaît le plus adéquat pour notre analyse. De plus nous avons montré l'influence de la fréquence d'échantillonnage sur la qualité du filtrage, où il a été constaté que 8000Hz est la plus parfaite.

Ensuite une étude des différents paramètres qui peuvent être utilisés dans l'estimation du degré de sévérité a été réalisée. Dont trois entre eux ont montré une grande efficacité : le rapport énergétique REA , l'étendue fréquentielle et le ratio d'angle R_g . Ces derniers ont montré une bonne corrélation avec l'augmentation de la sévérité.

Finalement nous pouvons dire que l'estimation du degré de sévérité d'un rétrécissement aortique via l'auscultation cardiaque ne peut être effectuée à travers un seul paramètre. En effet une bonne estimation de la sévérité doit être réalisée autour de trois informations importantes : avant la sténose , pendant la sténose et Après la sténose.

Le souffle cardiaque peut nous indiquer uniquement l'information pendant la sténose, cela est insuffisant pour une estimation exacte de degré de sévérité. Néanmoins, il est toujours le premier instrument utilisé dans une auscultation cardiaque. À travers les résultats trouvés, nous pouvons envisager d'autres perspectives.

- La réalisation d'une base de données complète c.-à-d. le signal phonocardiogramme (PCG) avec le gradient de pression transvalvulaire (TPG), la vitesse du sang (V) et l'aire valvulaire efficace (VOA) pour d'autres études plus approfondies dans ce contexte.
- Elaboration d'un système intelligent qui englobe tous les paramètres pour atteindre le degré de sévérité.
- Elaboration d'un nouveau paramètre pour estimer la sévérité des sténoses aortiques à travers l'analyse spectro-temporelle du signal Doppler.
- L'utilisation de la bioimpédance dans l'estimation du degré de sévérité.

Annexe A

Représentation Temps-fréquence (TOC) de quelques signaux PCG

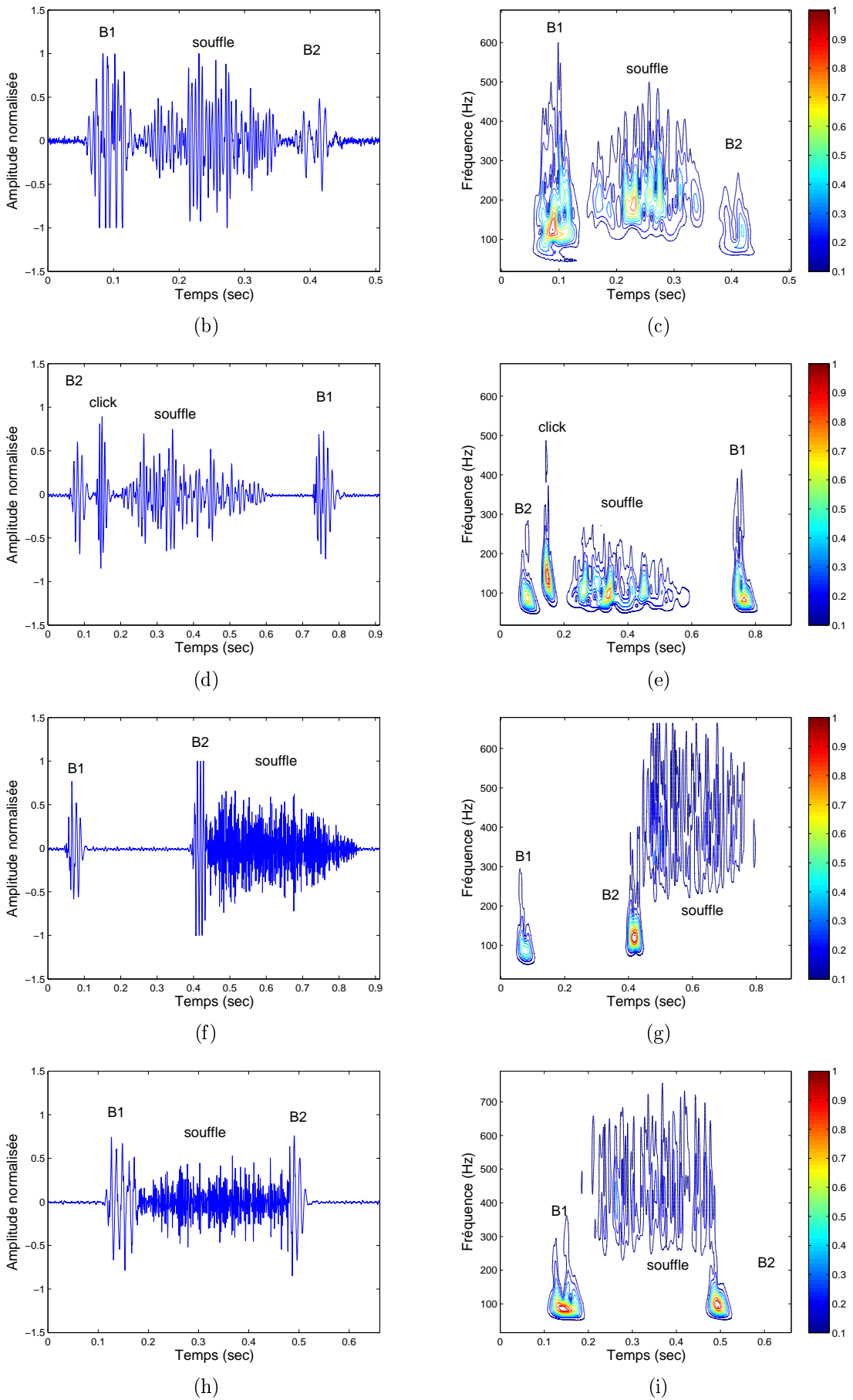
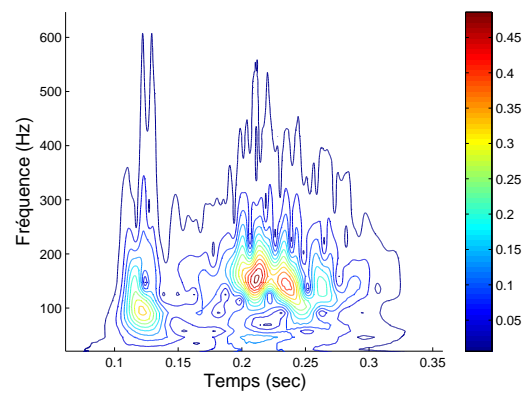
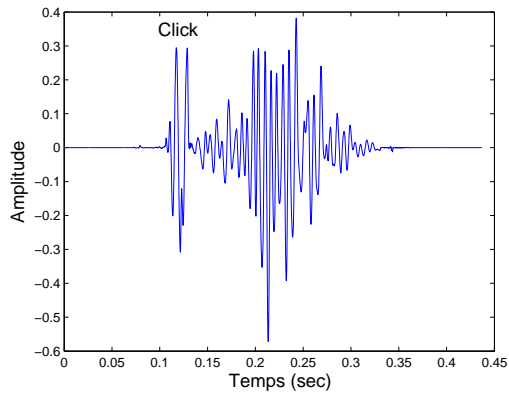


FIG. A.1: La transformée en ondelettes continues de quelques pathologies valvulaires. (a) : sténose aortique, (b) : sténose mitrale, (c) : insuffisance aortique, (d) : insuffisance mitrale.

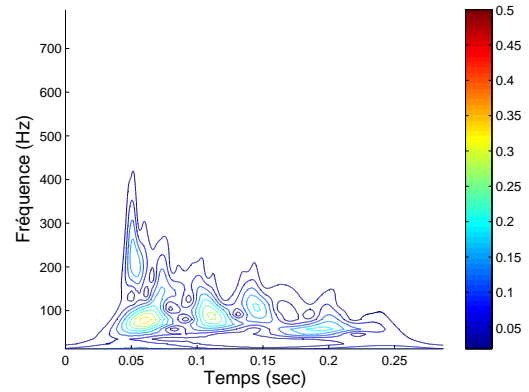
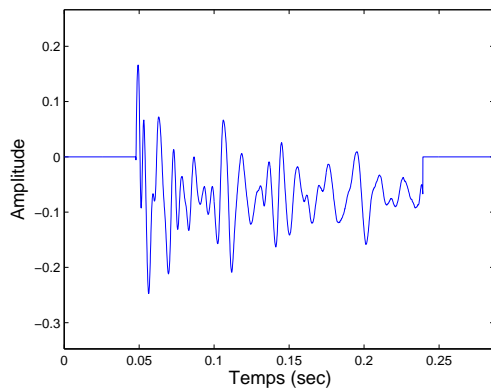
Annexe B

Représentation temporelle et temporelle-fréquentielle du souffle des différents sujets

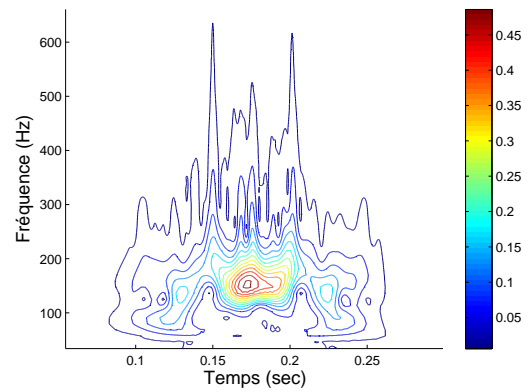
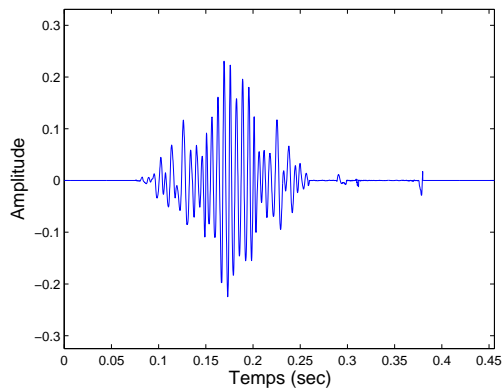
Sujet 1 :



Sujet 2 :



Sujet 3 :



Sujet 4 :

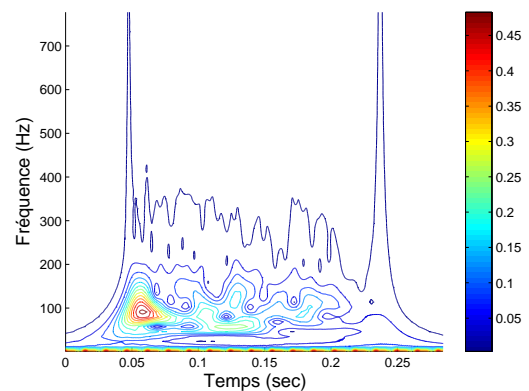
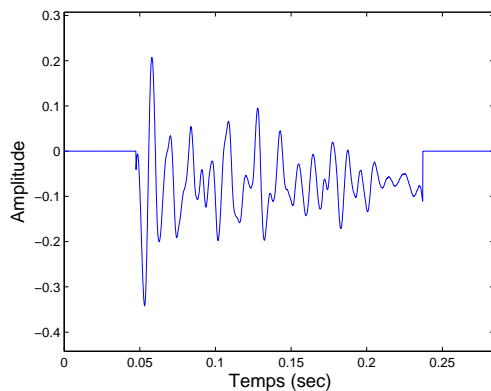
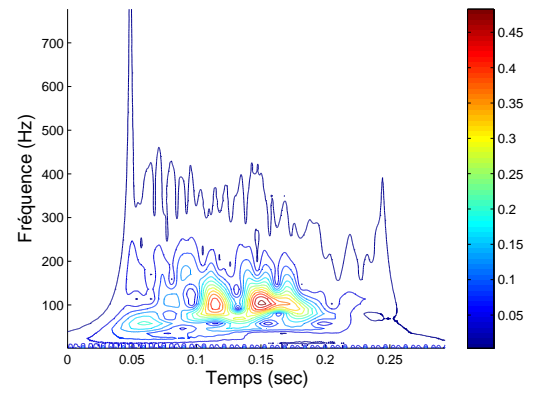
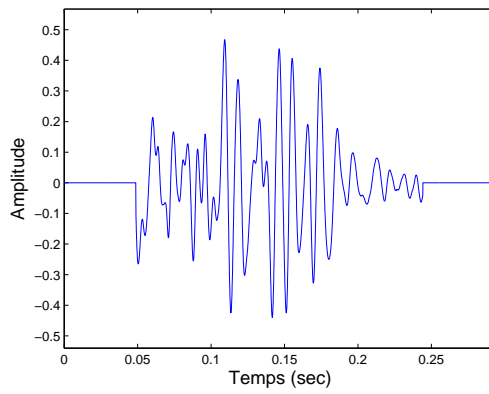
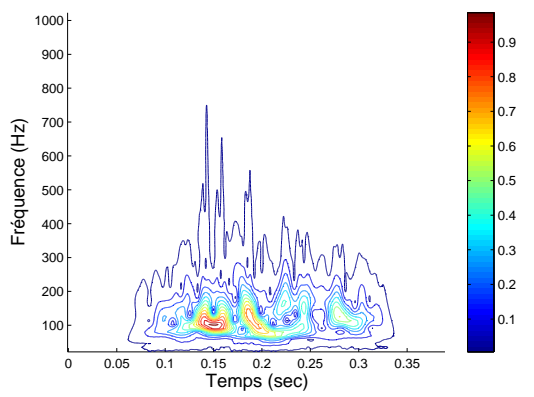
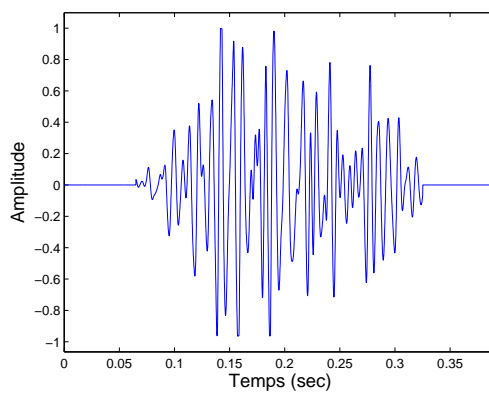


FIG. B.1: À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.

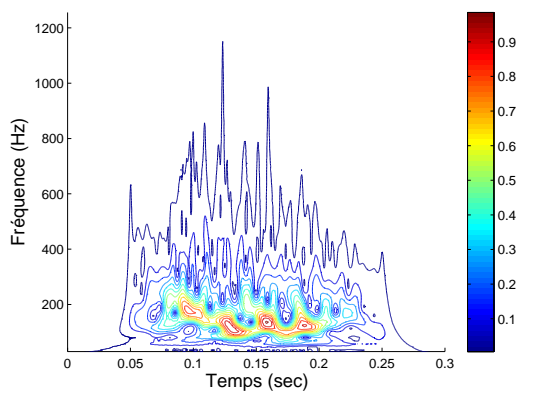
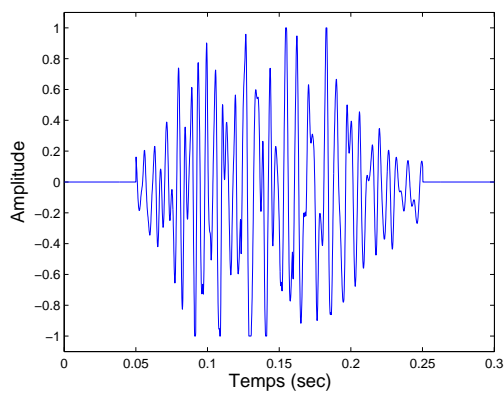
Sujet 5 :



Sujet 6 :



Sujet 7 :



Sujet 8 :

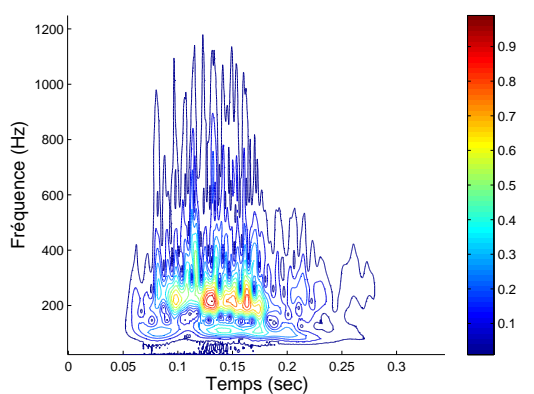
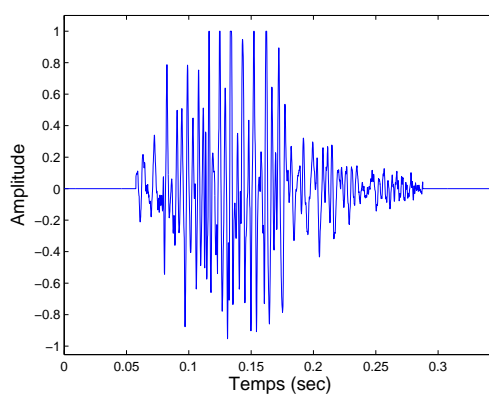
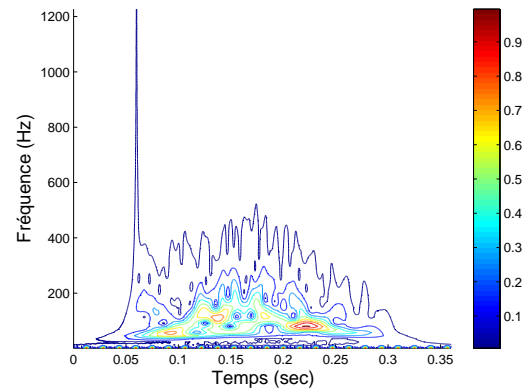
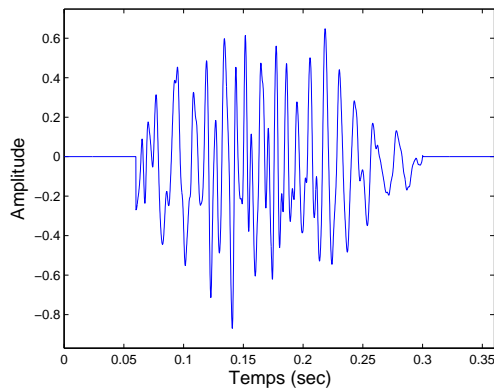
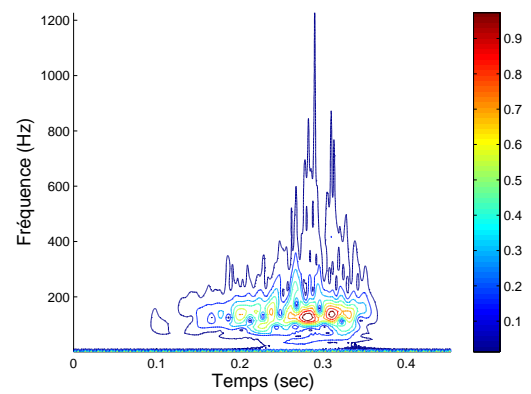
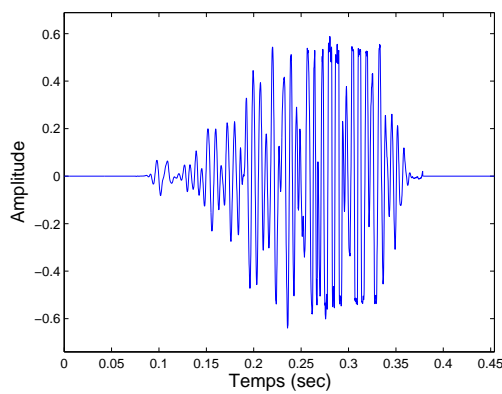


FIG. B.2: À gauche le signal temporel, à droite la TOC relative.

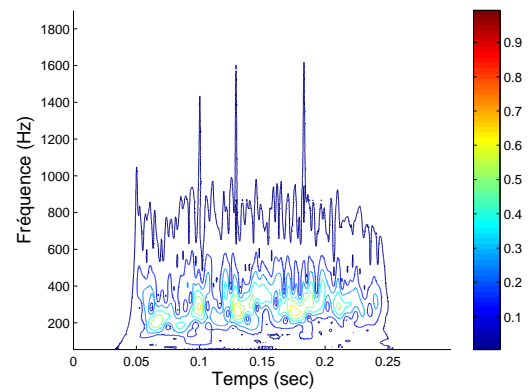
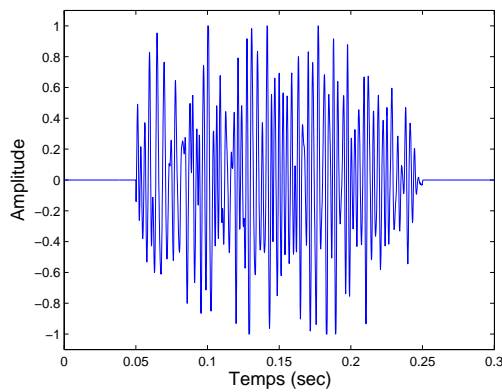
Sujet 9 :



Sujet 10 :



Sujet 11 :



Sujet 12 :

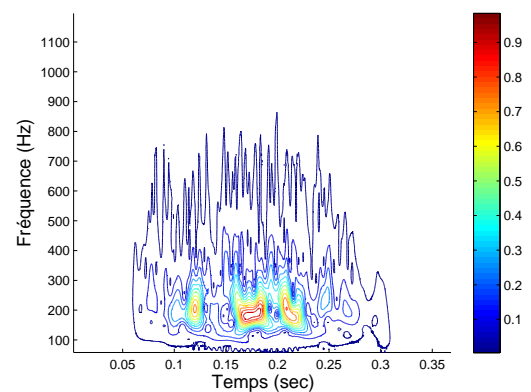
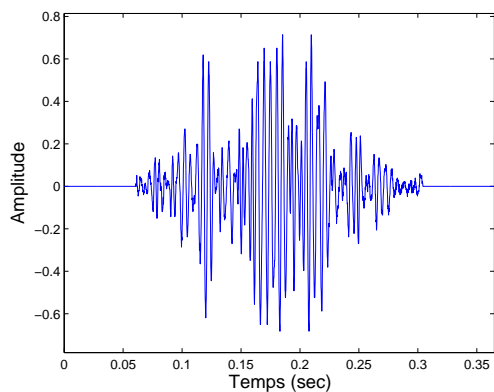
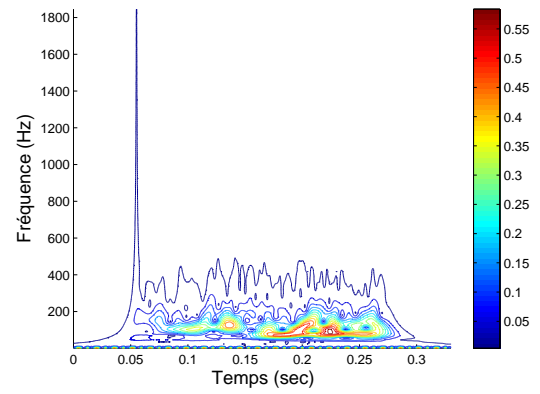
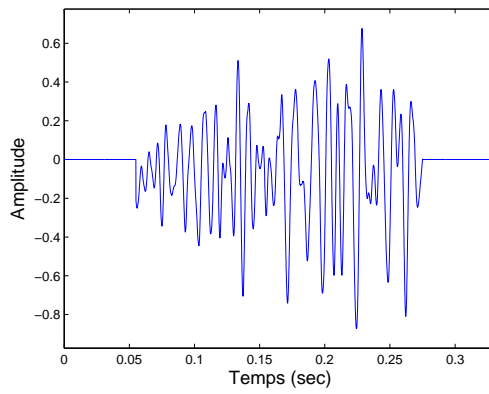
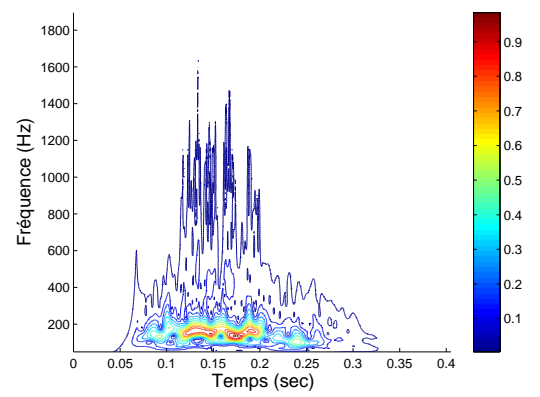
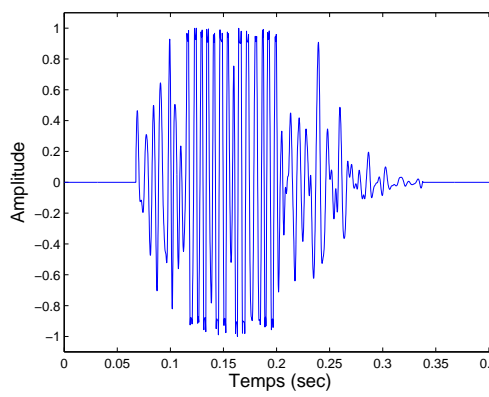


FIG. B.3: À gauche le signal temporel, à droite la TOC relative.

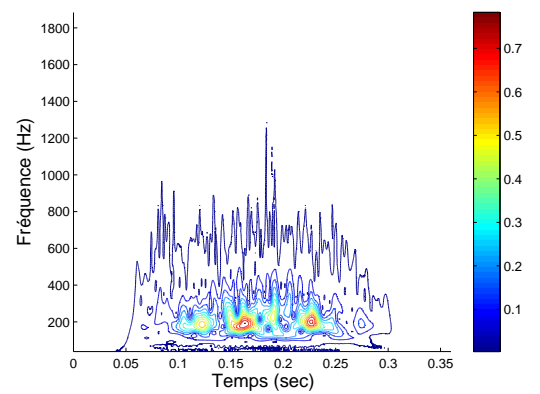
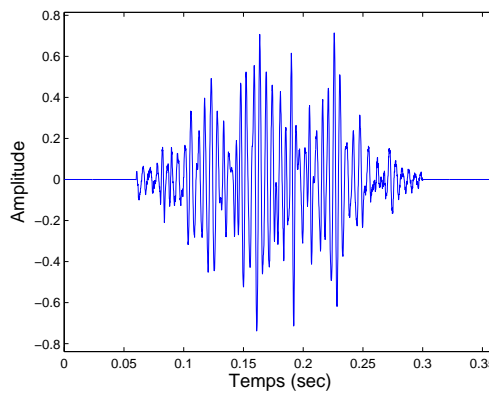
Sujet 13 :



Sujet 14 :



Sujet 15 :



Sujet 16 :

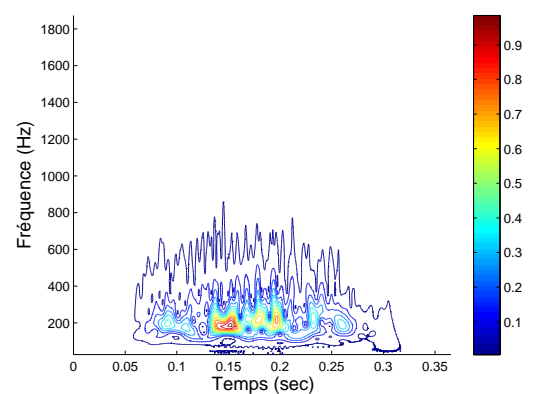
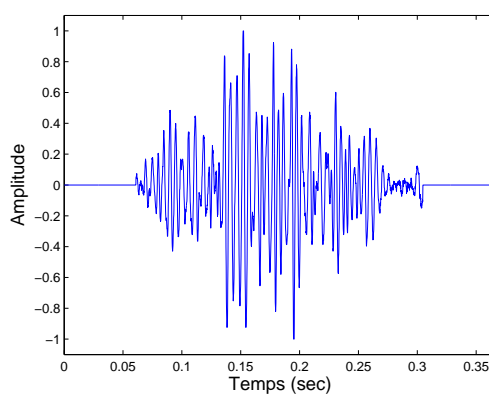
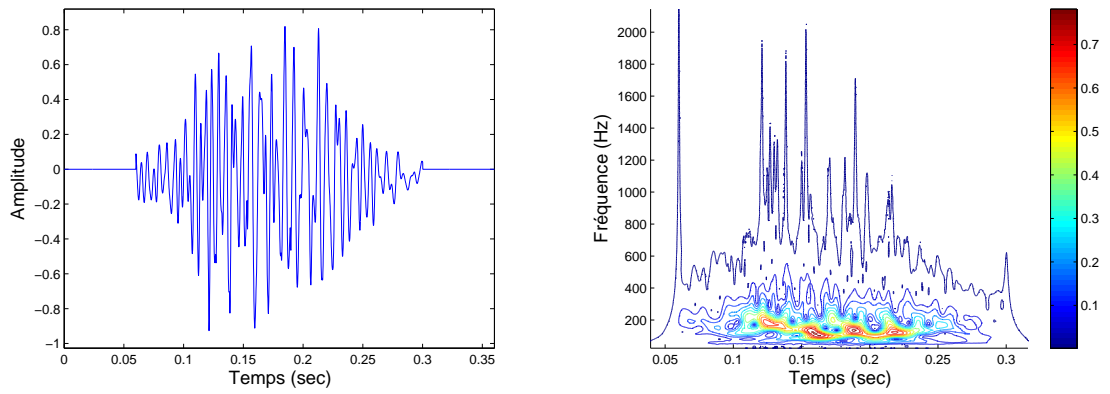
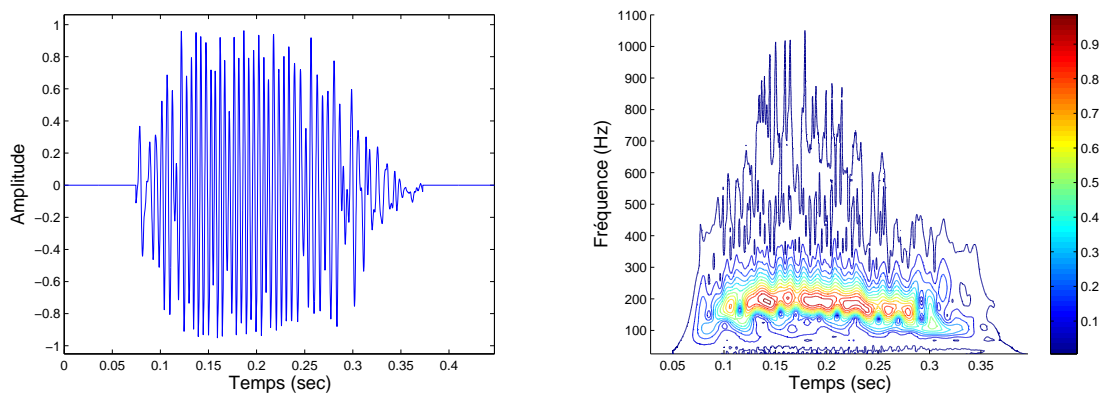


FIG. B.4: À gauche le signal temporel, à droite la TOC relative.

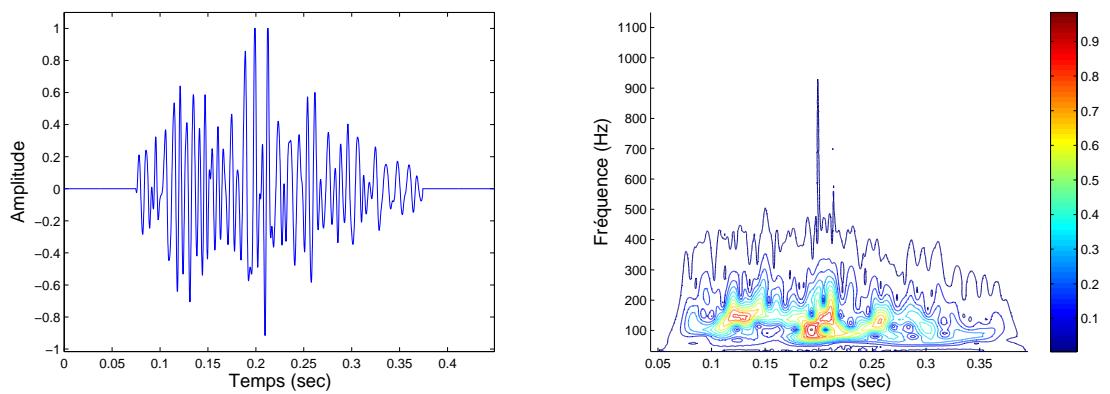
Sujet 17 :



Sujet 18 :



Sujet 19 :



Sujet 20 :

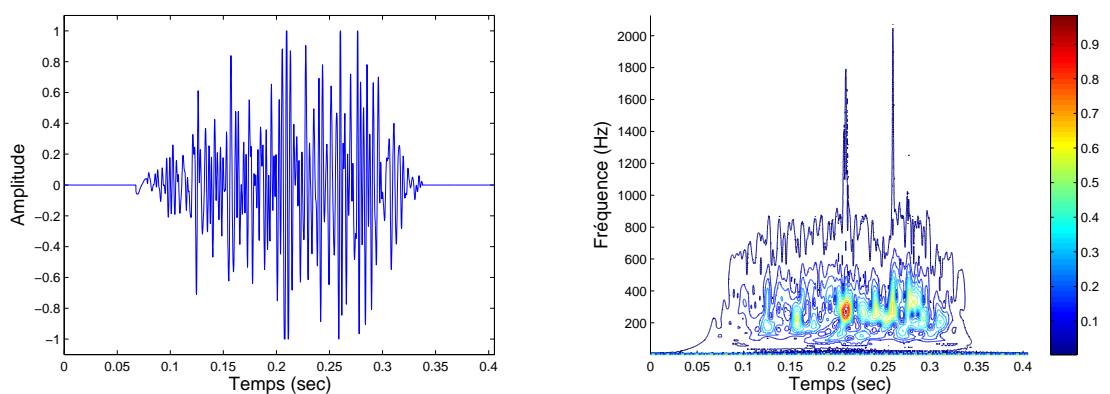
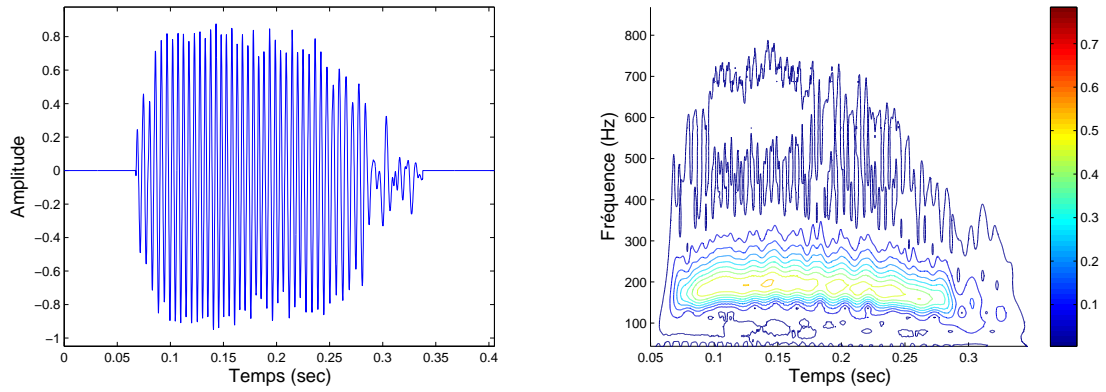
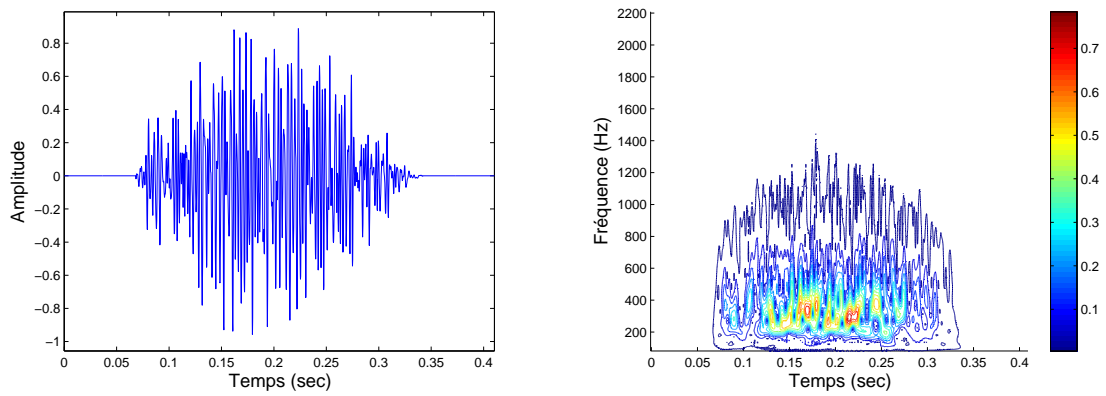


FIG. B.5: À gauche le signal temporel, à droite la TOC relative.

Sujet 21 :



Sujet 22 :



Sujet 23 :

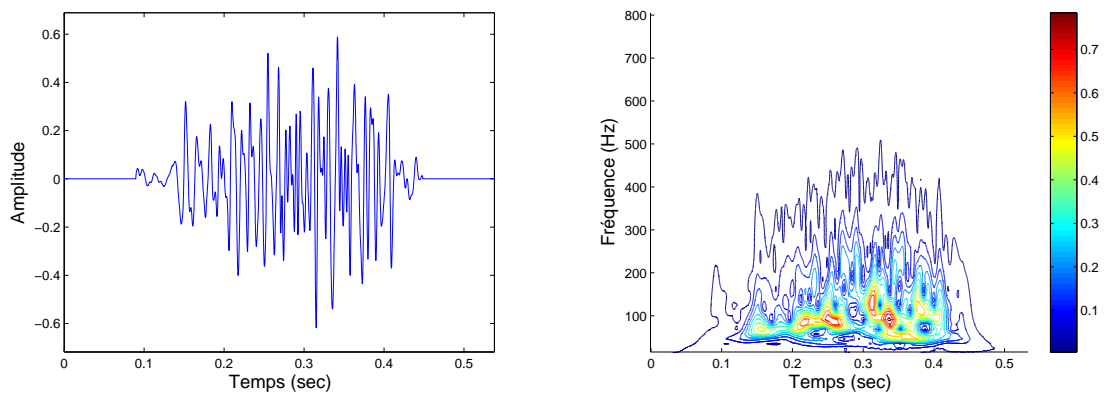


FIG. B.6: À gauche le signal temporel, à droit la TOC relative.

Bibliographie

- [1] Thierry Verson, "Anatomo-Physiologie". *Site web* : <http://t.verson.free.fr/>.
- [2] Brendan Phibbs, "Humain Heart", 2ème Ed, p8, 2007.
- [3] Jérôme Declerck, "Étude de la dynamique cardiaque par analyse d'images tridimensionnelles", *Th. de doctorat*, Univ. de Nice Sophia-Antipolis, France, 2007.
- [4] Christer Ahlström, "Nonlinear Phonocardiographic Signal Processing", *Th. de doctorat*, Univ. de Linköping, Suède, p2-40;99-130, 2008.
- [5] Damien Garcia, "Application d'un nouveau concept de perte de charge au diagnostic échocardiographique des sténoses aortiques", *Th. de Doctorat*, Univ. de Montréal, Canad, p 3-63, 2003.
- [6] Narasimhan Ranganathan, Vahe Sivaciyan, Franklin B. Saksena, "The art and science of cardiac physical examination", p141-142, 2006.
- [7] , R.L.H. Murphy, G. M. Brockington, "Introduction to heart sounds", *CD multimédia*, Société : Littmann Stethoscopes, USA, 2004.
- [8] Claude visagie, "Screening of abdominal heart sounds and murmurs by implementing Neural Networks", *Th. de doctorat*, Univ. de Stellenbosch, Afrique du sud, p5-40, 2007.
- [9] J.Baragan, F.Fernandez, "Dynamic auscultation and phonocardiography; the contribution of vasoactive drugs to the diagnosis of heart disease", 1979.
- [10] S.M. Debbal, "Analyse du signal phonocardiogramme par l'application des transformées d'ondelette", *Th. de doctorat*, Univ. de Tlemcen, Algérie, p2-20, 2004.
- [11] F.Jan, "Cardiologie", 2ème Ed, p 215-226, 2005.
- [12] Adam D.Timmis, Anthony Nathan, "Cardiologie", 3ème Ed, p 204-205, 2001.
- [13] Inge L.Ryhming, "Dynamique des fluides", 2004.
- [14] S.Candel, "Mécanique des fluides", p 137-148, 1995.
- [15] Ludovic Melly, Christoph Huber, Dominique Delay, Frank Stumpe, "La valve aortique sous toutes ses formes.", *Forum Med Suisse*, Service de chirurgie cardiovasculaire, Sion, Suisse, p 73-78, 2009.

- [16] Bonow RO, Carabello B, de Leon AC Jr, Edmunds LH Jr, Fedderly Bj, Freed MD, Gaasch WH, McKay CR, Nishimura RA, O’Gara PT, O’Rourke RA, Rahimtoola SH, " ACC/AHA guidelines for the management of patients with valvular heart disease", *J. Am Coll Cardiol*, 32 :1486-1588, 1998.
- [17] R.Gorlin, SG.Gorlin," Hydrolic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts ",1951.
- [18] Henry E. Kulbertus," Sémiologie des maladies Cardio-vasculaires", 1999.
- [19] P. Ask, B. Hok, D. Loyd, H. Terio," Bio-acoustic signals from stenotic tube flow.", *J. Med Bio Eng Comput*, 1993.
- [20] A.N.Kolmogrov, " The local-structure of turbulence in incompressible viscous-fluid for very large reynolds-numbers", *J. INIST*, vol. 434, n° 1890, p. 9-13, 1991.
- [21] Dosik Kim, Morton E. Tavel," Assenssment of severety of aortic stenosis throuth time-frequency analysis of murmur.", *J. american college of Chest physicians*, 2003.
- [22] Thim-Phu LE, "Auscultation dynamique des structures à l’aide de l’analyse continue en ondetettes", *Th. de doctorat*, Univ. de Paris-Est, France, 2003.
- [23] S.Assous, "Analyse Temps-fréquence par la transformée en S et interprétation des signaux de fluxmétrie Laser doppler applications au diagnostic clinique", *Th. de doctorat*, Univ. de Paris, France, p 31-43, 2005.
- [24] J.L.Semmlow, "Biosignal and Biomedical Image Processing", p 303-341, 2004.
- [25] A.Mertins, "Signal Analysis", p 210-214, 1999.
- [26] E.B.Bouchereau, "Analyse d’images par transformée en ondelettes - application aux images sismiques", *Th. de doctorat*, Univ. de Joseph Fourier-GRONOBLE, France, p 19-30, 1997.
- [27] Y.Bentaleb, "Analyse par ondelettes des signaux sismiques : applications aux ondes de surface", *Th. de doctorat*, Univ. de Mohamed.V-Rabat, Maroc, p 23-51, 2007.
- [28] I. Daubechies, "Orthonormal bases of compactly supported wavelets", *J.Comm. on Pur and Applied Math.*, XLI : 909 - 996, 1988.
- [29] Y. Meyer, "Wavelets and Applications", Number 20 in Research notes in Applied Mathematics Springer Verlage, 1991.
- [30] S.G. Mallat, " A theory for multiresolution signal decomposition : The wavelet representation", *J.IEEE Trans. Patt. Anal. mach. Intell*, 11(7) :674-693, 1989.
- [31] R. COIFMAN et M. WICKERHAUSER, " Adapted waveform de-noising for medical signals and images", *J.IEEE Engineering in Medicine and Biomogy*, vol. 14, n^o.5, p 578-586, 1995.
- [32] D.Vos,J.P, " Automated pediadic auscultation", *J.IEEE Trans Biomed Eng.* 54(2) :244-52, 2007.

-
- [33] Messer, S.R, Agzarian, J et Abbout, "Optimal wavelet denoising for Phonocardiograms", *Microelectronic journal*, Vol32, p 931-941, 2005.
- [34] David L. Donoho, Iain M. Johnstone. " Adapting to unknown smoothness via wavelet shrinkage". *J. of the American Statistical Association*, Vol. 90, 1995.
- [35] S.M.Debbal, F.Bereksi-Reguig, "Features for Heartbeat Sound Signal Normal and Pathological", *J. Recent Patents on Computer Science*, Vol.1, n^o.1, 2007.
- [36] R.Benali, K.Bouziani, " Analyse temporelle et spectrale du signal phonocardiogramme", *Projet de fin d'étude*, Univ. de Tlemcen, Algérie, p 16-30, 2005.
- [37] L.Hamza Cherif, S.M.Debbal, F.Bereksi-Reguig " Segmentation of heart sounds and heart murmurs", *J. Mechanics in Medicine and Biology* , Vol.8, n^o.4, p 549-559, 2008.
- [38] S.M.Debbal, F.Bereksi-Reguig, " Cardiac murmur analysis using the Short-Time Fourier transform", *J. Mechanics in Medicine and Biology* , Vol.8, n^o.4, p 273-284, 2006.
- [39] S.M.Debbal, F.Bereksi-Reguig, " Discrimination of pathological cases of the cardiacs sounds signals by wavelet", *J. Mechanics in Medicine and Biology* , Vol.5, n^o.4, p 517-529, 2005.

Résumé : La sténose aortique est la valvulopathie la plus commune dans notre pays. Elle se caractérise par un rétrécissement de la valve aortique et engendre une résistance à l'écoulement sanguin, du ventricule gauche vers l'aorte. Dès l'apparition de symptômes sévères consécutifs à la sténose aortique, la survie n'excède pas 2 à 5 ans en l'absence de chirurgie. Pour la plupart des patients, le remplacement valvulaire est le seul traitement efficace. Plusieurs techniques de diagnostic existent pour évaluer la dysfonction de la valve et prévoir une éventuelle chirurgie, dont l'échographie Doppler et le cathétérisme sont les plus célèbres. L'inconvénient majeur de ces techniques réside essentiellement dans le prix élevé de ces équipements. Le meilleur suppléant choisi dans notre travail est le traitement numérique du signal Phonocardiogramme (PCG).

Le signal (PCG) représente l'enregistrement sonore des bruits cardiaques. L'étude de ce signal permet de comprendre la nature et l'origine de ces bruits. Le but de notre travail est de développer de nouvelles approches pour faciliter l'auscultation cardiaque, en particulier l'estimation du degré de sévérité du rétrécissement aortique. À cet effet, un algorithme de segmentation a été élaboré; il permet l'extraction des différentes composantes du cycle cardiaque (bruit, click, souffle). L'implémentation de la transformée en ondelettes dans notre algorithme a montré une grande efficacité, en particulier la transformée en ondelettes discrètes (*TOD*) et la transformée en ondelettes continues (*TOC*).

L'intensité du souffle est le paramètre fondamental utilisé pour estimer le degré de sévérité, néanmoins il ne peut être valable pour tous les cas. En fait, un rétrécissement très serré produit généralement un souffle de faible intensité. Pour cela d'autres paramètres supplémentaires ont été élaborés, dont trois apparaissent très prometteurs : le ratio énergétique aortique (*REA*), le rapport d'angle (R_g) et l'étendu fréquentiel (Δf). Ils ont été testés sur 23 cas de rétrécissement aortique de différent degré de sévérité. Les résultats ont montré une bonne corrélation avec l'évolution de la sévérité.

Mots clefs : Sténose aortique, Phonocardiographie, bruits cardiaques, sévérité pathologique, souffles cardiaques, la transformée en ondelettes, classification.

Abstract : Aortic stenosis is the common valvular heart disease in our country. This causes an obstruction to blood flow from the left ventricle to the aorta. Once the patient becomes symptomatic, survival is markedly reduced. If the aortic valve is not replaced, survival does not exceed 2 to 5 years. For almost of patient the valvular replacement is the only effective treatment. Several techniques can be used to evaluate the valvular dysfunction and select the good timing for surgery. The most useful techniques are Doppler echography and catheterization. Unfortunately, these equipments are very expensive. Therefore, the numerical analysis of Phonocardiographic (PCG) signal was chosed as the best substitute.

The PCG signal presents the acoustic recording of heart sounds, the study of these last allows understanding their nature and origins. The aim of this work is to develop new approaches to make easy the heart auscultation, particularly the estimation of the aortic stenosis severity.

In this aim, an algorithm of segmentation was developed, it allows the extraction of different heart murmurs. The implementation of wavelet transform in our algorithm has shown a good efficiency. In particular, the discrete wavelet transform (*DWT*), and continuous wavelet transform (*CWT*).

The intensity of the murmur is the basic parameter used to estimate the degree of severity, but it cannot be valid for all cases. Indeed, a stenosis with high severity usually produces a low intensity. For that other parameters have been developed, including three appear very promising : the Ratio of aortic energy *RAE*, the ratio of angle R_g and the extended frequency Δf . They were tested on 23 cases of aortic stenosis. The results showed a high correlation with increasing of severity.

Keywords : Aortic stenosis, Phonocardiography, Heart sounds, Heart murmurs, pathological severity, wavelet transform, classification.