



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique

Université Abou Bekr Belkaid – Tlemcen
Faculté des Sciences de l'Ingénieur
Département d'Electronique Biomédical
Laboratoire du Génie Biomédical



Thèse de Magister en Electronique Biomédical

Thème

Analyse et Traitement des Signaux Doppler des Artères Carotides

Présenté par :

M^{elle}. SEDDIK Amina

Soutenu le 23 Juin 2008 devant le Jury :

M. A. Bessaid	M.C à l'Université de Tlemcen	Président
M. A. Taleb Ahmed	Prof. à l'Université de Valenciennes, France	Examineur
M. B. Bouazza	MC. à l'Université de Tlemcen	Examineur
M. F. Bereksi Reguig	Prof. à l'Université de Tlemcen	Encadreur.
Dr. A. Korso Féciate	Docteur en cardiologie	Membre invité

Remerciements

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

Je tiens à remercier très vivement Monsieur Bereksi Reguig Fethi professeur à l'université de Tlemcen d'avoir dirigé ma thèse. Ses intuitions et son savoir mais aussi son exigence et ses critiques m'ont permis de comprendre ce qui constitue l'essence d'une démarche scientifique. Les nombreuses discussions tout au long de la thèse ont été très riches et fructueuses. Je lui suis très reconnaissante pour l'effort qu'il a fourni pour avoir supervisé, suivi et mené à bien la direction de ce mémoire. J'aimerais témoigner ici l'expression d'une sincère et marquante admiration.

Je remercie Monsieur Bessaid Abdelhafid maître de conférence à l'université de Tlemcen pour l'honneur qu'il me fait en acceptant de présider le jury chargé d'examiner le présent travail.

J'exprime ma gratitude au Monsieur Taleb Ahmed Abdelmalik professeur à l'université de Valenciennes, France et au Monsieur Bouazza Benyounesse maître de conférence à l'université de Tlemcen , pour avoir bien voulu juger ce travail, en acceptant d'être examinateurs et pour avoir contribué à son amélioration, par leurs remarques pertinentes.

Je tiens aussi à exprimer ma gratitude au Docteur Korso Feciane Abdelhamid spécialiste en cardiologie pour m'avoir accueilli dans son cabinet pour relever les signaux Doppler traités dans ce travail. Et au Docteur Abou Amine résident dans le service de cardiologie du centre hospitalier universitaire de Tlemcen pour son active contribution et son aide.

Enfin, j'adresse mes remerciements à toutes les personnes qui de près ou de loin m'ont aidé et soutenu pendant cette période.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

A mes chers parents pour leur soutien inconditionnel.

A mes frères et soeurs

A mon fiancé

A mes neveux et nièces

A mes beaux-frères et belles sœurs

A tous mes amis

Table des figures

1. 1 Principe de l'effet Doppler.....	10
1. 2 Différence d'amplitude entre les échos stationnaires et ceux issues du sang.....	12
1. 3 Principe du Doppler continue.....	13
1. 4 Principe du Doppler pulsé.....	14
1. 5 Fréquence moyenne du signal Doppler.....	15
1. 6 Spectre des fréquences Doppler.....	16
1. 7 Coupe typique d'un transducteur ultrasonore.....	17
1. 8 Circuit adaptant l'impédance électrique de la sonde à celle du Générateur.....	18
2. 1 Anatomie de la carotide.....	22
2. 2 Schéma de la composition de la paroi artérielle.....	23
2. 3 Sténose carotidienne due à une plaque d'athérome.....	24
2. 4 Ecoulement au niveau d'une carotide normale.....	25
2. 5 Formes d'écoulements dans les différentes parties de la carotide.....	26
2. 6 Classification de degré de sténose selon Arbeille.....	27
2. 7 Anomalie observée en aval de la sténose.....	28
2. 8 Anomalie observée en amont de la sténose.....	28
2. 9 Mesure de degré de sténose en surface.....	29
2. 10 Mesure de degré de sténose en diamètre.....	30
2. 11 Schéma des mesures utilisées par les critères NASCET et ECST.....	30
2. 12 Altération du tracé Doppler engendré par une sténose.....	32
2. 13 Principe de mesure du SBI.....	32
3. 1 Schéma de principe d'un vélocimètre à émission continue.....	36
3. 2 Le vélocimètre BIDI 1.....	37
3-3 Sonde ultrasonore.....	38
3. 4 Fenêtre principale du logiciel d'acquisition et d'affichage.....	40
3. 5 Fenetre d'acuqisition.....	41
4. 1 Représentation temporelle du signal Doppler de l'artère carotide.....	48
4. 2 Spectrogramme du signal Doppler de l'artère carotide en utilisant une fenêtre rectangulaire de 128 points.....	51

4. 3 Représentations temporels et spectrales des fenêtres d'analyse : (a) Rectangulaire, (b) Hamming, (c) Hanning, (d) Blackman.....	52
4. 4 Spectrogramme du signal Doppler de l'artère carotide obtenu par l'utilisation de la fenêtre (a) Hanning à 128 points et (b) Hamming à 128 points.....	53
4. 5 Spectre au niveau du premier pic systolique fenêtre rectangulaire, (b) fenêtre de Hanning, (c) fenêtre de Hamming.....	54
4. 6 DWV du signal Doppler de l'artère carotide (a) signal réel, (b) signal analytique.....	59
4. 7 DPWVL du signal Doppler de l'artère carotide.....	61
4. 8 DCW du signal de l'artère carotide pour différentes valeurs de σ (a) $\sigma = 1$, (b) $\sigma = 10$, (c) $\sigma = 20$	62
5. 1 Détermination des fréquences maximales et moyenne à partir du seuillage.....	66
5. 2 Implémentation du seuil pour le calcul des fréquences maximales et minimales : (a) spectre instantané calculé par STFT, (a) spectre instantané calculé par DPWVL, (a) spectre instantané calculé par DCW.....	68
5. 3 Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes extraites: (a) à partir du sonogramme calculé par la STFT, (b) à partir du sonogramme calculé par la DPWVL, (c) à partir du sonogramme calculé par la DCW.....	69
5. 4 Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes obtenue par STFT et filtrée par un filtre moyenneur de: (a) 5 points , (b) 10 points, (c) 20 points.....	71
5. 5 Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes obtenue par la DPWVL et filtrée par un filtre moyenneur de: (a) 100 points , (b) 500 points, (c)1000 points.....	72
5. 6 Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes obtenue par la DCW et filtrée par un filtre moyenneur de: (a) 100 points , (b) 500 points, (c)1000 points.....	73
5. 7 Implémentation du seuil pour éliminer les pics non systoliques.....	75
5. 8 Les pics systoliques contenus dans les enveloppes fréquentielles maximales pour les trois méthodes d'analyse (a) STFT, (b) PDWVL, (c) DCW.....	76
6. 1 Sonogramme de l'enregistrement 1 (pas de sténose) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	82
6. 2 Sonogramme de l'enregistrement 7 (sténose de 35%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	84
6. 3 Sonogramme de l'enregistrement 8 (sténose de 37%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	84

6. 4	Sonogramme de l'enregistrement 9 (sténose de 45%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	85
6. 5	Sonogramme de l'enregistrement 10 (sténose de 48%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	85
6. 6	Sonogramme de l'enregistrement 11 (sténose de 50%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	86
6. 7	Sonogramme de l'enregistrement 12 (sténose de 50%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	86
6. 8	Sonogramme de l'enregistrement 13 (sténose de 50%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	87
6. 9	Sonogramme de l'enregistrement 14 (sténose de 53%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	87
6. 10	Sonogramme de l'enregistrement 15 (sténose de 58%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	88
6. 11	Sonogramme de l'enregistrement 16 (sténose de 68%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	88
6. 12	Sonogramme de l'enregistrement 17 (sténose de 75%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	89
6. 13	Sonogramme de l'enregistrement 18 (sténose de 80%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW.....	89
6. 14	Evolution du SBI en fonction de degré de sténose.....	91

Liste des tableaux

3. 1	Caractéristiques des signaux enregistrés.....	44
5. 1	Instants d'apparitions des pics systoliques.....	76
6. 1	Les différents cas considérés et leur degré de sténose mesuré en surface par échographie Doppler.....	81
6. 2	Les valeurs du SBI qui correspondent à des cas normaux calculées à partir des différentes méthodes d'analyse.....	83
6. 3	Les valeurs du SBI qui correspondent à des cas pathologiques calculées à partir des différentes méthodes d'analyse.....	90

Table des matières

Introduction générale.....	2
----------------------------	---

Chapitre I

Les ultrasons et l'effet Doppler

1. 1 Introduction.....	5
1. 2 Les ultrasons.....	5
1. 2. 1 Généralités.....	6
1. 2. 2 Interactions des ultrasons et de la matière.....	8
1. 3 L'effet Doppler.....	9
1. 3. 1 Principe.....	9
1. 3. 2 Contenu spectral de l'écho Doppler.....	11
1. 3. 3 Différents systèmes Doppler.....	12
1. 3. 3. 1 Le Doppler continu.....	12
1. 3. 3. 2 Le Doppler pulsé.....	14
1. 4 Analyse du signal Doppler.....	15
1. 4. 1 Le signal sonore.....	15
1. 4. 2 Fréquence moyenne.....	15
1. 4. 3 Spectre de fréquence.....	15
1. 5 Technologie des transducteurs.....	16
1. 6 Conclusion.....	18

Chapitre II

La carotide et la sténose carotidienne

2. 1 Introduction.....	21
2. 2 Anatomie de l'artère carotide.....	22
2. 3 Composition de la paroi artérielle.....	23
2. 4 La sténose carotidienne.....	23
2. 5 l'écoulement du sang dans l'artère carotide.....	24

2. 5. 1 Ecoulement normale.....	25
2. 5. 2 Ecoulement pathologique.....	26
2. 5. 2. 1 Signes directs.....	26
2. 5. 2. 2 Signes indirects.....	28
2. 6 Quantification des sténoses carotidiennes.....	29
2. 6. 1 Critères morphologiques.....	29
2. 6. 2 Critères hémodynamiques	31
2. 7 Conclusion.....	33

Chapitre III

Matériels et logiciel d'acquisition des signaux Doppler

3. 1 Introduction.....	35
3. 2 Description du vélocimètre Doppler.....	35
3. 2. 1 Le module Doppler.....	35
3. 2. 2 Les sondes.....	37
3. 3 Logiciel d'acquisition.....	38
3. 3. 1 La carte son.....	38
3. 3. 2 Principe d'acquisition.....	39
3. 3. 3 Présentation et affichage des signaux acquis.....	40
3. 4 Acquisition des signaux Doppler sur des cas réels.....	43
3. 5 Conclusion.....	44

Chapitre IV

Représentation temps fréquence des signaux Doppler de l'artère carotide

4. 1 Introduction.....	47
4. 2 Transformer de Fourier à court terme (STFT).....	49
4. 2. 1 Principe.....	49
4. 2. 2 La discrétisation du spectrogramme.....	50
4. 2. 3 Application.....	50

4. 2. 3. 1 Choix de la durée de la fenêtre.....	50
4. 2. 3. 2 Choix du type de fenêtre.....	51
4. 3 La distribution de Wigner – Wille (DWV).....	55
4. 3. 1 Principe.....	55
4. 3. 2 Propriétés.....	56
4. 3. 3 La discrétisation de la DWV.....	57
4. 3. 4 Problèmes d'interférences.....	58
4. 3. 5 Application.....	58
4. 3. 6 Lissage séparable.....	60
4. 3. 6. 1 Application.....	60
4. 3. 7 Lissage non séparable.....	61
4. 3. 7. 1 Application.....	62
4. 4 Conclusion.....	63

Chapitre V

Quantification de degré des sténoses carotidiennes

5. 1 Introduction.....	65
5. 2 Détection des enveloppes fréquentielles.....	66
5. 3 Lissage des enveloppes fréquentielles.....	70
5. 4 Détermination des pics systoliques et élimination des pics non systoliques.....	74
5. 5 Détermination du SBI.....	77
5. 6 Conclusion.....	77

Chapitre VI

Résultats et discussion

6. 1 Introduction.....	80
6. 2 Calcul du SBI pour des cas normaux (degré de sténose = 0%).....	82
6. 3 Calcul du SBI pour des cas pathologiques.....	83
6. 4 Relation entre SBI et degré de sténose mesuré en surface.....	91
6. 5 Conclusion.....	92

Conclusion générale.....	95
Annexe 1.....	98
Annexe 2.....	99
Bibliographie.....	101

Résumé

Par la réflexion des ultrasons sur les globules rouges en mouvement, il est possible de mesurer leur vitesse et de mettre en évidence d'éventuels rétrécissements des vaisseaux.

Dans ce but, des signaux Doppler de l'artère carotide primitive de 18 sujets ont été traités afin de déterminer leur degré de sténose. La quantification de ces sténoses est faite à partir des sonogrammes calculés par la transformée de Fourier à court terme (STFT) et la distribution de Wigner Ville (DWV) en quantifiant la dispersion des fréquences Doppler induite par la présence des sténoses par un index connu par l'index d'élargissement spectral (SBI).

Le SBI a été calculé en exploitant les enveloppes fréquentielle maximales et moyennes extraites à partir des sonogrammes obtenus par la STFT et la DWV.

Les valeurs du SBI calculées à partir de la DWV sont plus grandes que celles calculées par la STFT. Aussi, il y a une relation entre le SBI et le degré de sténose mesuré par échographie.

Abstract

By the reflection of the ultrasounds on the moving red blood cells, it is possible to measure their velocity and to detect the presence of stenosis.

To this end, Doppler signals from primitive carotid artery of 18 subjects were processed in order to determine their degree of stenosis. The quantification of these stenosis is made starting from the sonograms calculated by short time Fourier transform (STFT) and the Wigner Ville distribution (WVD) by quantifying the dispersion of the Doppler frequencies induced by the presence of the stenosis by an index known by the spectral broadening index SBI.

The SBI was calculated using the maximum and the mean frequency envelopes extracted from the sonogram obtained by the STFT and the WVD.

The magnitude of the SBI calculated starting from the WVD is greater than those calculated by the STFT. In addition, there is a relation between the SBI and the degree of stenosis measured by echography.

ملخص

بواسطة انعكاس الموجات الفوق الصوتية على الكريات الحمراء المتحركة يمكننا قياس هذه السرعة من اجل تحديد ما إذا كان هناك تضيق شرياني.

من اجل هذا فقد تم تحميل 18 اشارة دوبلر ليتم دراستها و تحليلها من اجل تحديد درجة التضيق الشرياني.

ان تكميم درجة التضيق الشرياني تم بواسطة التمثيل البياني المتحصل عليه عن طريق تحويله فورييه ذات المدى القصير و تحويله فينر فيل و ذلك بتكميم انتشار التواترات الناتج عن وجود تضيق شرياني بواسطة معامل التوسع الطيفي.

بعد حساب هذا المعامل باستعمال التواترات القصوى و المتوسطة استنتجنا ان هناك علاقة وثيقة بين هذا المعامل و درجة التضيق الشرياني.

Introduction générale

Depuis quelques années, la surveillance de pathologies vasculaires suscite un intérêt grandissant en raison notamment du nombre important d'accidents vasculaires cérébraux recensés.

La sténose carotidienne est considérée comme responsable d'environ 20 % des accidents vasculaires cérébraux ischémiques. Elle est le résultat d'un processus où la lumière du vaisseau rétrécit en raison d'un épaissement pathologique de la paroi.

La quantification de degré de sévérité de ces sténoses est fondamental pour prendre en charge un patient vasculaire. De nombreuses méthodes ont été proposées pour la détermination du degré de sténose carotidienne mais, actuellement, les techniques d'echo-Doppler : l'échographie mode B, le Doppler couleur, le Doppler puissance sont pratiquement les seules à être utilisées en raison de leur haut niveau de validité. Toutefois, c'est un équipement lourd et cher.

Cependant d'autres dispositifs ou encore petit appareillage sont souvent utilisés pour étudier la vitesse du sang par effet Doppler tel que le Doppler continu et le Doppler pulsé. Ils sont non coûteux et permettent une bonne évaluation des vitesses au niveau des vaisseaux.

Le BIDI 1 est un vélocimètre à émission continue qui va être utilisé comme plateforme pratique pour l'acquisition des signaux Doppler en vue d'évaluer le degré de sévérité des sténoses au niveau des artères.

Ainsi l'objectif de ce travail comporte plusieurs volets :

- **L'acquisition** des signaux Doppler ultrasonore des artères carotides sur des cas réels qui présentent des sténoses.
- **L'analyse et le traitement** de ces signaux : puisque les fréquences Doppler traduisent la variation de la vitesse sanguine en fonction du temps, il est

nécessaire de chercher la méthode qui nous assure la meilleure représentation temps–fréquence que l'on appelle sonogramme.

- **La quantification** des sténoses carotidiennes à partir des sonogrammes obtenus en quantifiant la dispersion des fréquences Doppler induite par la présence des sténoses par un index connu par l'index d'élargissement spectral SBI en vue d'établir une relation entre cet index et le degré des sténoses carotidiennes.

Avant de nous lancer dans la réalisation de ces étapes pour atteindre cet objectif, il nous semble indispensable de consacrer un premier chapitre à quelques rappels sur les ultrasons, l'effet Doppler et les transducteurs ultrasonores.

Le deuxième chapitre est consacré à quelques rappels et généralités sur la carotide, la sténose carotidienne et les différentes méthodes de quantification de degré de sténose carotidienne.

Le troisième chapitre concerne l'acquisition des signaux Doppler et le descriptif du matériel utilisé pendant les séances d'enregistrements en milieu clinique.

Le quatrième chapitre aborde les différentes méthodes d'analyse et de traitement des signaux Doppler (transformé de Fourier à court terme, la distribution de Wigner Ville et ses versions).

Le cinquième chapitre concerne la représentation de la méthode utilisée pour le calcul de l'index d'élargissement spectral à partir des sonogrammes générés par les différentes méthodes d'analyse temps fréquence.

Le sixième et le dernier chapitre propose tous les résultats obtenus sur les deux groupes de patient (pathologique et normal) avec l'analyse et l'interprétation de ces résultats.

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

1

Les ultrasons et l'effet Doppler

1.1 Introduction

Le rôle de l'appareil circulatoire est le transport du sang d'un secteur de l'organisme à l'autre. L'étude de la physiologie artérielle repose sur l'évaluation de nombreux paramètres. Parmi ces paramètres les vitesses d'écoulement du sang.

Les méthodes les plus utilisées pour l'étude de la vélocimétrie sanguine sont les méthodes de mesure par effet Doppler ultrasonore. Par la réflexion des ultrasons sur les globules en mouvement, il est possible de mesurer leur vitesse et de mettre en évidence d'éventuels rétrécissements des vaisseaux (thromboses, sténose) : La vitesse augmente quand le vaisseau se rétrécit.

Dans le présent chapitre on s'intéresse à représenter le principe des ultrasons et de l'effet Doppler ainsi que le principe des transducteurs utilisés pour la détection des différents signaux Doppler.

1.2 Les ultrasons

Les ultrasons sont des ondes mécaniques dont la fréquence est supérieure à 20000 Hz. Les fréquences peuvent atteindre des valeurs élevées, jusqu'au gigahertz [2].

Ces ondes sont de plus en plus utilisées en médecine à des fins diagnostiques, Thérapeutiques ou comme outil en chirurgie et en odontologie. Les fréquences habituellement utilisées pour les applications médicales sont de l'ordre de un à vingt mégahertz [19].

1. 2. 1 Généralités

Une onde ultrasonore est une onde sonore ou onde acoustique, c'est-à-dire un mode de propagation de l'énergie dans un milieu matériel sans transport de matière.

L'onde ultrasonore est une onde de pression se propageant dans un milieu élastique : variation de pression qui se déplace [2]. Il s'agit de la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel : ce déplacement ne peut se faire dans le vide. Le milieu de propagation de l'onde ultrasonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions et ses particules constitutives sont alors animées d'un mouvement de va-et-vient dans l'axe de déplacement des ultrasons, de type sinusoïdal.

Plusieurs paramètres sont nécessaires pour caractériser une onde ultrasonore :

- **Impédance acoustique**

Le comportement d'un milieu matériel vis-à-vis des ultrasons est exprimé par une constante appelée impédance acoustique Z [19]. L'impédance acoustique dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu, c'est-à-dire de son aptitude à reprendre sa forme originale après déformation.

$$z = \sqrt{\frac{\rho}{\chi}} \quad (1-1)$$

Avec :

χ = compressibilité du milieu.

ρ = masse volumique.

Elle traduit la plus ou moins grande aptitude d'un milieu donné à la pénétration des ultrasons et s'exprime en $\text{kg/m}^2/\text{s}$. Elle est faible pour l'air et très élevée pour l'os.

- **Célérité**

La célérité C exprimée en m/s d'une onde ultrasonore est la vitesse de propagation de cette onde dans le milieu : elle dépend uniquement du milieu [19].

$$C = \frac{Z}{\rho} \quad (1-2)$$

Avec :

Z = impédance acoustique.

ρ = masse volumique.

- **Fréquence et longueur d'onde**

Les ultrasons ont une fréquence supérieure à 20 KHz [2]. La distance séparant à un instant donné deux points du trajet de l'onde où la pression est la même correspond à la longueur d'onde λ . Dans un milieu donné, elle est reliée à la fréquence par la formule :

$$\lambda = \frac{C}{f} \quad (1-3)$$

Avec :

C = célérité.

f = fréquence.

- **Pression et intensité**

En chaque point, la pression acoustique P varie selon la fréquence de l'onde ultrasonore. L'énergie délivrée au tissu dépend de ces variations de pression qui soumettent les particules du milieu à des mouvements vibratoires [19].

On appelle intensité ultrasonore I l'énergie qui traverse perpendiculairement l'unité de surface pendant l'unité de temps [19]. Elle est reliée à la pression acoustique par la formule :

$$I = \frac{P^2}{2\rho C} \quad (1-4)$$

Avec :

P = pression acoustique

ρ = masse volumique

C = célérité

Elle s'exprime en W/cm^2 alors que Les différences d'intensité s'expriment en décibels; c'est à dire que si deux ondes ultrasonores ont des intensités I_1 et I_2 , on dit que la différence de leurs niveaux d'intensité est de D décibels avec $D = 10 \log I_2 / I_1$.

1. 2. 2 Interactions des ultrasons et de la matière

Les ondes ultrasonores vont interagir avec la matière qu'elles traversent. Il se produit plusieurs phénomènes qui aboutissent à leur atténuation.

- **Atténuation**

En se propageant dans un milieu biologique, l'onde ultrasonore voit son énergie diminuer progressivement le long de sa trajectoire. Cette atténuation du faisceau ultrasonore est liée aux phénomènes d'absorption, de réflexion et de diffusion. Elle est quantifiée au travers du coefficient d'atténuation (exprimé en dB) qui est grossièrement proportionnel au carré de la fréquence de l'onde et à l'épaisseur du milieu traversé [2]. Cela rend compte de la plus grande atténuation des ondes de hautes fréquences qui sont ainsi destinées à l'étude de structures superficielles.

- **Réflexion :**

Lorsqu'un faisceau ultrasonore rencontre une interface formée par deux milieux possédant des propriétés acoustiques différentes, une partie de l'onde incidente est réfléchi, alors que l'autre partie est transmise [14]. Les phénomènes de réflexion sont d'autant plus importants qu'il existe de grandes différences d'impédance entre les milieux traversés.

En pratique, l'image échographique est produite à partir de la fraction réfléchi de l'onde ultrasonore et la brillance de chaque point de l'image traduit l'existence de différences d'impédance au sein des milieux traversés

- **Diffusion :**

Ce phénomène se produit lorsqu'une onde ultrasonore rencontre une interface acoustique possédant des dimensions très petites devant celles de la longueur d'onde du faisceau [14]. Elle constitue un phénomène prépondérant d'interaction des ultrasons

avec une colonne sanguine. En effet, les hématies possèdent de faibles dimensions (7 μm) par rapport aux longueurs d'onde utilisées (1500 à 150 μm entre 3 et 10 MHz) [2].

En vélocimétrie sanguine, l'effet Doppler est observé à partir de la fraction de l'onde ultrasonore qui est rétro diffusée vers la sonde.

1.3 L'effet Doppler

L'effet Doppler a été découvert pour la première fois en 1842 par un physicien Autrichien Christian Doppler. IL consiste dans la variation entre la fréquence d'une onde émise et la fréquence de l'onde reçue lorsque l'émetteur et le récepteur se déplacent l'un par rapport à l'autre [9].

En échographie, lorsqu'un écho provient d'une cible mobile, sa fréquence a varié par rapport à l'onde qui avait été émise, ce décalage est l'effet Doppler.

1.3.1 Principe

Lorsqu'un faisceau ultrasonore (figure 1.1), émis par une source, traverse des tissus biologiques, il rencontre un certain nombre de cibles, ou interfaces fixes. La fréquence réfléchi par ces cibles fixes est identique à la fréquence émise : on dit qu'il n'y a pas de différence entre la fréquence d'émission F_e et la fréquence de réception F_r .

Si la cible se déplace, comme les globules rouges du sang circulant, le faisceau subit un phénomène de diffusion et la fraction rétro diffusée vers la sonde est enregistrée par celle-ci. Il se produit donc une modification de la fréquence du faisceau réfléchi [11], [14] :

$$F_r = F_e + \Delta F \quad (1-5)$$

La différence de fréquence ΔF est positive si la cible se rapproche de la source et négative si elle s'éloigne. ΔF est appelé la fréquence Doppler. En exploration vasculaire, la valeur de ΔF se situe entre 50 Hz et 20 KHz ce qui, par chance, correspond à une gamme de fréquences perceptible par l'oreille humaine [2].

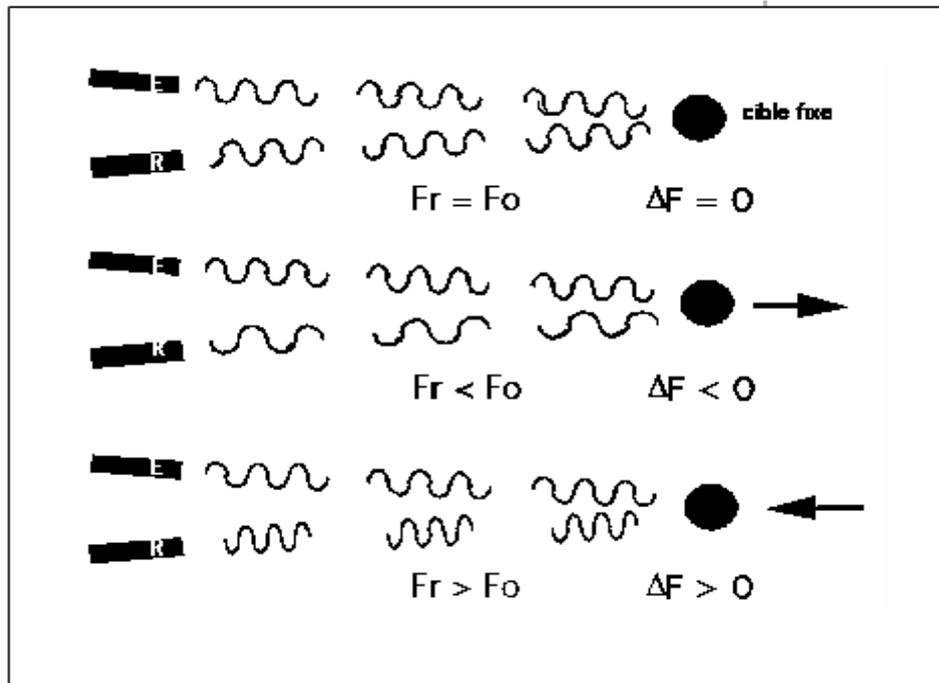


Figure 1-1 : Principe de l'effet Doppler

Si la cible est mobile dans l'axe du faisceau ultrasonore :

$$\Delta F = 2V \cdot F_e / C \quad (1-6)$$

Avec :

V : vitesse de déplacement de la cible.

C : vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus biologiques (constante = 1540 m/s).

Si la cible est mobile dans un axe différent, la vitesse mesurée est une vitesse relative v , égale à la projection orthogonale du vecteur vitesse V sur l'axe du faisceau d'ultrasons, sachant que

$$v = V \cdot \cos \theta \quad (1-7)$$

θ est l'angle entre l'axe du faisceau et l'axe du déplacement de la cible ou angle Doppler.

La valeur de la fréquence Doppler devient alors :

$$\Delta F = 2V \cdot F_e \cdot \cos \theta / C \quad (1-8)$$

Donc, l'augmentation de l'angle Doppler s'accompagne d'une diminution de la fréquence Doppler (la valeur de $\cos\theta$ se rapprochant de zéro) qui s'annule totalement lorsque l'angle atteint 90^0 . Le calcul de la vitesse circulatoire nécessite donc la connaissance de l'angle Doppler. Pour calculer cette vitesse, la formule devient :

$$V = \Delta F.C / 2F_e. \cos \theta \quad (1-9)$$

L'appareillage restitue donc le déplacement de la cible en terme de décalage de fréquence ΔF . Ce décalage étant fonction de $V \cos \theta$, il varie, pour une même vitesse de déplacement, selon la valeur de θ . L'extrapolation à la vitesse circulatoire (exprimée en cm/s) impose que l'angle Doppler soit connu et que sa valeur ait été fournie à l'appareillage par l'opérateur.

1. 3. 2 Contenu spectral de l'écho Doppler

Lors de leur propagation dans les tissus, les ondes ultrasonores rencontrent différentes structures pouvant être très échogènes en comparaison des globules du sang. De plus, certaines d'entre elles sont mobiles, comme les parois vasculaires.

Le spectre du signal d'écho reçu au transducteur est par conséquent formé de composantes stationnaires et quasi-stationnaires de basse fréquence et de grande amplitude [14], ainsi que de composantes de plus haute fréquence qui proviennent de la rétro diffusion des ondes par les globules rouges et qui ont une faible amplitude (figure 1-2).

La différence d'amplitude entre les différentes composantes est de l'ordre de 20 à 60 dB. Lors de leur mouvement, les parois vasculaires engendrent un effet Doppler similaire à celui issu des globules du sang.

Cette contribution perturbe la mesure des vitesses et doit être éliminée. Les composantes stationnaires et quasi-stationnaires de grande amplitude sont éliminées par un filtre passe-haut.

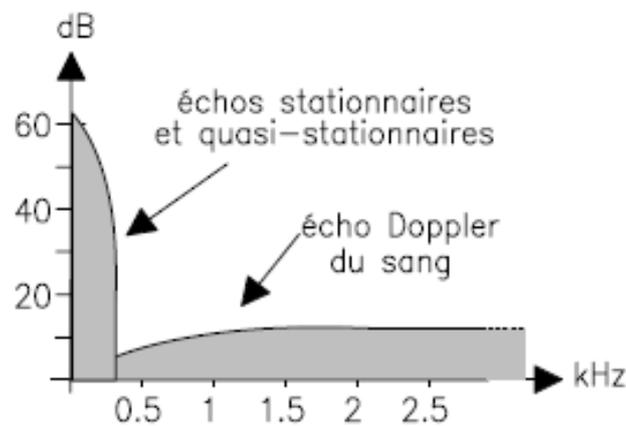


Figure 1-2 : Différence d'amplitude entre les échos stationnaires et ceux
Issus du sang.

Malheureusement, ce filtre supprime aussi les fréquences des signaux Doppler issus des globules se déplaçant à faible vitesse. Son effet est surtout sensible lors de la mesure de flux diastoliques et de flux veineux. Dans la plupart des vélocimètres ultrasonores, la fréquence de coupure de ce filtre est réglable, de façon à s'adapter à l'écoulement analysé. Elle varie entre 100 et 2000 Hz [9].

1. 3. 3 Différents systèmes Doppler

Actuellement, deux grandes familles de systèmes de mesure de vitesse sanguine sont utilisées dans les appareils du commerce : le Doppler continu et le Doppler pulsé.

1. 3. 3. 1 Le Doppler continu

Dans un Doppler continu (figure 1.3), il existe deux cristaux au niveau du même capteur : l'un qui émet un faisceau d'ultrasons de façon continue et l'autre qui réceptionne le signal réfléchi, aussi de façon continue [9]. L'appareillage effectue la comparaison des deux fréquences F_e et F_r au niveau d'un démodulateur pour en extraire, en continu, la fréquence Doppler.

Les fréquences ultrasonores basses (4 à 5 MHz) sont bien adaptées à l'analyse des écoulements des vaisseaux profonds et à l'analyse des fortes vitesses d'éjection notamment pour des examens cardiaques. Pour les vaisseaux superficiels (vitesse faible et faible profondeur) les fréquences élevées (8 à 20MHz) sont mieux adaptées [2].

Les avantages du Doppler continu sont :

- L'absence de limitation pour la détection des vitesses élevées constitue l'intérêt majeur du Doppler continu. Il est donc particulièrement utile pour l'évaluation des vitesses maximales des sténoses (carotide, artère rénales...).
- L'excellente qualité des spectres fournis par cette technique est liée à la réception continue du signal.
- Grande sensibilité pour la détection des flux lents.
- Nécessite une faible puissance acoustique.

Il a cependant des limites :

- L'absence de résolution spatiale puisque le signal reçu est indépendant de la profondeur et la fréquence Doppler mesurée est la résultante des fréquences Doppler extraites du signal, moyenne des signaux venant de l'ensemble des vaisseaux traversés.

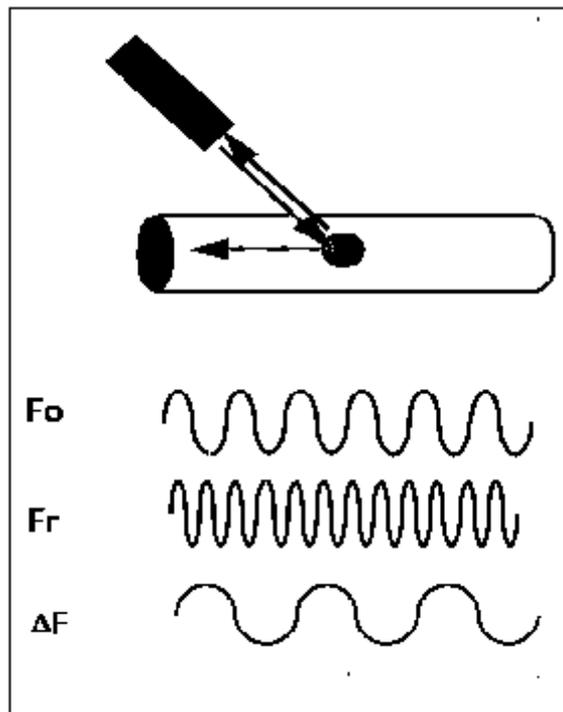


Figure 1-3 : Principe du Doppler continue

1. 3. 3. 2 Le Doppler pulsé

Le système de Doppler pulsé est caractérisé comme illustré à la figure 1.4 par une sonde à cristal unique qui alternativement émet un faisceau d'ultrasons et reçoit le faisceau réfléchi [9], [14]. Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition, encore appelée PRF (Pulse Repetition Frequency). Entre ces deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte que l'on peut appeler la "fenêtre d'écoute". Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la "fenêtre d'écoute" détermine la profondeur sélectionnée d'analyse du signal Doppler (c'est la profondeur du volume d'échantillonnage). Le temps d'analyse du signal réfléchi, c'est-à-dire la largeur de la "fenêtre d'écoute", détermine la taille du volume d'échantillonnage.

La PRF détermine la profondeur du champ d'exploration : pour explorer des champs profonds cette PRF doit être basse; pour explorer des champs superficiels on peut l'augmenter. Cette PRF détermine également la sensibilité aux flux : une sensibilité aux flux lents nécessite une PRF basse (environ 700 à 800 Hz pour les flux veineux et les petits flux parenchymateux). Avec une telle PRF basse, les flux artériels rapides seront également détectés mais ils ne pourront pas être quantifiés à cause d'un phénomène d'ambiguïté fréquentielle; l'étude de ces flux rapides nécessite au contraire une PRF élevée (de l'ordre de 2 à 4 kHz) [2].

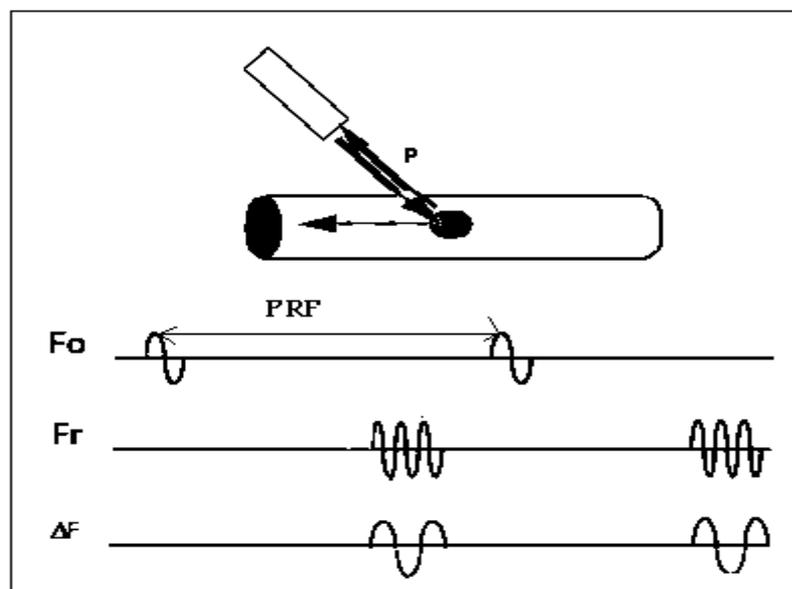


Figure 1-4 : Principe du Doppler pulsé

1.4 Analyse du signal Doppler

Différentes méthodes de représentation du signal Doppler ont été proposées afin de fournir un support simple à l'interprétation des tracés Doppler et pour permettre une analyse quantitative des principaux paramètres vélocimétriques.

1.4.1 Le signal sonore

L'analyse auditive du signal Doppler permet de reconnaître les principales modifications vélocimétriques rencontrées en pathologie.

Les sons aigus (fréquences Doppler élevées) reflètent l'existence de flux rapides alors que les sons graves (fréquences Doppler basses) traduisent la présence de flux lents [2]. Cependant, cette analyse reste qualitative et nécessite une certaine formation de l'oreille.

1.4.2 Fréquence moyenne

Elle peut être représentée graphiquement comme illustre la figure 1.5 en utilisant une technique qui compte le nombre de fois où le signal recueilli par la sonde croise la ligne des zéros par unité de temps [12]. Ce procédé fournit une représentation graphique de la moyenne des fréquences du signal Doppler. Les tracés obtenus à l'aide de cette méthode ne restituent donc pas les vitesses maximales et les turbulences induites par les sténoses artérielles.

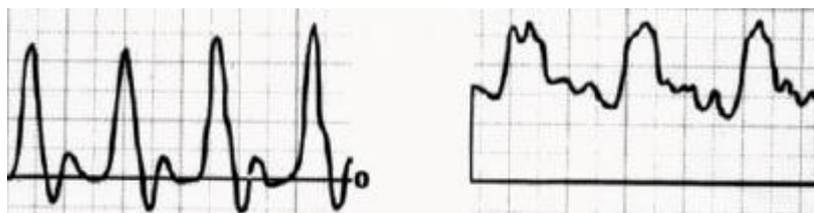


Figure 1-5 : Fréquence moyenne du signal Doppler

1.4.3 Spectre de fréquence

En générale, il est obtenu en appliquant une transformation de Fourier du signal Doppler recueilli par la sonde. Appliquée en temps réel, cette fonction mathématique permet de représenter les fréquences élémentaires contenues dans le signal Doppler [12].

Le spectre de fréquences représenté sur la figure 1.6 se présente donc comme un ensemble de lignes verticales juxtaposées. L'axe horizontal correspond à l'échelle du temps et l'axe vertical à l'échelle des fréquences. Sur chaque ligne verticale, apparaît la répartition des fréquences dans le vaisseau à un instant donné avec, pour chaque point, une brillance qui correspond à l'énergie et augmente avec la densité de globules à l'origine de cette valeur de fréquence.

Ce spectre représente donc les variations temporelles des fréquences présentes à l'intérieur du volume d'échantillonnage considéré. Il permet donc de détecter la présence du flux et sa direction et de caractériser le profil de l'écoulement.

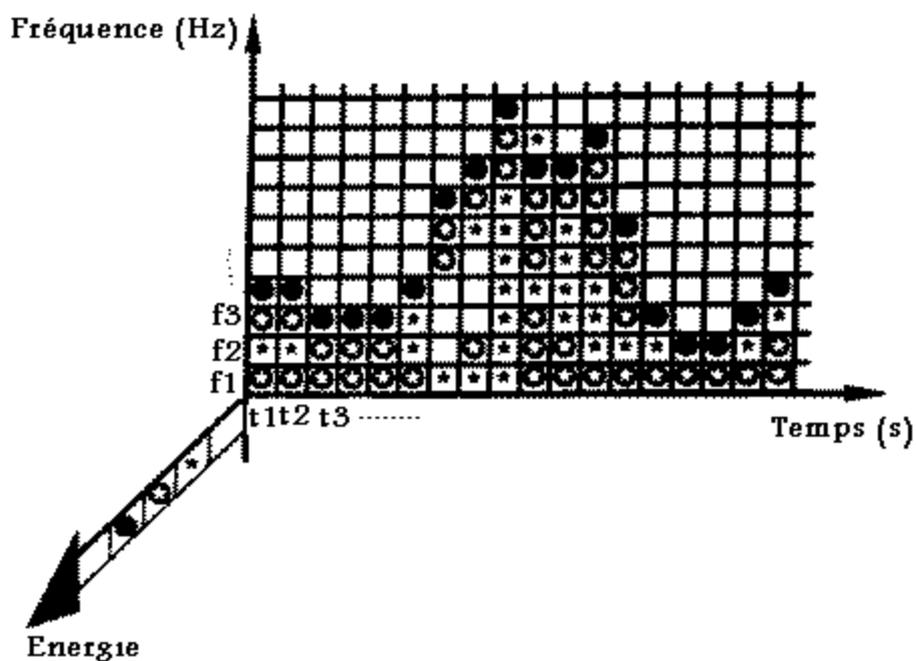


Figure 1-6 : Spectre des fréquences Doppler

1.5 Technologie des transducteurs

Le principal matériau utilisé pour la réalisation de transducteurs ultrasonores est la céramique piézo-électrique. Un autre matériau, le polyvinylidène fluorure (PVDF), qui est un polymère, présente également de bonnes propriétés piézo-électriques, et possède l'avantage d'être flexible et d'avoir une impédance acoustique plus petite que celle des céramiques. Son efficacité est par contre inférieure.

L'apparition de matériaux composites a permis la réalisation de transducteurs ultrasonores qui ont une efficacité comparable à celle des céramiques et possèdent une faible impédance acoustique. Ils offrent un meilleur couplage entre le transducteur et les tissus, La figure 1.7 illustre l'allure typique d'un transducteur ultrasonore [14].

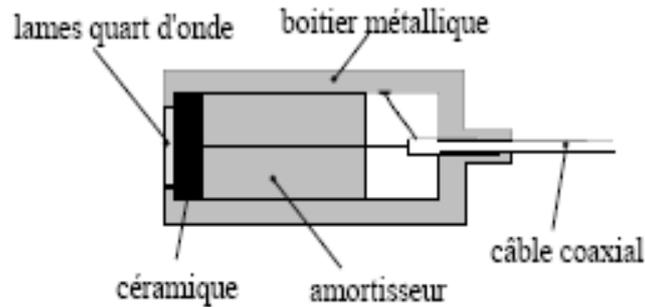


Figure 1-7 : Coupe typique d'un transducteur ultrasonore

Le transfert d'énergie acoustique de la céramique (milieu 1) dans les tissus (milieu 2) est déterminé par les impédances caractéristiques z_1 et z_2 de ces deux milieux.

L'adjonction d'une ou plusieurs couches (milieu 3) entre les deux milieux permet un transfert optimal de l'énergie issue du milieu 1 dans le milieu 2, si l'impédance caractéristique de cette couche est :

$$z_3 = \sqrt{z_1 z_2} \quad (1-10)$$

Et son épaisseur :

$$e_3 = (2n - 1) \frac{\lambda_3}{4} \quad (1-11)$$

Où n est un nombre entier et λ_3 la longueur d'onde dans la couche. Cette couche additionnelle d'adaptation d'impédance, appelée lame quart d'onde, est présente dans la plupart des transducteurs.

La partie arrière du transducteur (appelée amortisseur ou backing) peut se comporter comme un amortisseur plus ou moins efficace selon ses propriétés acoustiques. Le choix du matériau qui la constitue détermine la forme des impulsions

ultrasonores pouvant être émises par le transducteur. Pour un matériau très amortissant, la majeure partie de l'énergie qui y pénètre est dissipée, favorisant de la sorte la création d'impulsions courtes. Au contraire, pour un matériau peu amortissant, l'énergie atteignant la face arrière du transducteur est renvoyée vers la face avant et accroît l'énergie transmise dans les tissus.

Le transfert d'énergie électrique du générateur à la sonde est fonction de leur impédance électrique respective. Une adaptation de l'impédance électrique de la sonde à celle du générateur à l'aide d'éléments passifs, comme illustré à la figure 1.8, permet d'optimiser le transfert d'énergie.

La composante réactive X_s de l'impédance de la sonde $z_s=r_s+jX_s$ est annulée par une inductance de valeur $L=X_s/\omega$. Un transformateur d'impédance assure l'égalité entre l'impédance du générateur et celle, corrigée, de la sonde [9], [14].

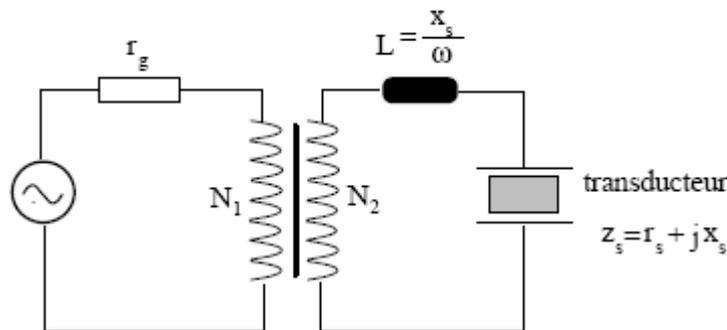


Figure 1-8 : Circuit adaptant l'impédance électrique de la sonde à celle du Générateur

1.6 Conclusion

Les techniques ultrasonores à application médicale continuent d'évoluer très rapidement dans le domaine diagnostique et du guidage thérapeutique.

Dans cette partie on a décrit brièvement le principe des ultrasons et de l'effet Doppler ainsi que les techniques de mesure Doppler ou il a été illustré que le dispositif, le plus utilisé, pour l'étude vélocimétrique par effet doppler des artères carotides est le vélocimètre à émission continue. Elle sera détaillée dans le troisième chapitre.

Cette étude descriptive a permis de faire un rappel sur les principes avec lesquels un appareil Doppler permet de détecter l'évolution de la fréquence Doppler en fonction du temps. En effet, à travers la relation fondamentale de l'effet Doppler et qui fait apparaître que la fréquence Doppler est proportionnelle à la vitesse, à la fréquence d'émission et au cosinus de l'angle de tir, il est déduit que la mesure directe de la fréquence Doppler correspond donc au mélange de trois termes et n'est donc qu'un reflet indirect des vitesses circulatoires. C'est en fait ce signal qui sera analysé en vue d'apprécier le degré des sténoses pouvant obstruer un vaisseau sanguin.

2

La carotide et la sténose carotidienne

2.1 Introduction

Le système circulatoire joue un rôle très important dans chaque être vivant. Ce système inclut deux types de circulation : la circulation systémique et la circulation pulmonaire.

La fonction de la circulation pulmonaire est de conduire le sang vers les poumons pour effectuer des échanges de gaz (principalement du O₂ et du CO₂). D'autre part, la circulation systémique délivre l'oxygène et les substances vitales à tous les tissus du corps et récupère le CO₂ et d'autres substances rejetées, produites par les tissus.

Chacune des deux circulations est composée d'artères, de veines et de capillaires. Les artères, sont les principaux conduits de la circulation systémique. Elles assurent le transport du sang et de l'oxygène vers tous les tissus (cœur, rein, cerveau...) du corps humain.

Comme pour les autres tissus, l'oxygène est indispensable à notre cerveau. Parmi les artères qui irriguent le cerveau est l'artère carotide et parmi les principales maladies de cette artère est l'athérosclérose. Essentiellement, c'est une affection de la paroi artérielle qui résulte dans la plupart des cas en sténose. La quantification de ces sténose est indispensable pour prendre en charge un patient vasculaire.

Dans ce chapitre, une description succincte respectivement de l'anatomie de l'artère carotide, de la sténose carotidienne ainsi que des méthodes d'évaluation de degré de sténose carotidienne est fait.

2.2 Anatomie de l'artère carotide

L'artère carotide primitive (figure 2.1) est la principale artère qui irrigue la tête. Elle a un diamètre de 6 mm à 8 mm et est la plus volumineuse artère du cou. A droite, elle naît à la base du cou, de la bifurcation du tronc brachio-céphalique. A gauche, elle naît directement de la crosse de l'aorte. Sa longueur moyenne est de 12 cm, jusqu'à sa bifurcation en deux branches : carotide externe et interne [15].

- La carotide interne irrigue la majeure partie des tissus de la tête.
- La carotide externe irrigue, par ses branches artérielles, le cou et le visage.

Le segment comprenant la terminaison de la carotide primitive et l'origine de la carotide interne et de la carotide externe s'appelle la bifurcation carotidienne.

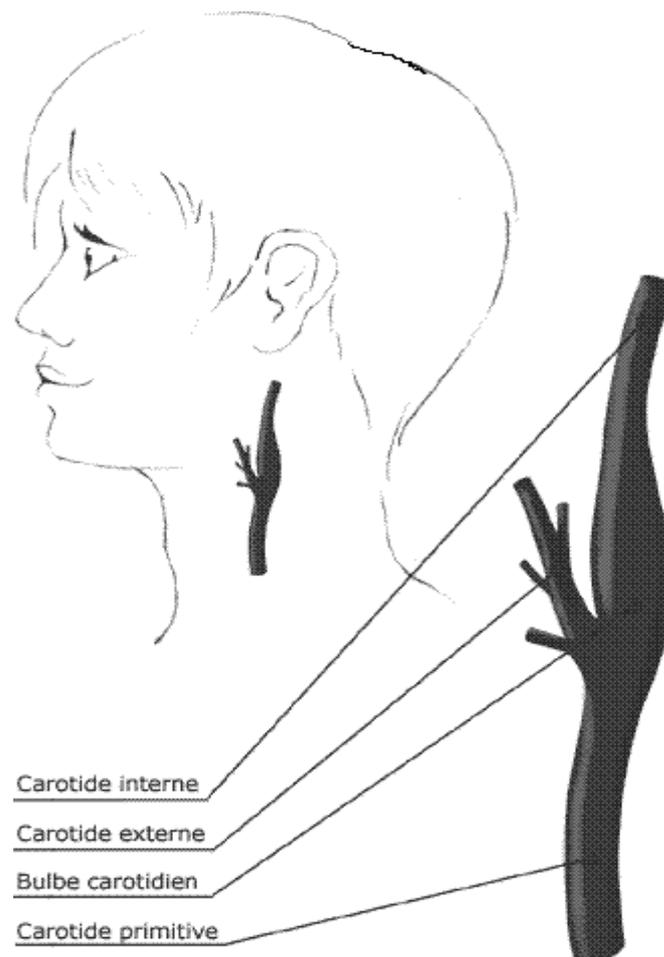


Figure 2-1 : Anatomie de la carotide

2.3 Composition de la paroi artérielle

La paroi artérielle se compose comme illustre la figure 2.2 de diverses couches concentriques distribuées autour de la cavité endoluminale s'étendant vers les frontières de l'artère. Ces couches sont : l'intima avec son bord élastique interne, la média et son bord élastique externe et l'adventice [13], [15].

- **Intima** : couche interne de la paroi artérielle.
- **Média** : couche principale des artères. Elle forme un milieu de passage bidirectionnel des substances et des cellules.
- **Adventice** : couche externe.

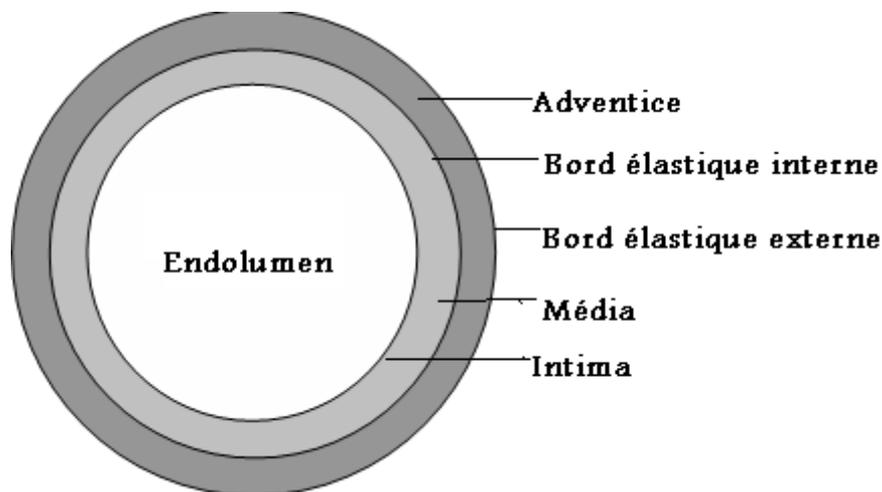


Figure 2-2 : Schéma de la composition de la paroi artérielle

2.4 La sténose carotidienne

Notre sang transporte plusieurs types de particules. L'une d'entre elle, nommé cholestérol (plaque graisseuse) peut se déposer sur les parois des artères et provoquer une calcification du vaisseau en formant une plaque d'athérome qui est une affection de la paroi artérielle qui résulte dans la plupart des cas en sténose [15].

Une sténose est le résultat d'un processus où la lumière du vaisseau rétrécit en raison d'un épaissement pathologique de la paroi.

Une sténose cause des changements dans la forme du vaisseau (figure 2.3), ces changements peuvent impliquer des complications telles que des perturbations de l'écoulement sanguin. D'une manière générale, ces perturbations causent une diminution de la perfusion (irrigation sanguine) des organes irrigués par l'artère malade [13].

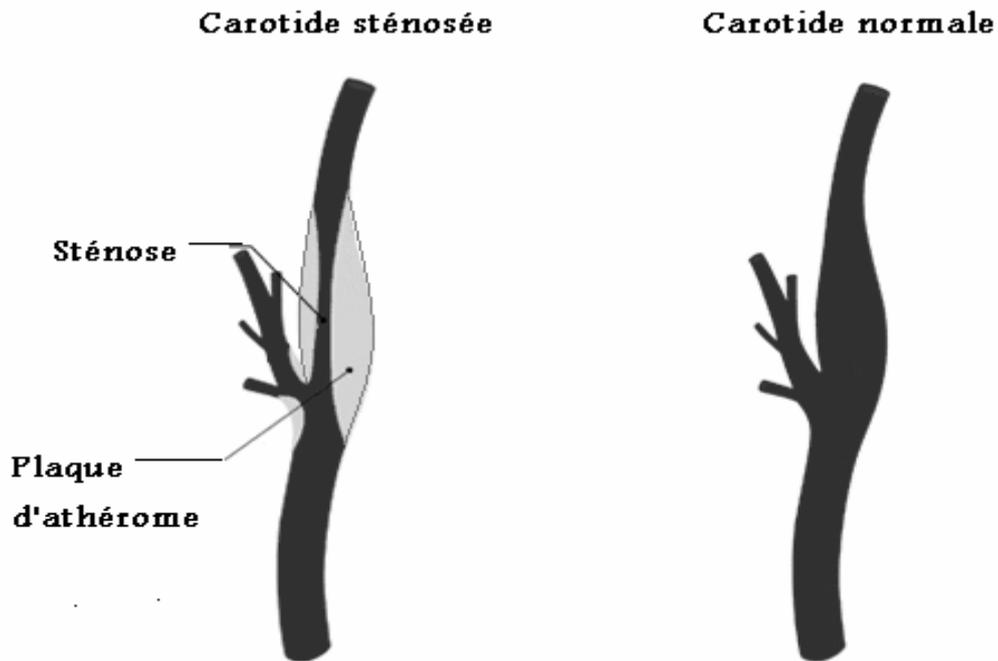


Figure 2-3 : Sténose carotidienne due à une plaque d'athérome

2.5 l'écoulement du sang dans l'artère carotide

L'écoulement dans les artères se fait selon un mode pulsatif, avec des vitesses le plus souvent moyennes ou élevées (de l'ordre de 80 cm/secondes pour les carotides).

Le type de l'écoulement est essentiellement fonction du niveau des résistances vasculaires d'aval (d'autres paramètres, d'importance moindre, interviennent également). Deux grandes familles d'écoulement peuvent être distinguées :

- Ecoulement à hautes résistances d'aval (artère fémorale).
- Ecoulement à faibles résistances d'aval (artère carotide).

2.5.1 Ecoulement normale

Hors atteinte pathologique, chaque vaisseau présente un tracé caractéristique, appartenant à l'une ou l'autre des deux familles d'écoulement.

L'artère carotide à destination mixtes (cerveau et face) est caractérisée par un écoulement à faible résistance d'aval [19]. Cet écoulement comporte deux phase : la systole et la diastole (voir figure 2.4).

- **La systole** : accélération de la colonne de sang par la contraction ventriculaire [8].
- **La diastole** : L'énergie cinétique emmagasinée par la colonne de sang est suffisante pour générer un flux diastolique positif, les résistances à l'écoulement étant faibles [8].

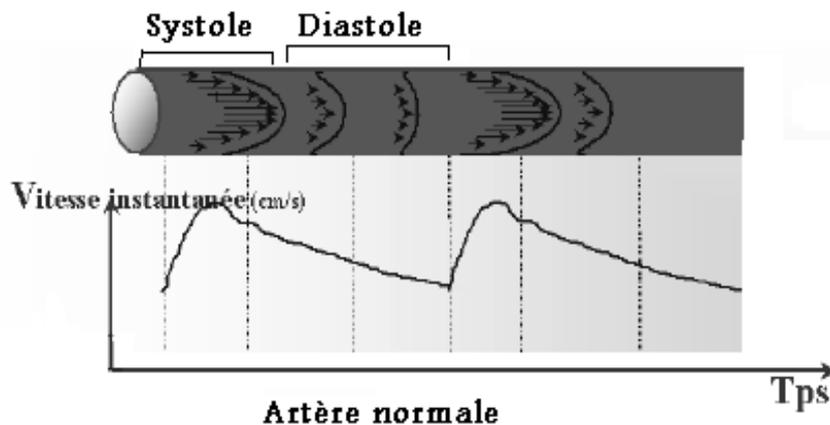


Figure 2-4 : Ecoulement au niveau d'une carotide normale

Comme cela est illustré sur la figure 2.5, chaque partie de la carotide est caractérisée par un tracé spécifique [2].

- **La carotide primitive** : son spectre présente un pic systolique raide et des pentes d'accélération et de décroissance brute avec diastole intermédiaire entre celle de la carotide interne et de la carotide externe.

- **La carotide interne** : irrigue un territoire où les résistances à l'écoulement sont faibles. Son spectre présente un pic systolique à front de monter raide, d'amplitude modérée, avec diminution lente des vitesses et flux diastolique important en fin de diastole.
- **La carotide externe** : irrigue les muscles de la face où les résistances à l'écoulement sont élevées. Son spectre présente un pic systolique élevé et étroit avec diminution marquée du flux diastolique.

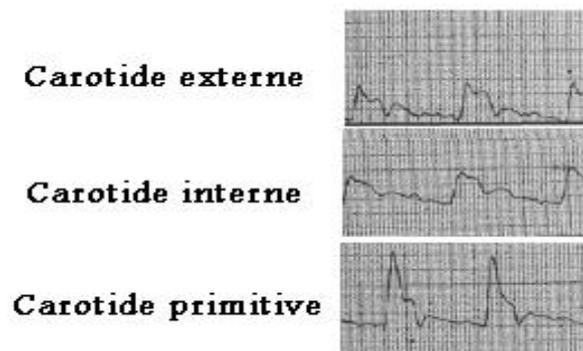


Figure 2-5 : Formes d'écoulements dans les différentes parties de la carotide.

2.5.2 Ecoulement pathologique

La présence des sténoses au niveau des artères modifie les enregistrements de la vitesse, on peut observer des signes directs ou indirects :

2.5.2.1 Signes directs

Les signes directs de sténose dépendent du degré de rétrécissement de la lumière vasculaire mais également de la forme (régularité, caractère centré ou excentré) et de la longueur de la sténose. On observe classiquement :

- **Au site sténose** : une accélération et des turbulences [2].
- **En aval de la sténose** : un élargissement spectrale en rapport avec les turbulences poststénotiques. Les modifications spectrales poststénotiques ont été classées en cinq stades par Arbeille [2] (figure 2.6) :

- ▶ **Stade I** (sténose inférieure à 40 %) : élargissement du spectre dans les hautes fréquences et diminution de la brillance dans la partie supérieure du spectre en systole.
- ▶ **Stade II** (40 à 60 %) : mêmes modifications, plus importantes, portant sur la systole et la diastole.
- ▶ **Stade III** (60 à 75 %) : importante dispersion du spectre systolo-diastolique dans les hautes fréquences.
- ▶ **Stade IV** (75 à 90 %) : importante dispersion du spectre dans les hautes fréquences, accumulation des fortes brillances vers les basses fréquences et fréquences négatives en systole (phénomène tourbillonnaire post-sténotique).
- ▶ **Stade V** (supérieur à 90 %) : très importante dispersion du spectre, forte brillance de part et d'autre de la ligne de base et très faible brillance sur le reste du spectre.

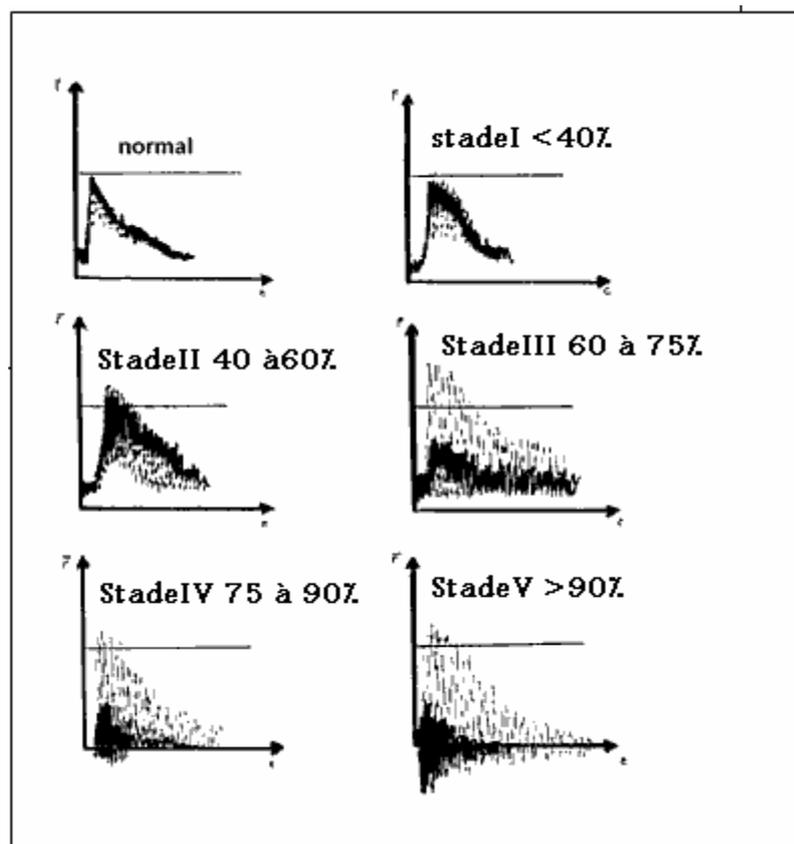


Figure 2-6 : Classification de degré de sténose selon Arbeille

2. 5. 2. 2 Signes indirects

Les signes indirects de sténoses témoignent d'un retentissement hémodynamique de la lésion artérielle. Ils sont spécifiques d'une sténose serrée (supérieur ou égale à 70 %) on observe :

- **En aval** : une vasodilatation avec effondrement des résistances d'aval va s'opposer à la diminution de la pression de perfusion tissulaire. La résistance artérielle va encore diminuer, et le temps d'ascension augmentera [8] (figure 2.7).

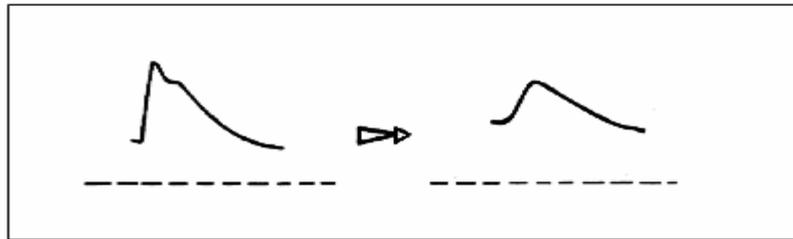


Figure 2-7 : Anomalie observée en aval de la sténose

- **En amont** : une augmentation de résistance artérielle traduit l'existence d'un (ou plusieurs) obstacle hémodynamique en aval sans préjuger de son niveau ou de son type [8](figure 2.8).

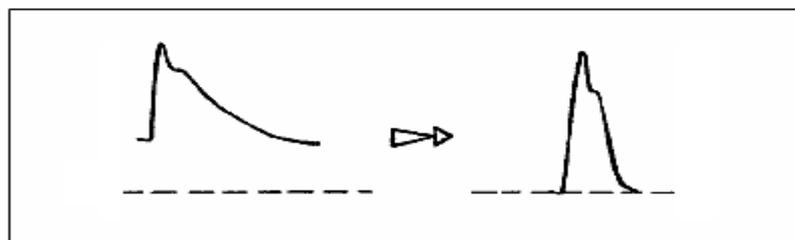


Figure 2-8 : Anomalie observée en amont de la sténose

2. 6 Quantification des sténoses carotidiennes

Plusieurs techniques regroupées sous le terme d'écho-Doppler : l'échographie mode B, le Doppler couleur, le Doppler puissance, le Doppler pulsé et le Doppler continu, sont de grande utilité pour la détermination du degré de sténose carotidienne.

Les critères échographiques sont soit directs, basés sur la mesure de la réduction en surface et/ou en diamètre au niveau de la sténose, soit indirects, basés sur la mesure de la répercussion hémodynamique de la sténose sur le flux sanguin.

2. 6. 1 Critères morphologiques

La quantification morphologique repose sur la mesure directe de degré de la sténose sur une image anatomique donnée par le mode 2D de l'écho-Doppler. Cette mesure se fait soit en surface soit en diamètre.

- **Mesure en surface** : comme cela est illustré sur la figure 2.9 ci-dessous, en coupe transversale, on entoure le contour du vaisseau, puis celui de la plaque d'athérome, et la machine calcule automatiquement le degré de sténose en surface [1].

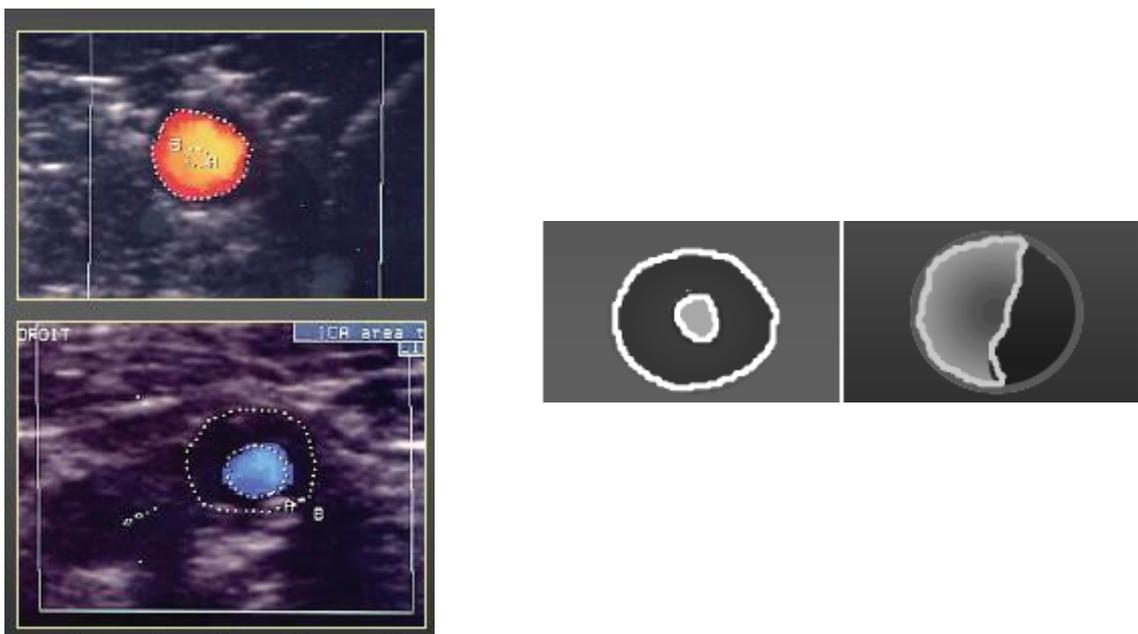


Figure 2-9 : Mesure de degré de sténose en surface

- **Mesure en diamètre** : dans ce cas on se met en coupe longitudinale [1] (figure 2.10).

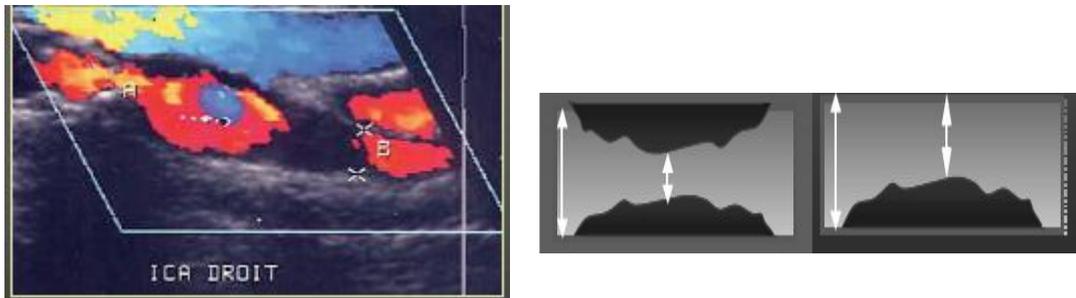


Figure 2-10 : Mesure de degré de sténose en diamètre

- Il existe deux manières totalement différentes de calculer le degré de sténose : l'américaine « NASCET » (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy) et l'europpéenne (European Carotid Surgery Trialists) « ECST » [15]. Comme cela est illustré sur la figure 2.11, on a :

► **NASCET**

$$\text{Degré de sténose} = ((d_{\text{sain}} - d_{\text{malade}})/d_{\text{sain}})*100 \quad (2-1)$$

► **ECST**

$$\text{Degré de sténose} = ((d_{\text{normal}} - d_{\text{malade}})/d_{\text{normal}})*100 \quad (2-2)$$

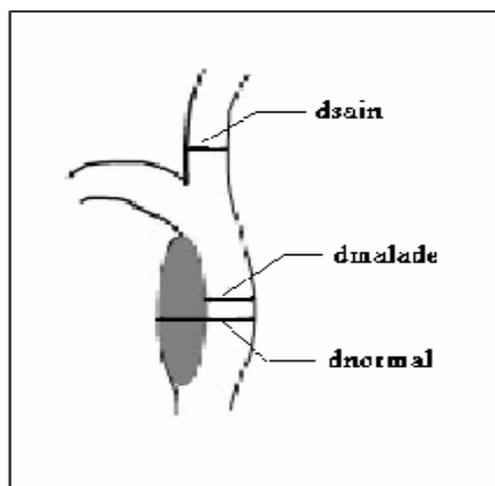


Figure 2-11 : Schéma des mesures utilisées par les critères NASCET et ECST

Chacun des ces critères posent des problèmes différents. Dans le cas de critère ECST, la mesure de diamètre normal demande l'intervention d'un expert radiologue pour deviner où se trouve la paroi externe, étant donné que la plupart des techniques d'imagerie ne permettent pas de la voir. Le critère NASCET est moins subjectif, le choix du diamètre sain peut être perturbé par la présence d'une dilatation post-sténotique. En effet, cela implique une réduction du diamètre naturel en faussant la mesure de degré de sténose.

2. 6. 2 Critères hémodynamiques

Il existe deux approches d'analyse permettant de traduire des critères qui permettent d'apprécier le degré des sténoses. Ces approches sont l'analyse vélocimétrique et l'analyse spectrale.

- **Analyse vélocimétrique**

Elle regroupe plusieurs critères qui permettent d'évaluer les conséquences d'une sténose carotidienne [1], parmi eux on peut citer :

- ▶ La vitesse maximale systolique.
- ▶ La vitesse maximale en fin de diastole.
- ▶ Le rapport carotidien systolique entre les vitesses maximales systoliques dans l'artère carotide interne et dans l'artère carotide primitive.

- **Analyse spectrale**

La deuxième méthode d'évaluation des sténoses carotidienne permet de quantifier l'importance des perturbations spectrales qu'elles induisent et établir une relation directe entre l'aspect du spectre et le degré de cette sténose mesuré en surface.

La présence d'une sténose carotidienne permet d'induire un mouvement tourbillonnaire en aval du rétrécissement artériel. Dans ce cas les globules rouges prennent plusieurs vitesses et dans toutes les directions. Ces vitesses se traduisent par une dispersion des fréquences, induisant ainsi, une altération du tracé Doppler résultant [8]. Ceci est illustré sur la figure 2.12 ci-dessous.

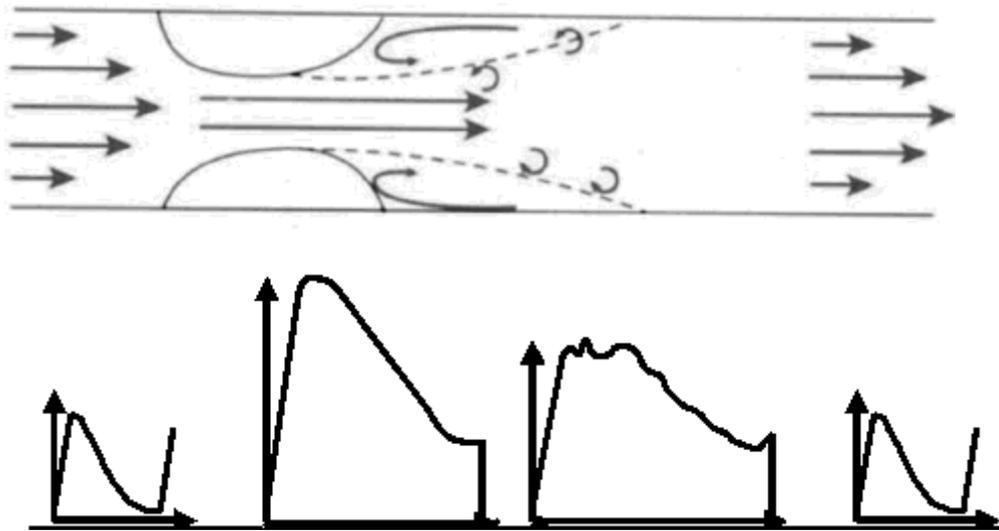


Figure 2-12 : Altération du tracé Doppler engendré par une sténose

Une évaluation de cette dispersion permet d'apprécier le degré de sévérité des sténoses. Dans le présent travail ceci est réalisé en utilisant un index connu par index d'élargissement spectrale (SBI : Spectral Broadening Index).

Cet index sera calculé en exploitant les fréquences maximales et moyennes présente dans le spectre Doppler (figure 2.13). Il est traduit par la relation suivante [5] :

$$SBI(\%) = \frac{f_{\max} - f_{\text{moy}}}{f_{\max}} \cdot 100 \quad (2-3)$$

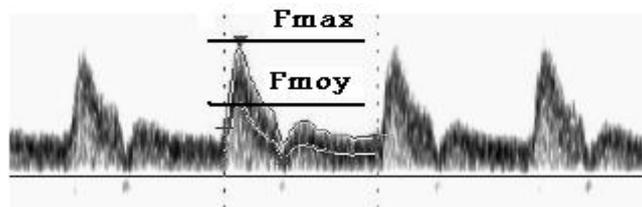


Figure 2-13 : Principe de mesure du SBI

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre, les principaux éléments d'anatomie vasculaire ont été d'abord présentés. Cela concernant l'artère carotide et la composition de la paroi vasculaire.

Cette présentation était suivie par l'étude des différents écoulements du sang dans cette artère et leurs modifications lors de modification pathologique dans l'anatomie de l'artère due à la présence d'une sténose.

L'étude était finalisée par une présentation des différents paramètres permettent d'apprécier et aussi d'évaluer quantitativement le degré de sévérité des sténoses. Cette présentation était faite pour les différentes techniques de vélocimétrie Doppler. Parmi ces critères qui ont été décrit le facteur d'élargissement spectral SBI sera le critère qui va être utilisé dans ce travail.

3

Matériels et logiciel d'acquisition des signaux Doppler

3.1 Introduction

Si notre travail principal était centré sur le développement des méthodes de traitement et d'analyse numérique des signaux Doppler ultrasonore, il nous est apparu essentiel de franchir l'étape de l'acquisition de ces signaux afin de vérifier leur qualité et de contrôler leur reproductibilité.

L'ensemble de l'appareillage d'acquisition est constitué d'un appareil Doppler le BIDI 1 et d'un ordinateur muni d'une carte son. L'acquisition à laquelle on est intéressé dans ce travail concerne l'acquisition des signaux Doppler provenant du BIDI 1 à travers la carte son d'un PC.

Ce chapitre commence par une description générale du dispositif BIDI 1 puis nous détaillerons le logiciel d'acquisition et d'affichage des signaux Doppler.

3.2 Description du vélocimètre Doppler

Le vélocimètre BIDI 1 est un appareil qui comporte deux sondes et un module Doppler à émission continue.

3.2.1 Le module Doppler

Le BIDI 1 comporte un module Doppler à émission continue. Rappelons que les vélocimètres ultrasonores à émission continue sont les plus simples. Ils émettent et reçoivent en continu des ultrasons. Ce procédé impose généralement l'emploi de deux transducteurs séparés, l'un pour l'émission, l'autre pour la réception [9]. La figure 3.1 ci-dessous illustre le schéma de principe d'un Doppler à émission continue.

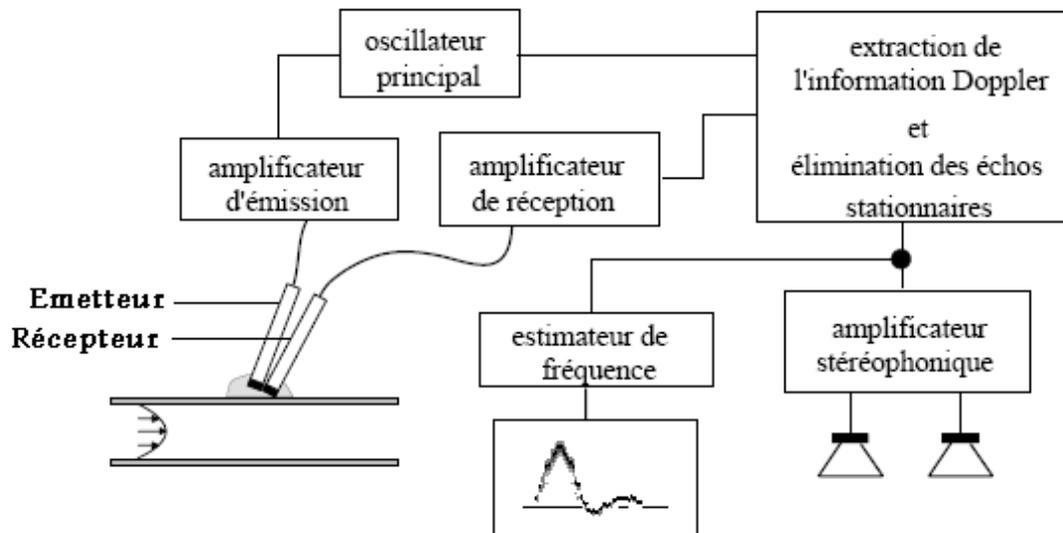


Figure 3-1 : Schéma de principe d'un vélocimètre à émission continue

L'oscillateur génère la fréquence ultrasonore émise. Le signal électrique provenant de l'oscillateur est transformé en ondes acoustiques par le transducteur d'émission, ondes qui se propagent dans le corps. Une faible partie des ondes réfléchies par les différents tissus, fixes ou mobiles, est capté par le transducteur de réception qui les convertit en signal électrique.

Ce signal de haute fréquence est amplifié et analysé, afin d'extraire la fréquence Doppler qu'il contient. Le signal de fréquence Doppler est amplifié de manière à alimenter un haut-parleur. Il est possible aussi de représenter l'évolution des fréquence Doppler au cours du temps. Une telle représentation porte le nom de sonogramme.

Le BIDI 1est un appareil bidirectionnel capable de traiter simultanément les signaux doppler positifs et négatifs. Ces fréquences peuvent être écouté à l'aide de deux haut-parleurs. Les circuits électroniques sont alimentés par une batterie avec une autonomie de 3 heures.

Le BIDI1 (figure 3.2) comporte un afficheur LCD sur lequel s'affiche : la sonde sélectionnée, la fréquence maximale détectée, et l'état du batterie. Il comporte aussi deux sorties [10] :

- Une sortie qui sert à la connexion de l'appareil avec le port COM du PC pour qu'il soit piloté par le logiciel ULTRATRACE 3.0.0.
- Une sortie microphone qui peut être utilisé pour faire l'acquisition des données à travers la carte son d'un PC. C'est cette sortie qui nous intéresse pour faire l'acquisition des signaux Doppler.

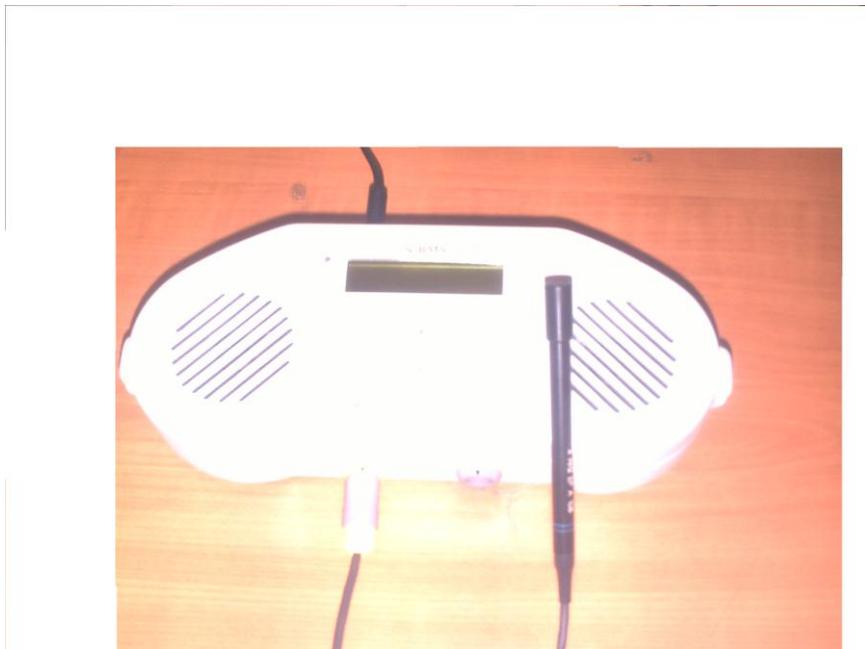


Figure 3-2 : Le vélocimètre BIDI 1.

3. 2. 2 Les sondes

Le BIDI 1 est un appareil à émission continue, il comporte deux sondes (figure 3.3) l'une a une fréquence d'émission de 4MHZ et l'autre de 8 MHz. Leurs diamètres respectifs sont de 10 mm et 8 mm. La puissance émise est inférieure à 50 mW /mm^2 .

Chaque sonde est constituée d'une céramique émettrice, qui transmet en permanence un signal ultrasonore dans le milieu, et d'une céramique réceptrice qui détecte les signaux réfléchis.

Le choix de la fréquence d'émission dépend de la profondeur d'exploration. Les artères proximales (cervicales, membre jusqu'au genou ou au coude) sont typiquement explorées avec la sonde de 4 MHz, alors que les artères superficielles et distales sont au mieux étudiées à l'aide de la sonde de 8 MHz [2].



Figure 3-3 : Sonde ultrasonore

3.3 Logiciel d'acquisition

L'acquisition des signaux Doppler se fait en exploitant la sortie microphone de l'appareil BIDI 1. Ces signaux sont transférés vers le PC à travers la carte son.

3.3.1 La carte son

La carte son est l'élément de l'ordinateur permettant de gérer les entrées-sorties sonores de l'ordinateur. Il s'agit généralement d'un contrôleur pouvant s'insérer dans un emplacement ISA ou PCI (pour les plus récentes) mais de plus en plus de cartes mères possèdent une carte son intégrée.

Toute carte son possède une entrée microphone (notée parfois Mic), généralement au format jack 3.5 mm et de couleur rose. Notre signal analogique est appliqué à cette entrée et digitalisé par un convertisseur analogique numérique qui permet de convertir le signal analogique des entrées en données numériques pouvant être traitées par l'ordinateur.

La fréquence d'échantillonnage maximale des cartes sons actuelles varie entre 44.1 KHz et 48 KHz [18] ce qui est largement suffisant pour numériser les signaux Doppler qui ont une fréquence de 4 KHz.

3.3.2 Principe d'acquisition

L'acquisition des signaux Doppler à travers la carte son nécessite la détermination de certains paramètres :

- La fréquence d'échantillonnage : généralement les signaux Doppler ultrasonores ont une fréquence de 4 KHz. Pour respecter le théorème de Shannon on a choisi une fréquence d'échantillonnage de 10240 Hz. On peut prendre une valeur plus grande mais ceci va augmenter le temps de calcul.
- Temps d'enregistrement : on peut choisir entre trois durées d'enregistrements : 5 s, 10 s et 15 s. Sachant que la durée maximale d'un cycle cardiaque qu'on peut avoir est d'une seconde, ces trois durées nous assure que notre enregistrement comporte au moins 5 cycles cardiaques.
- Nombre d'échantillon : sachant que le nombre d'échantillons est égale au produit de la fréquence d'échantillonnage et du temps d'enregistrements donc :
Pour $T= 5$ s le nombre d'échantillons sera égal à 51200 échantillons.
Pour $T= 10$ s le nombre d'échantillons sera égal à 102400 échantillons.
Pour $T= 15$ s le nombre d'échantillons sera égal à 153600 échantillons.

Le programme d'acquisition des signaux Doppler a été réalisé sous MATLAB 6.5. L'acquisition est faite de la manière suivante :

- Lancer l'acquisition.
- Lorsque le nombre d'échantillons sera égal à 5120 échantillons (Ce nombre correspond à un cycle cardiaque sachant que la durée minimale qu'on peut avoir est de 0.5 sec et qui correspond à un rythme de 120 bat/min) on calcule le sonogramme en utilisant la transformée de Fourier à court terme STFT qu'on détaillera plus loin. On a choisit la STFT puisque c'est la plus rapide des méthodes d'analyse temps-fréquence.

- Afficher le sonogramme qui correspond à 5120 échantillons.
- Calcul du sonogramme qui correspond aux 5120 échantillons prochains.

Cette opération sera répétée selon le temps d'enregistrement choisi. Par exemple si on choisit un temps de 5 sec donc l'opération va être répétée 10 fois. Ceci nous permet de visualiser le sonogramme pendant l'enregistrement.

Une fois l'acquisition est terminée il est possible de calculer l'index d'élargissement spectral et par suite d'apprécier le degré de sténose.

3.3.3 Présentation et affichage des signaux acquis

Lors du lancement du logiciel d'acquisition, une fenêtre principale s'affiche (voir figure 3.4) qui permet de choisir l'une des deux fonctions suivantes :

- Entrer nouveau patient : elle permet d'ouvrir une fenêtre qui nous permet de faire l'acquisition des signaux Doppler
- Ouvrir dossier existant : elle permet de consulter le dossier existant d'un patient.

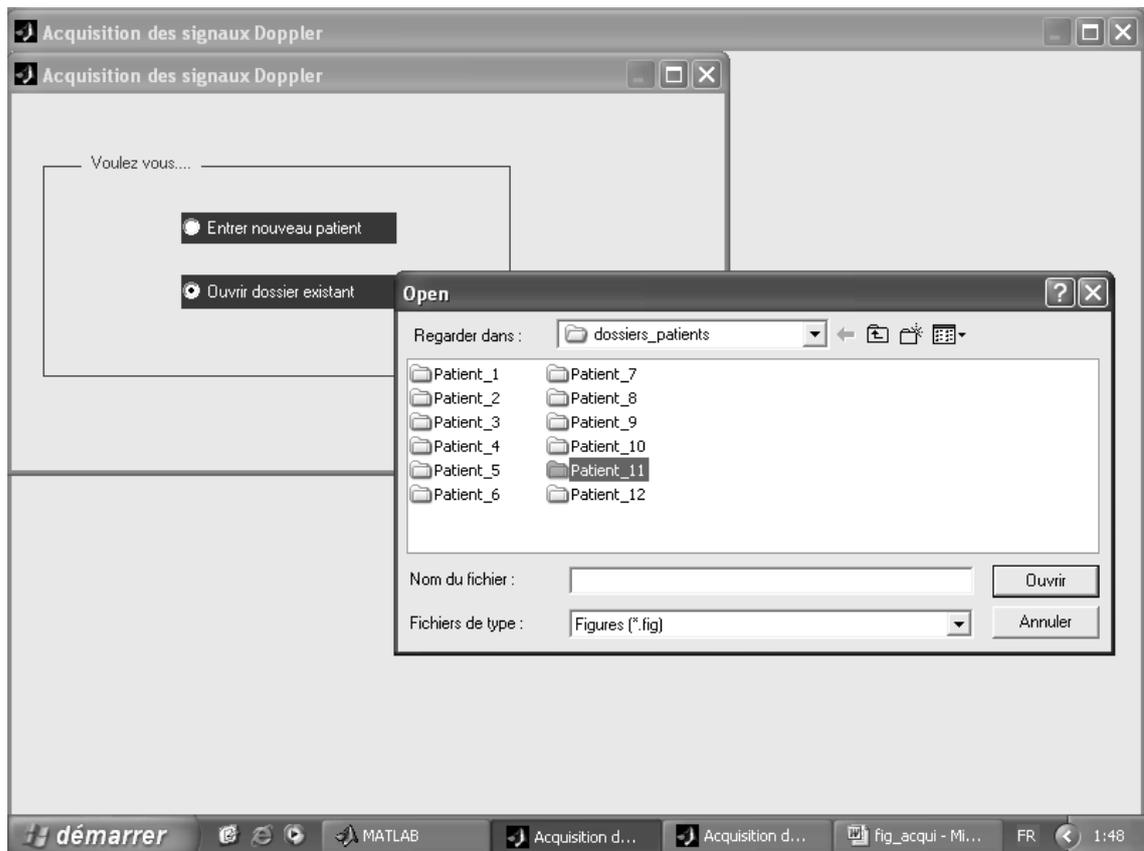


Figure 3-4 : Fenêtre principale du logiciel d'acquisition et d'affichage.

Si on choisit la première fonction la fenêtre illustrée sur la figure 3.6 ci-dessous va s'ouvrir :

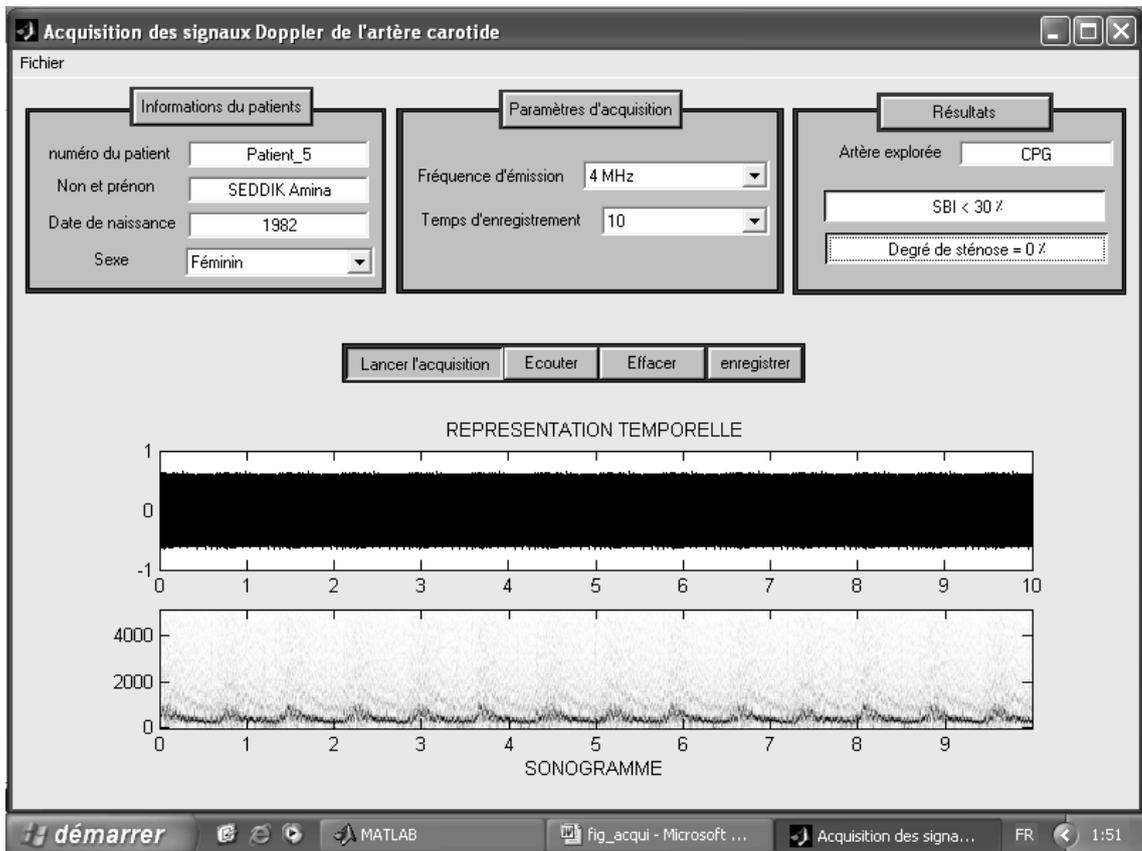


Figure 3-5 : Fenêtre d'acquisition.

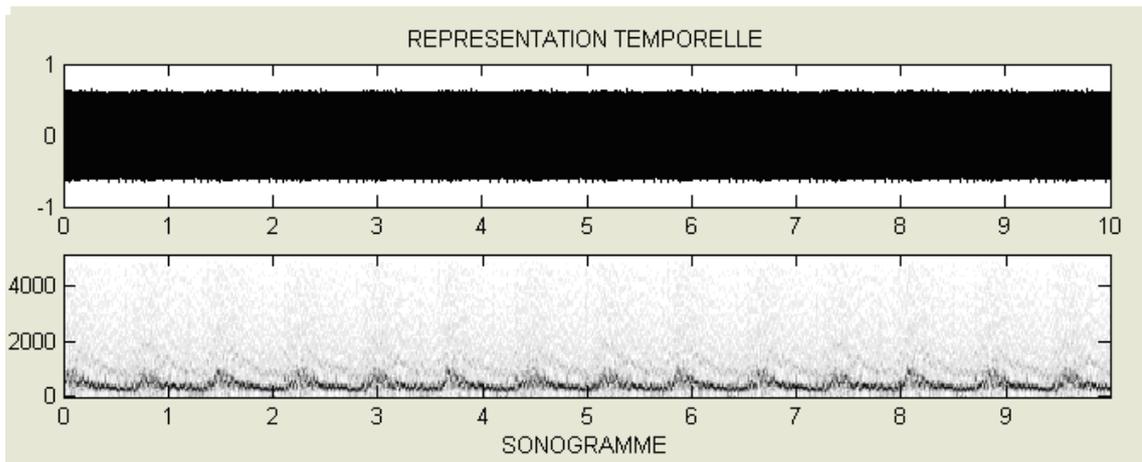
La fenêtre d'acquisition est composée de différentes parties :

Un ensemble de boutons qui nous permet de :

- Lancer l'acquisition.
- Ecouter l'enregistrement.
- Enregistrer les données.
- Effacer les tracés.



Deux axes sur lesquelles la représentation temporelle et la représentation temps – fréquence (sonogramme) peuvent être affichées.



Une partie pour introduire le numéro du patient et ces informations : le nom, l'âge et le sexe.

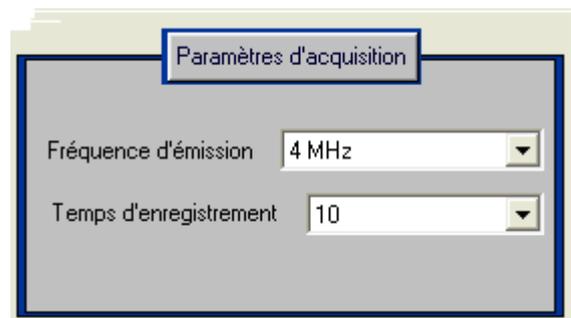
Une fois le numéro du patient est entré un dossier qui porte ce numéro va automatiquement être créé. C'est dans ce dossier qu'on va sauvegarder le signal acquis est les informations du patient.



Une partie pour sélectionner la fréquence d'émission et le temps d'enregistrement.

La fréquence d'émission peut être 4 ou 8 MHz.

Le temps d'enregistrement peut être 5, 10 ou 15s.



L'artère choisie, doit être entrée par l'utilisateur. Le degré d'élargissement spectral et le degré de sténose correspondant sont affichés sur la partie d'en face.



3.4 Acquisition des signaux Doppler sur des cas réels

L'acquisition des signaux Doppler a été réalisée au niveau du service de cardiologie du centre hospitalier universitaire de Tlemcen et au niveau du cabinet médical de cardiologie du Dr. Abdelhamid KORSO FECIANE.

L'acquisition est faite sur plusieurs sujets de sexes et d'âges différents. Parmi ces sujets on a choisis six cas normaux et douze qui présentent une sténose au niveau de la carotide primitive gauche. Pour les cas pathologiques l'enregistrement est fait en aval de la sténose là où la dispersion des fréquences est maximale.

L'enregistrement des signaux Doppler a été faite juste après un examen échographique pour détecter la présence d'une sténose et pour éventuellement calculer son degré si elle existe. Le calcul de degré de sténose est réalisé en surface puisque c'est la méthode la plus précise.

Pendant les enregistrements des signaux Doppler, il est important d'avoir un signal de fréquence et d'amplitude maximale, ceci est réalisé avec une inclinaison de 45° de la sonde. Aussi il est indispensable d'utiliser un gel.

Le temps d'enregistrement choisit est de 10 sec et la fréquence d'échantillonnage est de 10240 Hz.

Les caractéristiques de l'ensemble des signaux enregistrés sont résumées dans le tableau 3.1.

Sujets	Sexe	Age	Degré de sténose mesuré en surface (%)
1	Féminin	26	0
2	Féminin	32	0
3	Féminin	45	0
4	Masculin	40	0
5	Masculin	32	0
6	Masculin	70	0
7	Masculin	78	35
8	Masculin	72	37
9	Masculin	78	45
10	Masculin	76	48
11	Féminin	76	50
12	Féminin	79	50
13	Féminin	65	50
14	Masculin	70	53
15	Masculin	72	58
16	Masculin	57	68
17	Masculin	71	75
18	Féminin	88	80

Tableau 3-1 : Caractéristiques des signaux enregistrés.

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, une description du matériel utilisé dans ce travail (le BIDI 1) et du logiciel d'acquisition développé a été faite.

En fait, à travers l'exploitation du vélocimètre Doppler considéré comme petit équipement le BIDI 1 il a été possible de développer et réaliser toute une plateforme permettant d'abord d'afficher les signaux Doppler et aussi d'apprécier le degré de sévérité des sténoses.

Une description illustrée de cette plateforme était faite mettant l'accent

- Sur l'acquisition à travers la carte son d'un PC des signaux Doppler détectés à la sortie audio du BIDI 1.
- Sur la fenêtre logiciel décrivant les données patient le long avec le profil de vélocité du sang dans l'artère carotide et bien sur l'appréciation du degré de sténose à travers le SBI.

Cette description était finalisée par une description des données patientes enregistrées en milieu clinique. Une étude détaillée de l'analyse des signaux Doppler développés dans cette plateforme est faite dans le chapitre suivant.

4

Représentation temps fréquence des signaux Doppler de l'artère carotide

4.1 Introduction

La représentation temporelle d'un signal constitue un espace de travail convenable. Toutefois la représentation fréquentielle peut également offrir une alternative intéressante, en particulier pour l'analyse des signaux stationnaires. Cette représentation est obtenue au moyen de la transformée de Fourier qui, si elle existe, est définie ainsi pour les signaux continus par l'équation suivante [3] :

$$X(\nu) = \int x(t) e^{-j2\pi\nu t} dt \quad (4-1)$$

Cette représentation fournit des informations sur les composantes fréquentielles du signal étudié, leur amplitude et leur phase. Cependant, il en résulte une perte d'information concernant leur localisation temporelle. Ceci peut s'avérer un handicap pour l'analyse des signaux non stationnaires comme les signaux Doppler ultrasonore qui nous intéressent dans ce travail.

Cette non stationnarité est due au fait que la fréquence qui représente la vitesse des globules rouges, varie en fonction du temps. Ainsi le signal Doppler est modulé en fréquence par la vitesse de déplacement des globules rouges.

Une description de ces signaux via l'utilisation de la transformée de Fourier n'est pas adaptée car celle-ci ne permet pas une description conjointe à la fois en temps et en fréquence. Des méthodes plus spécifiques, regroupées sous l'appellation

"représentations temps-fréquence", permettent d'associer à un signal une fonction bidimensionnelle du temps et de la fréquence.

Dans ce travail, on s'intéresse principalement à évaluer deux techniques à savoir le spectrogramme et la distribution de Wigner – Ville dans l'analyse spectro-temporelle des signaux Doppler relevés sur la plateforme développée. L'évaluation faite dans ce but pour illustrer ces méthodes, concerne une catégorie des signaux Doppler acquis et décrit en chapitre 3 : un cas normal.

Rappelons que ces signaux ont les caractéristiques suivantes :

- Fréquence d'échantillonnage : $F_e = 10240\text{Hz}$.
- Nombres d'échantillons : $N = 102400$.
- Temps d'enregistrements : $T = 10\text{ s}$.

Pour des raisons de calcul on va limiter ces enregistrements pour cela on va prendre :

- Nombres d'échantillons : $N = 51200$.
- Temps d'enregistrements : $T = 5\text{ s}$.

La représentation temporelle de l'enregistrement considéré est représentée sur la figure 4.1 ci-dessous.

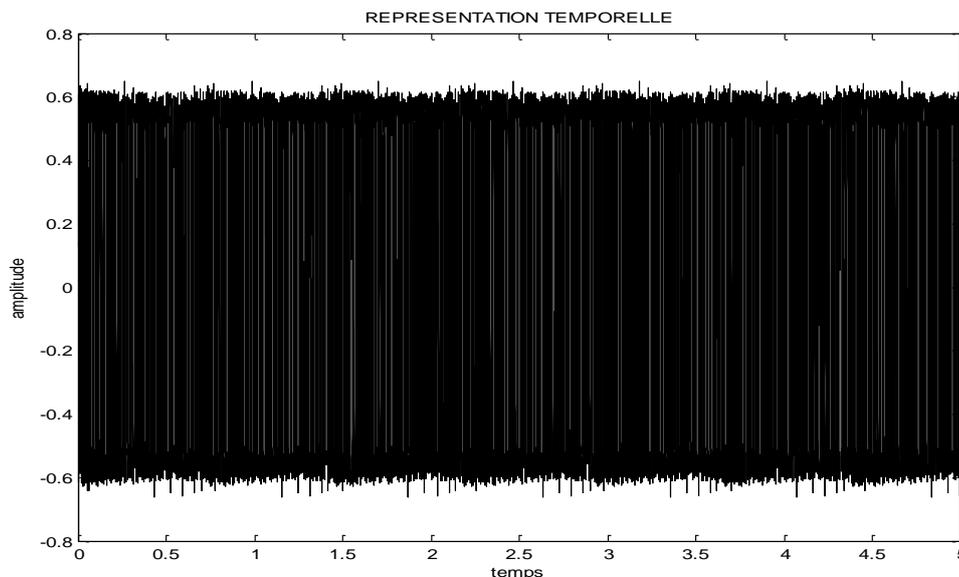


Figure 4-1 : représentation temporelle du signal Doppler de l'artère carotide

4.2 Transformer de Fourier à court terme (STFT)

4.2.1 Principe

A l'origine, la STFT était mise au point pour palier à l'un des inconvénients majeurs de la FFT relatif à l'apport d'informations temporelles.

Le principe de base de cette méthode est de décomposer le signal en petits segments sur lesquels la transformé de Fourier est appliquée, générant ainsi un spectre localisé.

Du point de vue mathématique, la STFT peut être interprétée comme l'analyse de Fourier de tranches successives pondérées par une fenêtre temporelle $h(t)$ [3] :

$$X(t, \nu) = \int_R x(\tau) h^*(\tau - t) e^{-2\pi j \nu \tau} d\tau \quad (4-2)$$

En pratique, nous utilisons le Spectrogramme qui est le module au carré de la STFT. Lorsque les valeurs de la STFT sont, en général, complexes, le module au carré nous assure que la valeur du spectrogramme sera toujours une valeur réelle. Le spectrogramme est alors défini comme une densité d'énergie soit donc [3] :

$$S(t, \nu) = \left| \int x(\tau) h^*(\tau - t) e^{-2\pi j \nu \tau} d\tau \right|^2 \quad (4-3)$$

La STFT ou le spectrogramme considère implicitement un signal non-stationnaire comme une succession de situations quasi-stationnaires, à l'échelle de la fenêtre à court terme $h(t)$.

La résolution temporelle d'une telle analyse est fixée par la largeur de la fenêtre, la résolution fréquentielle étant fixée par la largeur de sa transformée de Fourier. Ces deux largeurs étant antagonistes, un compromis entre les résolutions temporelles et fréquentielles est à prendre en considération.

4. 2. 2 La discrétisation du spectrogramme

La discrétisation des expressions de la STFT et du spectrogramme est fortement imposée pour des raisons qui tiennent de l'implémentation de ces approches sur l'ordinateur, comme outil de simulation et d'analyse. Ainsi, les expressions de la STFT et du spectrogramme sont données par [17] :

$$X(k, \nu) = \sum_{n=0}^{N-1} h(n)x(k+n)e^{-2\pi j\nu n} \quad (4-4)$$

$$S(k, n) = \left| \sum_{n=0}^{N-1} h(n)x(k+n)e^{-2\pi j\nu n} \right|^2 \quad (4-5)$$

4. 2. 3 Application

L'objectif de cette étude est de faire une analyse temps-fréquence en agissant sur deux paramètres essentiels, à savoir ; le type et la durée de la fenêtre d'analyse. Pour cela on considère le signal Doppler de l'artère carotide qu'on a décrit précédemment.

4. 2. 3. 1 Choix de la durée de la fenêtre

Le choix de la durée de la fenêtre dépend de la stationnarité du signal. Plusieurs études ont montrées que le signal Doppler est considéré stationnaire pour une durée de 10 à 20 ms [5], c'est-à-dire, que la variation de la vitesse des globules rouges est nulle dans cet intervalle de temps.

Dans cette étude une durée de fenêtre de 12.5 ms est choisie. Cela correspond à un nombre d'échantillons N_e égale au produit de la durée de la fenêtre T_e par la fréquence d'échantillonnage F_e :

$$N_e = T_e F_e = 12.5 \times 10^{-3} \times 10240 = 128 \text{ échantillons} \quad (4-6)$$

La figure 4.2 illustre les spectrogrammes du signal Doppler obtenu par l'utilisation d'une fenêtre rectangulaire de 128 points correspondant alors à la durée de 12.5 ms.

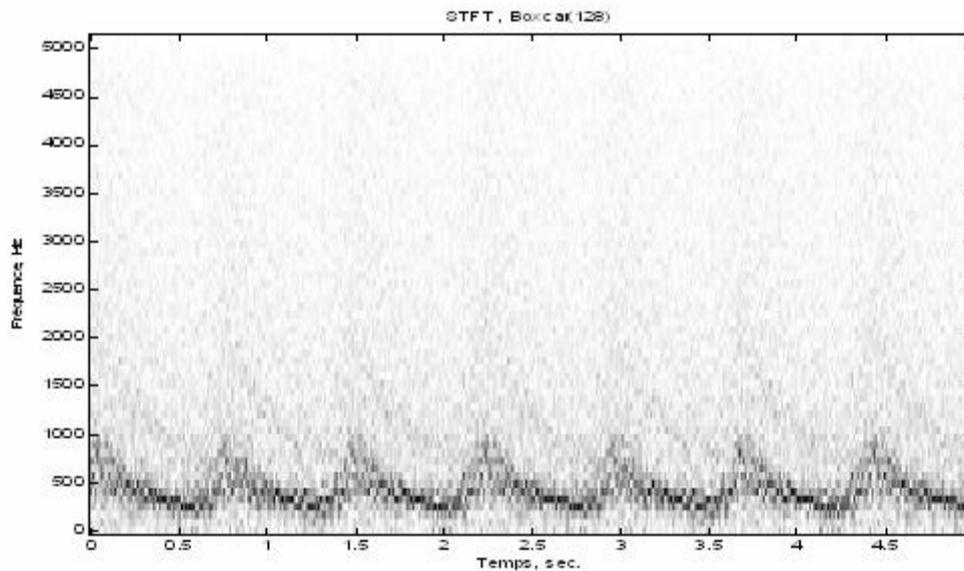


Figure 4-2 : Spectrogramme du signal Doppler de l'artère carotide en utilisant une fenêtre rectangulaire de 128 points

La STFT permet de représenter les fréquences élémentaires contenues dans le signal Doppler. L'abscisse correspond au temps, l'ordonnée représente la fréquence Doppler alors que la brillance de chaque point traduit l'amplitude du signal Doppler qui est fonction du nombre d'hématies. Cette représentation est appelée sonogramme.

Le sonogramme obtenu représente le profil d'écoulement du sang dans l'artère carotide. Comme cela était déjà décrit en chapitre 1, c'est un écoulement à faible résistance d'aval. Mais il est affecté par une instabilité spectrale qui est due aux caractéristiques de la fenêtre rectangulaire.

4. 2. 3. 2 Choix du type de fenêtre

Nous savons que le spectre de la fenêtre rectangulaire comporte un lobe principal et des lobes secondaires (voir figure 4.3 (a)). Le lobe principal permet une bonne résolution spectrale mais les lobes secondaires provoquent des oscillations sur toute l'étendue spectrale. Pour cela, nous devons mettre au point une fenêtre d'analyse ayant les qualités requises à savoir :

- Très bonne sélectivité du lobe principal.
- Réduction du nombre de lobes secondaires et atténuation de leur amplitude.

Notons que ces deux exigences sont paradoxales, il est donc nécessaire de fixer un compromis entre eux.

Les fenêtres les plus utiles sont : Hamming, Hanning et Blackman. La représentation temporelle et spectrale de ces différentes fenêtres ainsi que la fenêtre rectangulaire est illustrée sur la figure 4.3 ci-dessous :

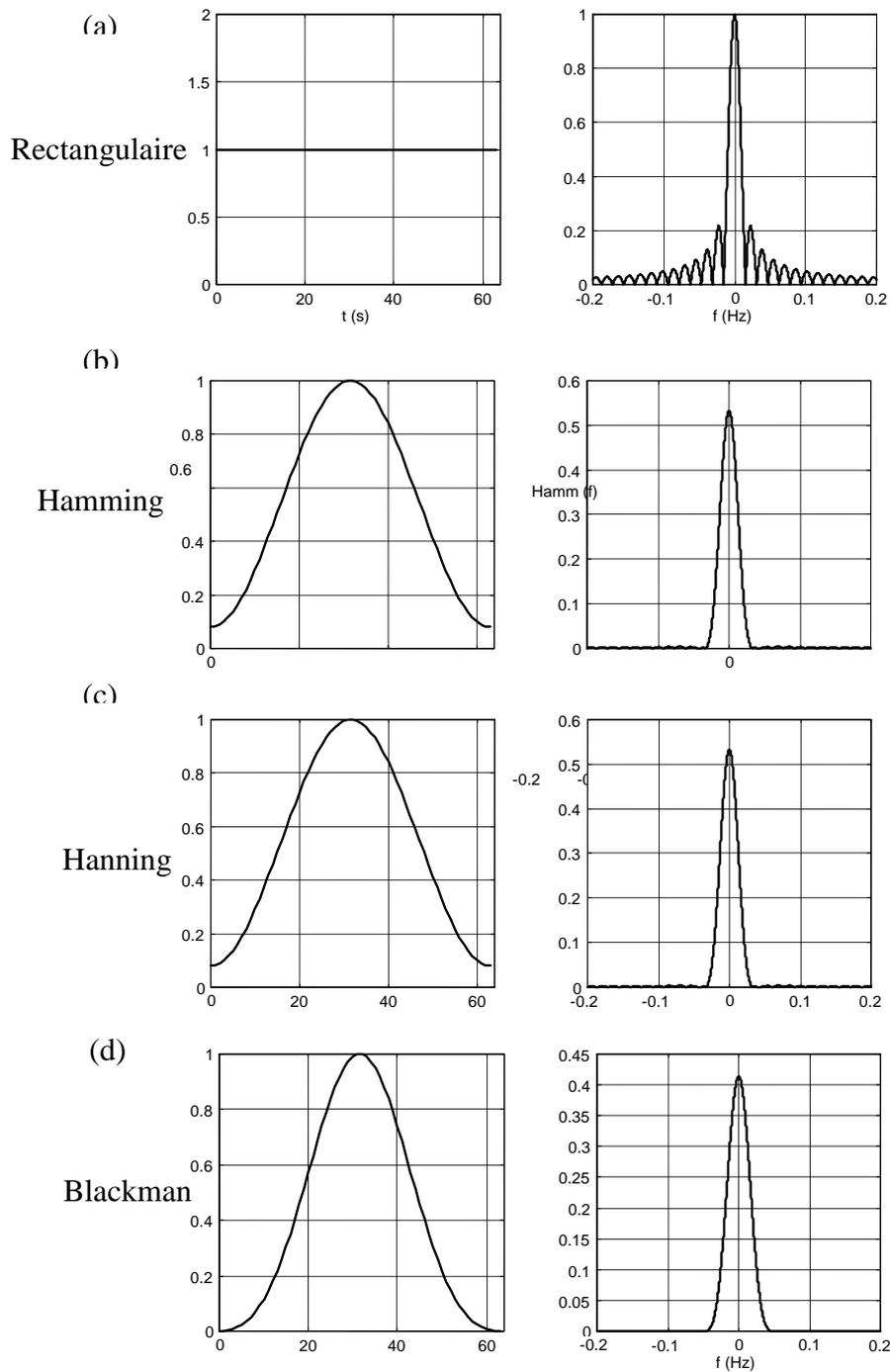


Figure 4-3 : Représentations temporels et spectrales des fenêtres d'analyse : (a) Rectangulaire, (b) Hamming, (c) Hanning, (d) Blackman.

En comparant les représentations temporelle et spectrale de chaque fenêtre avec celles de la fenêtre rectangulaire, nous pouvons conclure que :

- Le lobe principal du spectre de la fenêtre de Blackman est aussi large que celui de la fenêtre rectangulaire, ce qui est un inconvénient majeur. D'un autre côté, l'avantage de la fenêtre de Blackman réside dans le fait qu'elle est pratiquement dépourvue de lobes secondaires.
- La fenêtre de Hamming et la fenêtre de Hanning présentent le meilleur compromis entre le nombre de lobes secondaires et la largeur de lobe principal.

Dans le présent travail on va utiliser ces deux fenêtres pour le calcul du spectrogramme. La figure 4.3 ci-dessous représente le sonogramme obtenu par l'utilisation de la fenêtre de Hanning et la fenêtre de Hamming à 128 points :

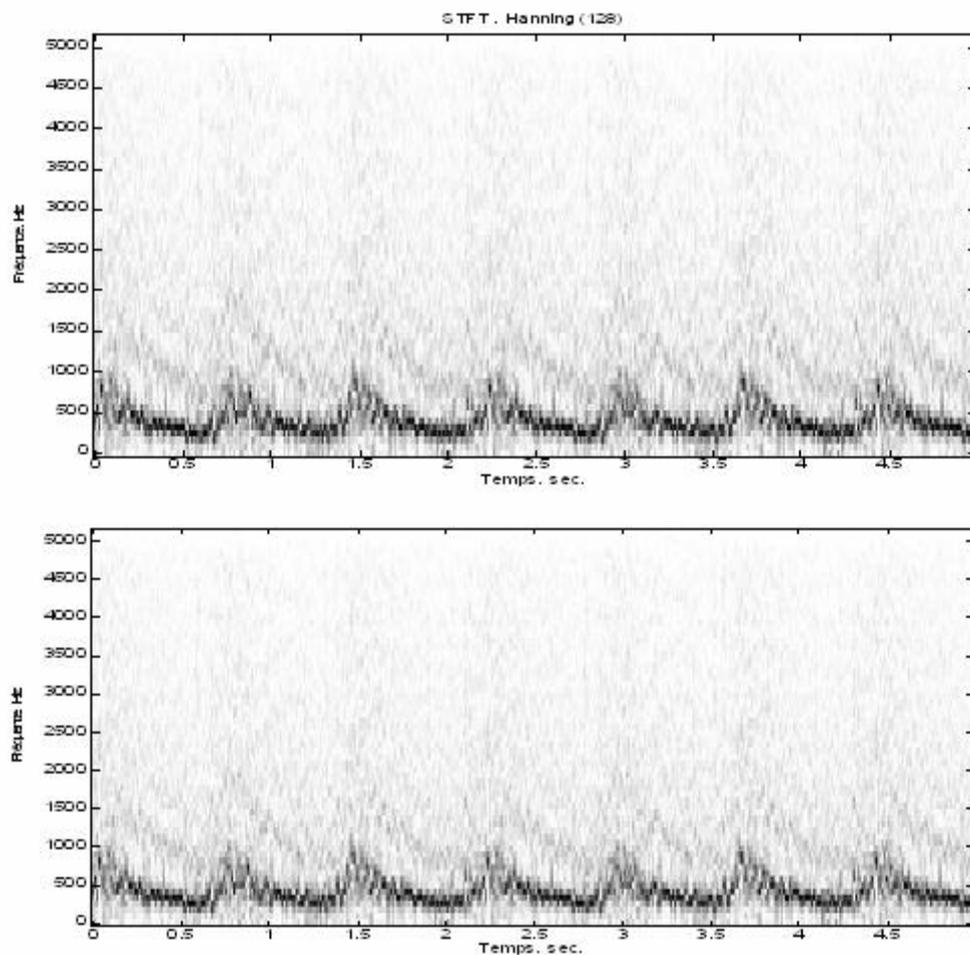


Figure 4-4 : spectrogramme du signal Doppler de l'artère carotide obtenu par l'utilisation de la fenêtre (a) Hanning à 128 points et (b) Hamming à 128 points.

Pour une meilleure appréciation de l'influence du type de fenêtre sur le spectrogramme; une représentation des spectres instantanés au niveau du premier pic systolique (à $t=0.2s$) pour les fenêtres : rectangulaire, Hanning et Hamming est illustrée sur la figure 4.5 ci-dessous :

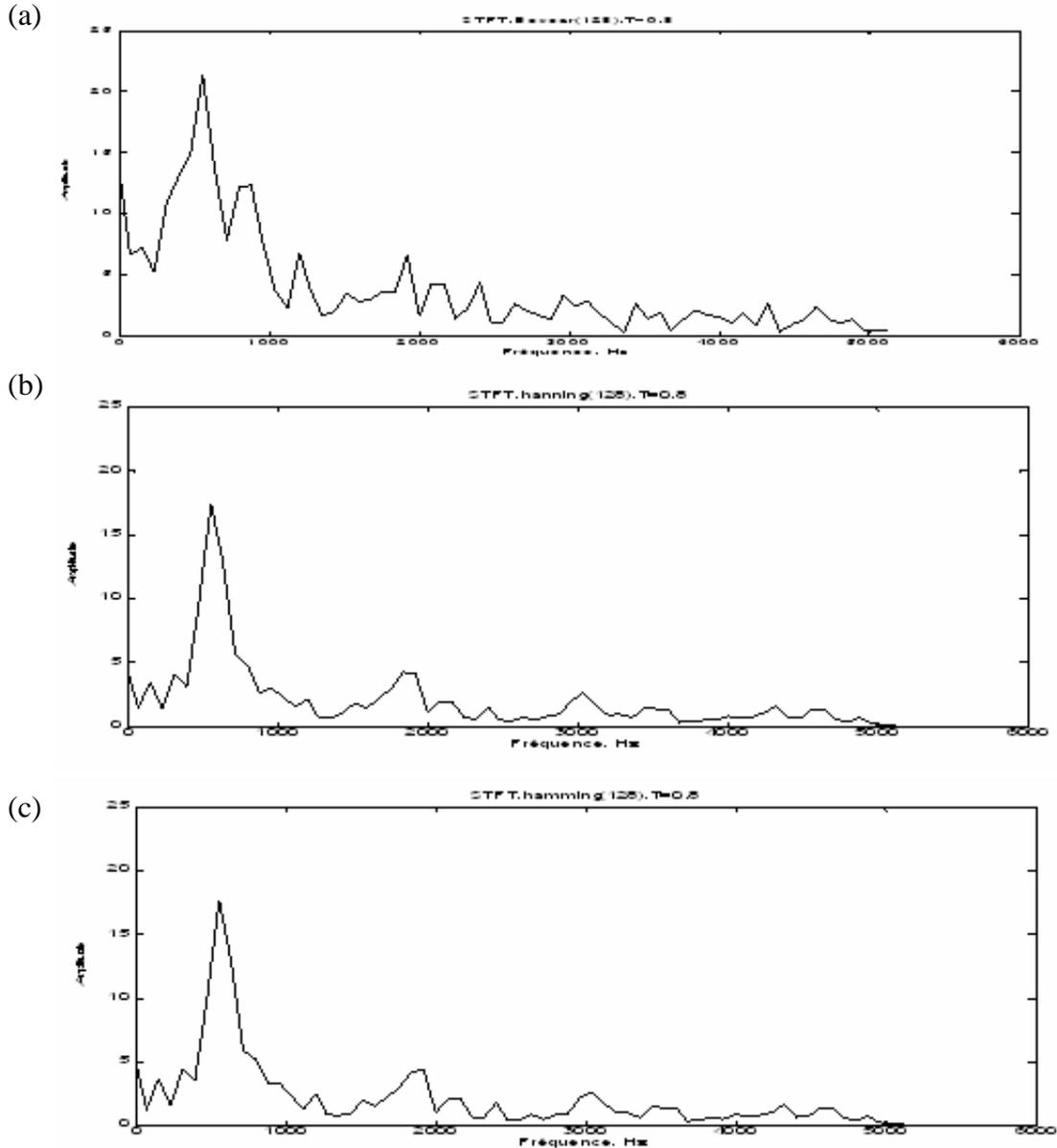


Figure 4-5 : Spectre au niveau du premier pic systolique

(a) fenêtre rectangulaire, (b) fenêtre de Hanning, (c) fenêtre de Hamming

On remarque d'une part, que les deux fenêtres d'analyse à savoir Hanning et Hamming offrent des spectres comparables. En effet, les oscillations sont adoucies par ces deux fenêtres, c'est à dire que les spectres obtenus par ces deux fenêtres sont plus lisses que le spectre obtenu par la fenêtre rectangulaire. D'autre part, l'application de ces deux fenêtres provoquent une atténuation de l'amplitude du lobe principal.

Les sonogrammes obtenus par STFT souffrent du problème de résolution spectrale lorsqu'on veut une résolution temporelle ou encore temporelle lorsqu'on veut une résolution spectrale. En effet, une durée d'observation longue procure une bonne résolution fréquentielle au détriment de la résolution temporelle et inversement. Aussi, une fenêtre trop grande ne satisfait plus l'hypothèse de stationnarité locale.

Une solution à ce problème consiste à chercher directement un outil adapté à l'étude de phénomènes non stationnaires, sans référence directe aux méthodes issues du cas stationnaire. Plusieurs représentations temps- fréquence ont été développées pour avoir la meilleure répartition de l'énergie dans ce plan. Parmi ces méthodes, on s'intéresse dans ce travail à la distribution de Wigner Ville.

4.3 La distribution de Wigner – Ville (DWV)

L'analyse temps fréquence qu'offre la STFT est incontournable, mais malheureusement elle se heurte à une nécessité de compromis insurmontable entre les résolutions temporelles et fréquentielles.

La transformation de Wigner-Ville joue un rôle primordial dans la théorie et la pratique de l'analyse temps-fréquence. Elle a été proposée en mécanique quantique par E. P. Wigner. Cette transformation est appelée Distribution de Wigner – Ville (DWV) en référence à J. Ville qui, le premier, introduisit cette même notion en théorie du signal.

4.3.1 Principe

Par définition, la distribution de Wigner – Ville se résume aux deux opérations suivantes [3] :

- A tout instant t , multiplication du signal par le conjugué de son "image en miroir" relativement à l'instant d'évaluation.
- Transformation de Fourier sur la variable de décalage τ , de façon à former la quantité :

$$W(t, \nu) = \int_{\mathcal{R}} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-2j\pi\nu\tau} d\tau \quad (4-7)$$

La DWV de $x(t)$ peut également être exprimée à partir du spectre de $x(t)$ comme suit :

$$W(t, \nu) = \int_R X\left(\nu + \frac{\theta}{2}\right) X^*\left(\nu - \frac{\theta}{2}\right) e^{2j\pi\theta t} d\theta \quad (4-8)$$

Par opposition au calcul du spectrogramme qui correspond au séquençement d'une opération linéaire (la transformation de Fourier du signal pondéré) et d'une opération quadratique (le module carré) (eq. 4-3). Le calcul de la DWV met en jeu d'abord une opération quadratique, et ensuite seulement une transformation linéaire (de Fourier).

4.3.2 Propriétés

L'utilisation de la DWV peut être justifiée en remarquant qu'elle fournit une représentation temps – fréquence possédant la plupart des propriétés souhaitables [4]. En effet :

- Elle distribue l'énergie du signal dans le plan temps – fréquence [4] :

$$E_x = \int_R \int_R W(t, \nu) dt d\nu \quad (4-9)$$

E_x : énergie du signal.

- Ses distributions marginales donnent accès aux caractéristiques globales du signal, aussi bien en temps (puissance instantanée) [4], [6] :

$$\int_R W(t, \nu) d\nu = |x(t)|^2 \quad (4-10)$$

Qu'en fréquence (densité spectrale d'énergie) :

$$\int_R W(t, \nu) dt = |X(\nu)|^2 \quad (4-11)$$

$X(\nu)$: la transformée de Fourier de $x(t)$.

- Ses moments d'ordre 1 fournissent directement les caractéristiques locales du signal [4], [6] :

Fréquence instantanée :

$$v_i(t) = \frac{\int v W(t, v) dv}{\int_R W(t, v) dv} \quad (4-12)$$

Retard de groupe :

$$\tau_g(v) = \frac{\int t W(t, v) dt}{\int_R W(t, v) dt} \quad (4-13)$$

- Elle conserve les supports temporel et fréquentiel du signal [4] :

$$|x(t)| = 0 \quad |t| > T \quad \Rightarrow \quad W(t, v) = 0 \quad |t| > T \quad (4-14)$$

$$|X(v)| = 0 \quad |v| > B \quad \Rightarrow \quad W(t, v) = 0 \quad |v| > B \quad (4-15)$$

- Elle est compatible avec la plupart des transformations usuelles en traitement du signal [4] : translation, filtrage linéaire, modulation, changement d'échelle...etc.

4.3.3 La discrétisation de la DWV

La discrétisation de la WVD n'est pas immédiate. En effet, écrivons tout d'abord la DWV de manière légèrement différente [3] :

$$W(t, v) = 2 \int_R x(t + \tau) x^*(t - \tau) e^{-j4\pi v \tau} d\tau \quad (4-16)$$

On pose $x[n] = x(nTe)$, avec Te est la cadence d'échantillonnage que l'on prendra comme unité. Une version discrète de l'expression précédente est fournie par :

$$W(n, v) = 2 \sum_{K=-\infty}^{+\infty} x(n + K) x^*(n - K) e^{-j4\pi v K} \quad (4-17)$$

Mais cette expression est périodique de période 1/2, alors qu'une transformée de Fourier d'un signal est de période 1. On peut donc avoir repliement spectral, surtout si on échantillonne x à une fréquence voisine à celle du Shannon.

On peut bien sûr suréchantillonner le signal par un facteur 2, mais la meilleure solution consiste à utiliser le signal analytique de x .

Rappelons que le signal analytique x_a s'écrit comme suit [20] :

$$x_a(n) = \text{réelle}[x(n)] + jH[\text{réelle}[x(n)]] \quad (4-18)$$

Avec H est la transformation de Hilbert.

4.3.4 Problèmes d'interférences

Le problème majeur de la DWV est la présence de termes d'interférence dus à son caractère quadratique [6]. Cela veut dire que la DWV de la somme de deux signaux ne se réduit pas à la somme des distributions individuelles. En effet :

$$W_{x+y}(t, \nu) = W_x(t, \nu) + W_y(t, \nu) + 2\text{Ré}\{W_{xy}(t, \nu)\} \quad (4-19)$$

Pour N composantes constitutives d'un signal, la DWV compte N(N-1)/2 contributions supplémentaires provenant de l'interaction entre ces différentes composantes [3]. La présence de tels termes vient en général perturber la lisibilité d'un diagramme temps fréquence et donc interférer avec elle.

4.3.5 Application

La théorie ainsi exposée est appliquée à l'enregistrement défini précédemment. La figure 4.5 ci-dessous illustre la DWV de signal Doppler de l'artère carotide calculée en utilisant le signal réel puis le signal analytique.

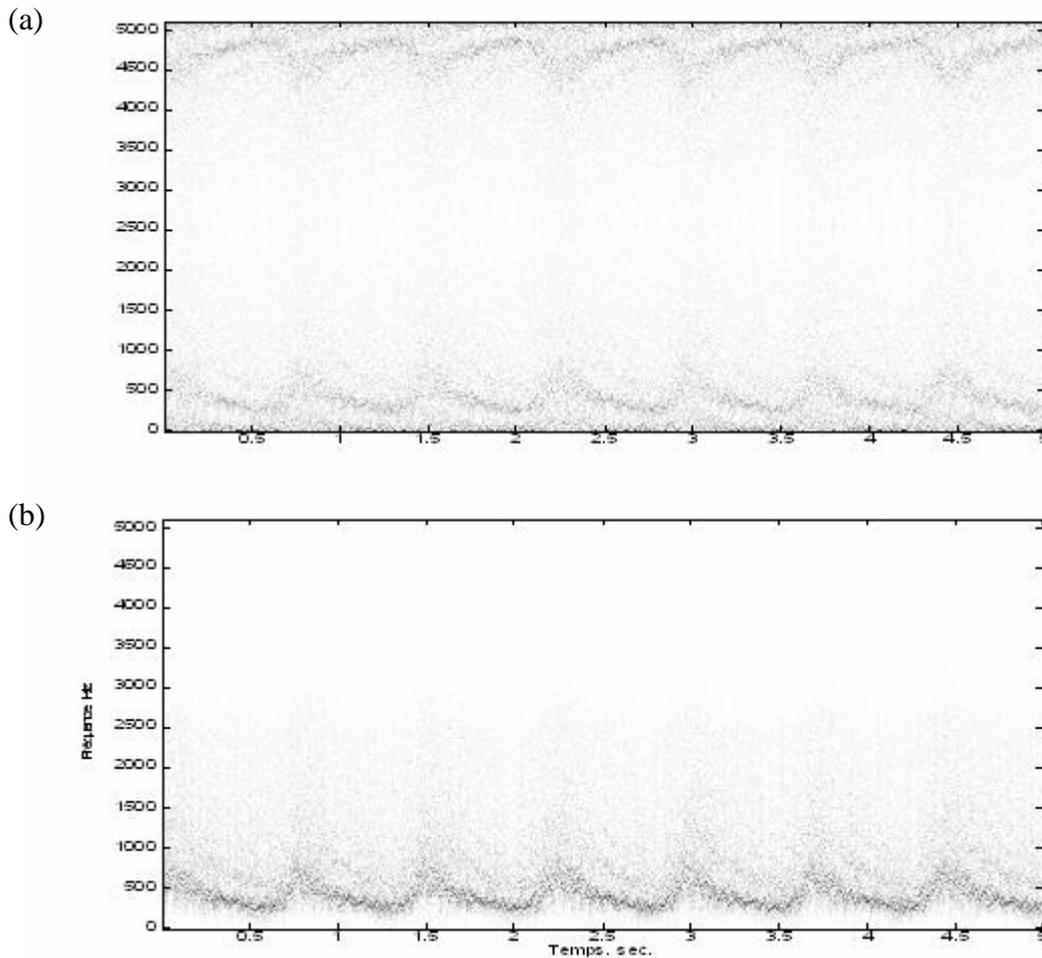


Figure 4-6 : DWV du signal Doppler de l'artère carotide

(a) signal réel, (b) signal analytique.

On remarque, d'un part, que la DWV offre une très bonne résolution temporelle et fréquentielle et elle reflète bien la forme d'écoulement du sang dans la carotide. D'autre part, cette distribution est noyée dans des termes interférentiels qui sont dus à son caractère quadratique et ceci peut gêner l'interprétation de la DWV (figure 4-6 (a)). Ces termes sont atténués si la distribution est calculée sur le signal analytique associé au signal réel (figure 4-6 (b)).

Aussi cette distribution prend en compte la totalité du signal ce qui, d'un point de vue pratique, pose un problème de temps de calcul.

Pour remédier à ces inconvénients il est nécessaire d'apporter des modifications sur la DWV rendant son utilisation plus souple et ses résultats plus facilement interprétables. Deux solutions sont envisagées dans ce travail : le lissage séparable et le lissage non séparable.

4.3.6 Lissage séparable

On sait que l'une des caractéristiques des termes interférentiels était de posséder une structure oscillante, à l'inverse des termes signal qui sont d'une nature plus régulière. Cette différence de comportement suggère de réduire l'importance des interférences par une opération de lissage dans la direction de fréquence et une autre dans la direction de temps. La fonction de lissage séparable est donnée par [3] :

$$f(\xi, \tau) = g(\xi) h(\tau) \quad (4-20)$$

La représentation correspondante est appelée distribution pseudo Wigner Ville lissée (DPWVL) et s'écrit [3] :

$$PWV(t, \nu) = \int_R h(\tau) \left[\int_R g(s-t) x\left(s + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(s - \frac{\tau}{2}\right) ds \right] e^{-j2\pi\nu\tau} d\tau \quad (4-21)$$

Avec : h et g sont respectivement les fonctions de lissage dans les directions de fréquence et de temps.

L'utilisation du lissage séparable permet la réduction du temps de calcul puisque la DWV sera calculée sur une tranche du signal découpée par la fenêtre de lissage dans la direction de fréquence.

Aussi, elle permet un contrôle progressif et indépendant (en temps et en fréquence) du lissage appliqué à la DWV. Cette séparabilité offre une souplesse de manipulation lors de la réduction des termes parasites présents dans la DWV simple.

4.3.6.1 Application

La DPWVL est appliquée sur le signal Doppler décrit précédemment en utilisant deux fenêtres de Hanning de 128 points. Notant que le critère de choix des fenêtres de lissage est le même que celui décrit en paragraphe 4.2. Le résultat obtenu est illustré sur la figure 4.6 ci-dessous.

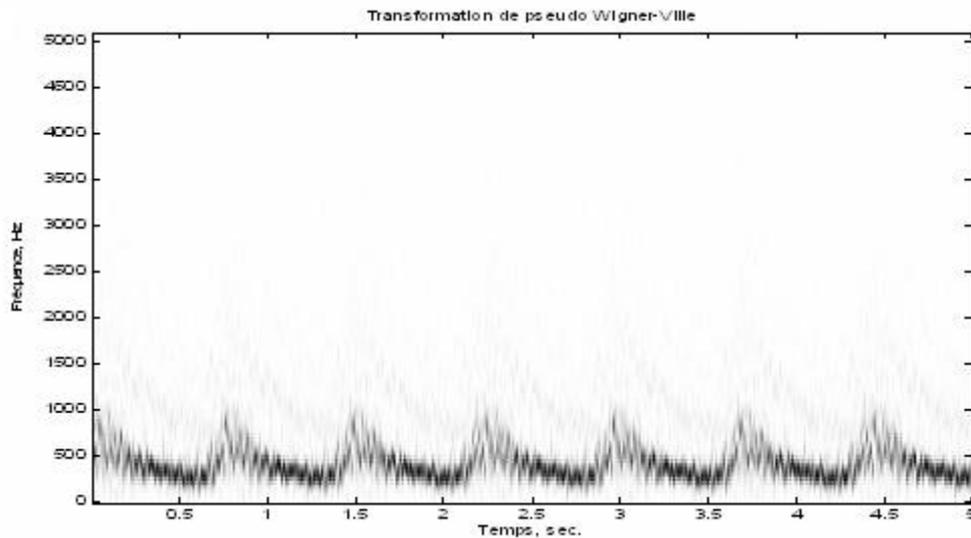


Figure 4-7 : DPWVL du signal Doppler de l'artère carotide

Il est remarqué que les termes d'interférences présentent dans la DWV sont éliminés; aussi le compromis inhérent à l'analyse de Fourier à court terme est dépassé, assurant ainsi et pour des fenêtres d'observation équivalentes, une représentation plus satisfaisante dans le plan temps – fréquence.

4.3.7 Lissage non séparable

Abandonnant l'idée de séparabilité, il est possible d'introduire d'autres types de lissages pouvant assurer une certaine réduction des termes d'interférences.

Citons un exemple de lissage non séparable, pour lequel la fonction de lissage est une fonction gaussienne [7], [20] :

$$f(\xi, \tau) = \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2}(\pi\xi\tau)^2\right) \quad (4-22)$$

Avec σ^2 est la variance.

Lorsque $\sigma \rightarrow +\infty$, on obtient la DWV. Ainsi plus σ est choisi petit, plus le lissage est important et plus la réduction des interférences est grande. La représentation correspondante à cette fonction de lissage est appelée distribution de Choi – Williams (DCW) et a pour expression [3] :

$$CW(t, \nu) = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \iint_{RR} \frac{\sigma}{|\tau|} e^{-2\sigma^2(s-t)^2/\tau^2} x\left(s + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(s - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi\nu\tau} ds d\tau \quad (4-23)$$

4.3.7.1 Application

L'application de la DCW est faite sur le signal Doppler de l'artère carotide précédemment décrit. L'étude est menée pour différentes valeurs de σ (1, 10 et 20). Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 4.7 ci-dessous.

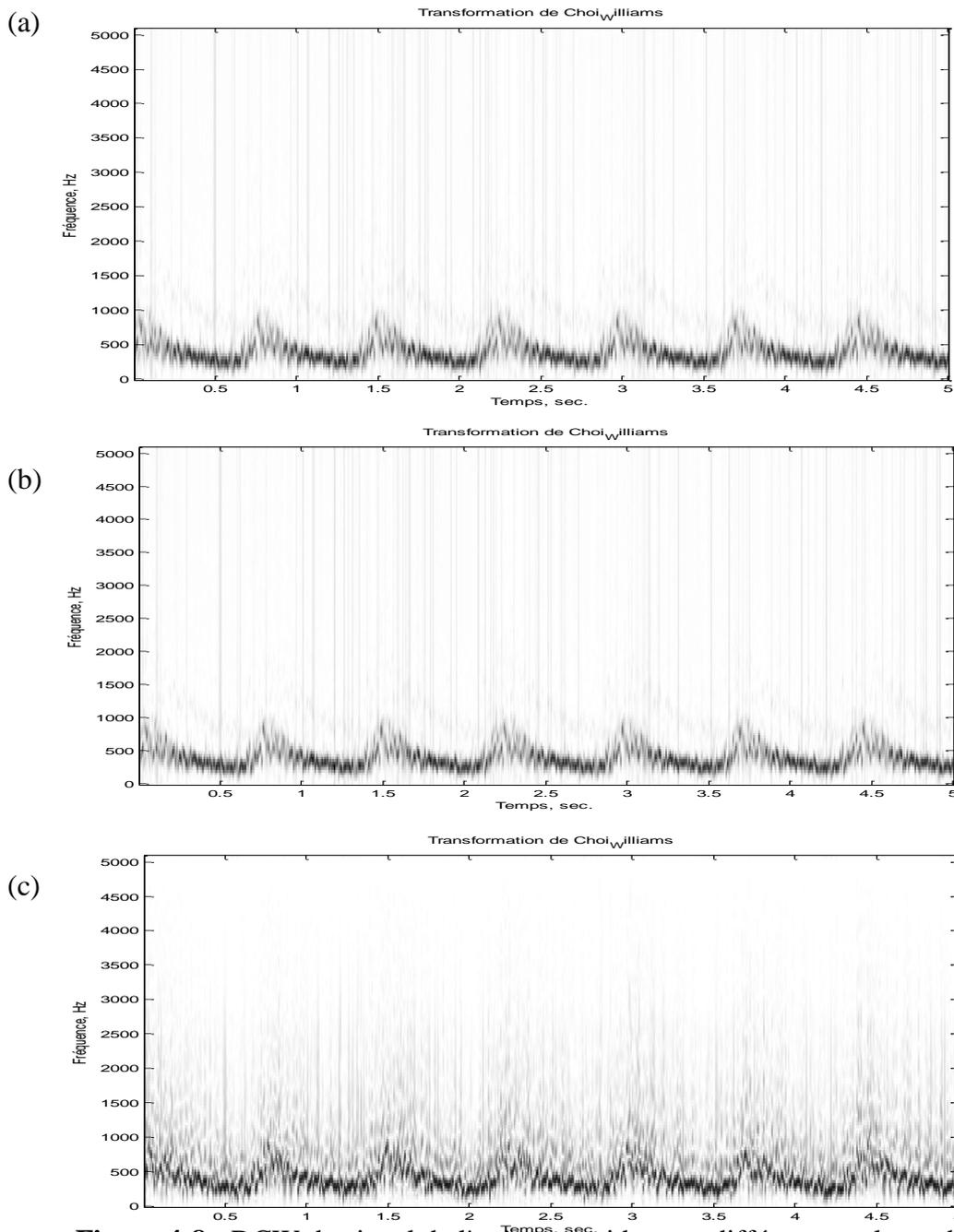


Figure 4-8 : DCW du signal de l'artère carotide pour différentes valeurs de σ
 (a) $\sigma = 1$, (b) $\sigma = 10$, (c) $\sigma = 20$.

L'analyse visuelle de ces figures montre bien que plus σ est petit plus les termes interférentiels sont réduits. De même lorsque σ augmente ($\sigma = 20$) les termes d'interférences augmentent et le résultat est comparable à celui de la DWV.

4.4 Conclusion

Au cours de ce chapitre, des rappels théoriques sur les représentations temps – fréquence principalement le spectrogramme et la distribution de Wigner – Ville (DWV) ont été d'abord faits. Cela était suivi par une étude illustrative de l'application de ces techniques sur des signaux Doppler de l'artère carotide.

Il a été confirmé que le spectrogramme permettant de générer les sonogrammes reflétant l'écoulement du sang dans l'artère carotide, souffrait de résolution temporelle et fréquentielle.

Les résultats obtenus par l'application de la DWV sur ces mêmes signaux ont montré l'aptitude de cette technique à générer une bonne résolution temporelle et fréquentielle. Toutefois ces mêmes résultats souffraient des termes interférentiels qui sont essentiellement dus au caractère quadratique de la distribution.

L'étude a été poursuivie par l'évaluation de deux méthodes permettant de lisser ces interférences. Les résultats obtenus ont montré que d'un côté le lissage séparable ou bien la DPWVL permet d'obtenir des bons résultats avec le même type de fenêtre utilisé en spectrogramme (fenêtre de Hanning à 128 points). D'un autre côté l'autre type de lissage non séparable ou bien la DCW a permis de réaliser des résultats comparables au type de lissage précédent moyennant un choix approprié de la valeur de la variance.

5

Quantification de degré des sténoses carotidiennes

5.1 Introduction

Quantifier une sténose carotidienne est fondamental pour prendre en charge un patient vasculaire. La présence d'une sténose carotidienne permet d'induire un mouvement tourbillonnaire en aval du rétrécissement artériel. Dans ce cas les globules rouges prennent plusieurs vitesses et dans toutes les directions.

Sur les sonogrammes obtenus par les méthodes quand on a déjà présentés (STFT et Wigner Ville), ces vitesses se traduisent par une dispersion des fréquences. Rappelons qu'une évaluation de cette dispersion permet d'apprécier le degré de sévérité des sténoses et ceci en utilisant l'index d'élargissement spectrale (SBI) [5].

$$SBI(\%) = \frac{f_{\max} - f_{\text{moy}}}{f_{\max}} \cdot 100 \quad (5-1)$$

Le SBI doit être calculé au niveau des pics systoliques. Ces pics sont déterminés suite à différentes étapes qui se résume comme suit :

- Détermination des enveloppes fréquentielles maximales, minimales et moyennes.
- Lissage des enveloppes fréquentielles maximales et moyennes.
- Détermination des pics systoliques.
- Calcul du SBI.

Ces différentes étapes sont décrites et illustrées en appliquant le signal Doppler précédemment utilisé dans le chapitre 4.

5.2 Détection des enveloppes fréquentielles

La méthode qui est utilisée pour déterminer les enveloppes fréquentielles maximales, minimales et moyennes à partir des sonogrammes obtenus est basée sur le seuillage [8].

Le sonogramme comporte à chaque instant un spectre fréquentielle, la première valeur du spectre qui dépasse le seuil est définie comme f_{\min} et la dernière valeur est f_{\max} (figure 5.1). La fréquence moyenne est définie comme étant le moment du premier ordre (moyenne) de chaque spectre fréquentielle compris entre f_{\max} et f_{\min} [6].

$$f_{moy} = \frac{\sum_{f=f_{\min}}^{f_{\max}} f \cdot g(f)}{\sum_{f=f_{\min}}^{f_{\max}} g(f)} \quad (5-2)$$

Où $g(f)$ est le spectre fréquentiel instantané.

Cette méthode permet d'éliminer toutes les fréquences situées à l'extérieur de la bande (f_{\max} , f_{\min}) qui sont considérées comme bruits. Ils sont généralement dus dans le cas de la STFT, à la nature de la fenêtre d'analyse et dans le cas de la distribution de Wigner Ville des caractéristiques de la fonction de lissage.

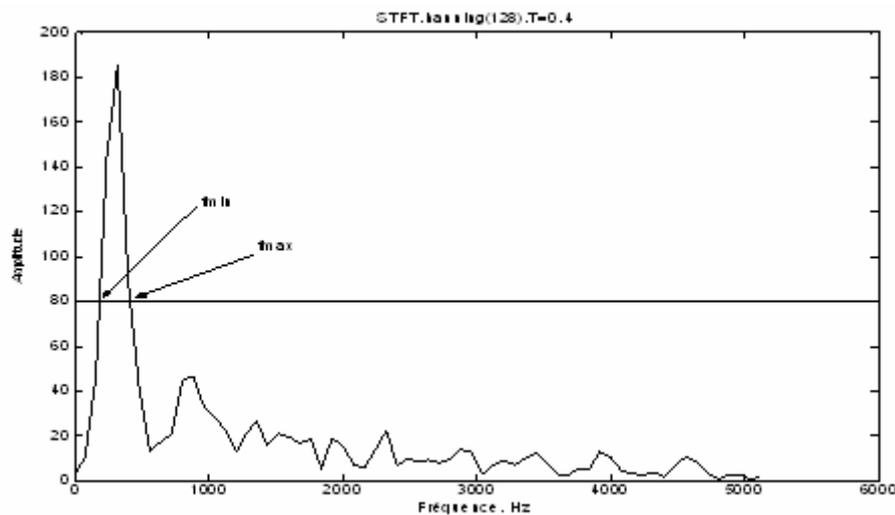
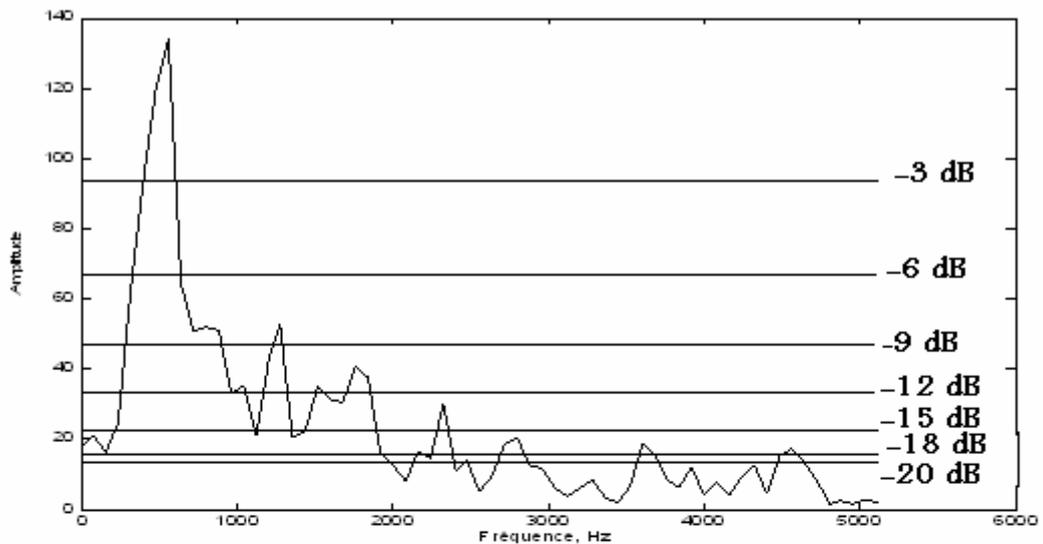


Figure 5-1 : Détermination des fréquences maximales et moyenne à partir du seuillage.

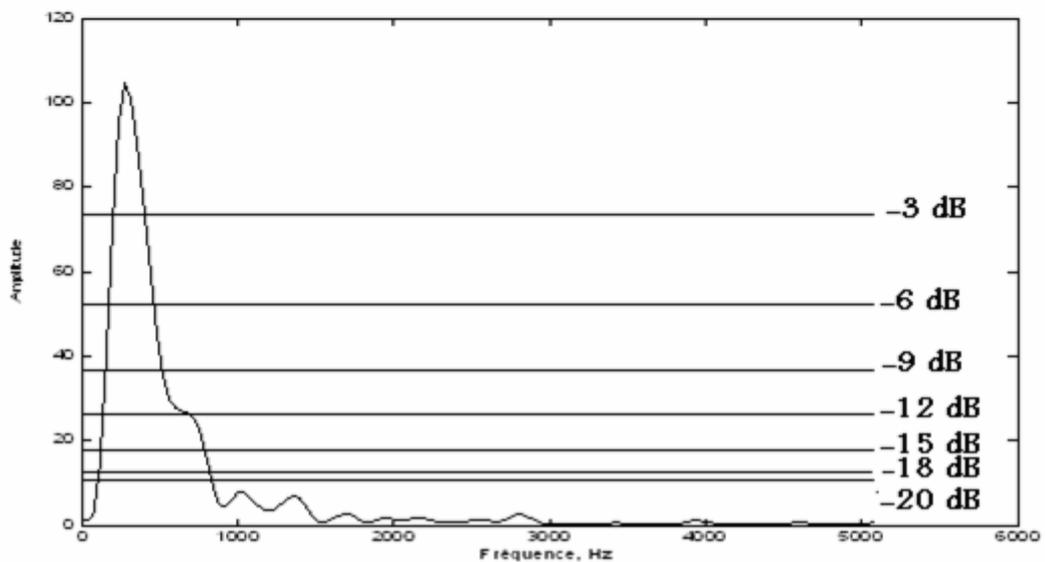
Le problème majeur de cette approche est le choix du seuil qui doit être choisi de telle façon à ne pas éliminer les composantes fréquentielles informationnelles. Généralement le choix d'un seuil est réalisé d'une manière expérimentale.

La figure 5.2 ci-dessous illustre les résultats obtenus faisant apparaître les différents seuils expérimentés sur les sonogrammes déterminés à partir de la STFT, la DPWVL et la DCW.

(a)



(b)



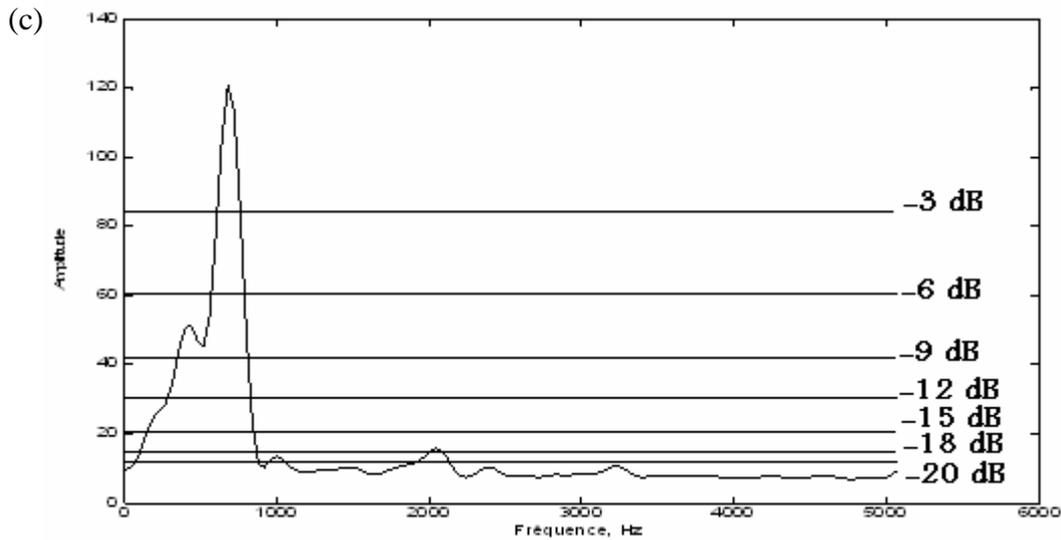


Figure 5-2 : Implémentation du seuil pour le calcul des fréquences maximales et minimales : (a) spectre instantané calculé par STFT, (a) spectre instantané calculé par DPWVL, (a) spectre instantané calculé par DCW.

Le spectre instantané calculé par STFT (figure 5.2a) est caractérisé par la présence des composantes de haute fréquence et d'amplitude importante. L'élimination de ces composantes nécessite l'utilisation d'un seuil de -6 dB. En effet, comme cela est illustré, un choix de seuil de valeur plus faible va inclure des fréquences qui sont considérés comme bruit, de même un choix de seuil de valeur plus élevée va éliminer des fréquences utiles.

Relativement à la DPWVL et la DCW, les spectres instantanés calculés par ces deux méthodes (figure 5.2b, 5.2c) sont plus lisses et les composantes de haute fréquence sont de très faibles amplitudes. C'est pour cette raison qu'un seuil de -15 dB est suffisant pour séparer l'information utile du bruit.

Les enveloppes fréquentielles maximales et moyennes ainsi obtenues sont représentées sur la figure 5.3.

Les résultats obtenus montre en fait que les enveloppes fréquentielles générées pour les trois approches de calcul la STFT, la PDWVL et la DCW présentent des

transitions multiples rendant difficile la bonne localisation des pics systoliques. Un lissage de ces enveloppes est alors nécessaire.

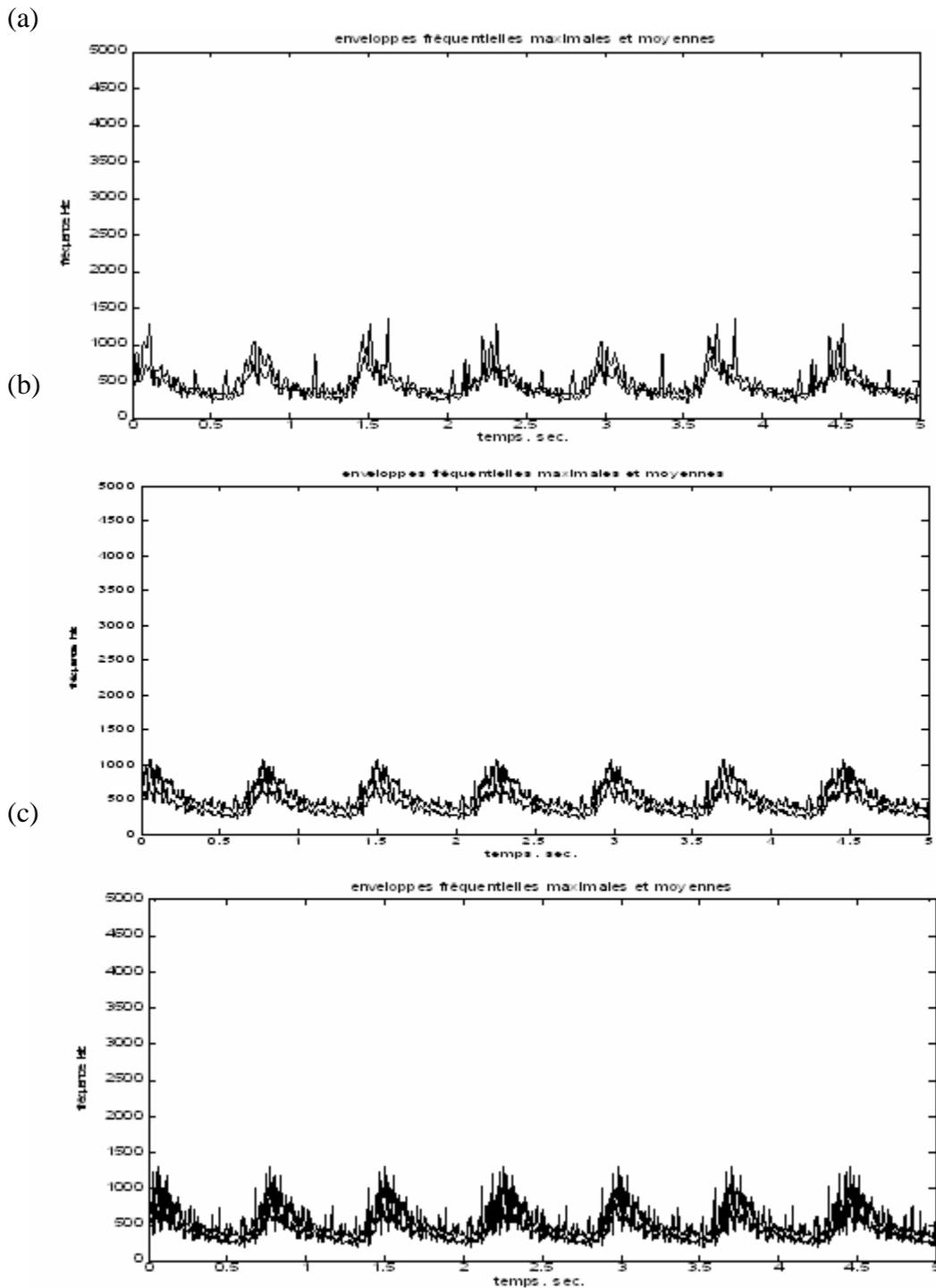


Figure 5-3 : Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes extraites: (a) à partir du sonogramme calculé par la STFT, (b) à partir du sonogramme calculé par la DPWVL, (c) à partir du sonogramme calculé par la DCW

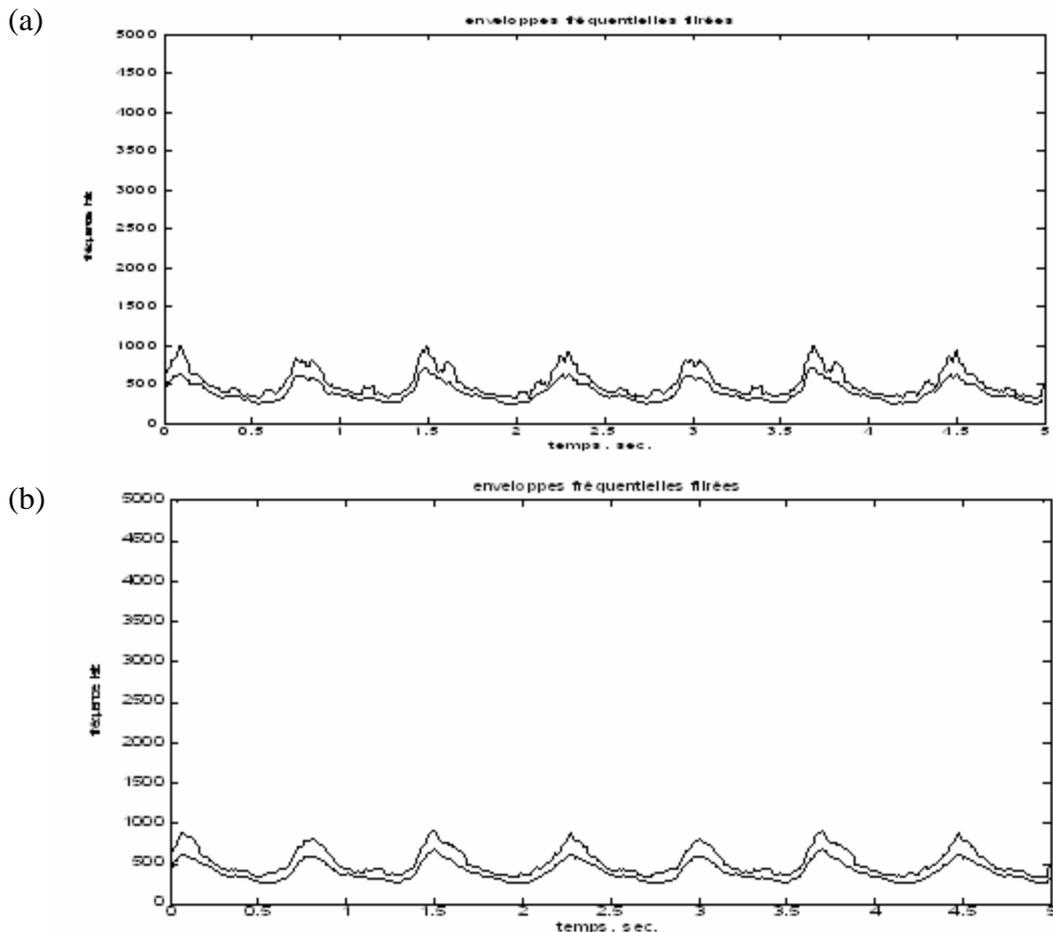
5.3 Lissage des enveloppes fréquentielles

Pour faciliter la détection des pics systoliques, il est nécessaire de lisser les enveloppes fréquentielles obtenus. Ceci est très intéressant surtout dans le cas de la DWV car elle fournit une très bonne résolution temporelle qui peut fausser la localisation des pics systoliques. Pour réaliser cette opération un filtrage est nécessaire.

Le filtre utilisé dans cette application est un filtre moyenneur défini par [8] :

$$y(nT) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N x((n-i)T) \quad (5-3)$$

Le nombre de point N du filtre dépend de la méthode utilisée pour calculer le sonogramme, et du degré de lissage qu'on veut réaliser. En effet, les figures 5.4, 5.5 et 5.6 ci-dessous illustrent le résultat du lissage des enveloppes fréquentielles obtenues pour chaque méthode : la STFT, la PDWVL et la DCW pour différents nombre de point N .



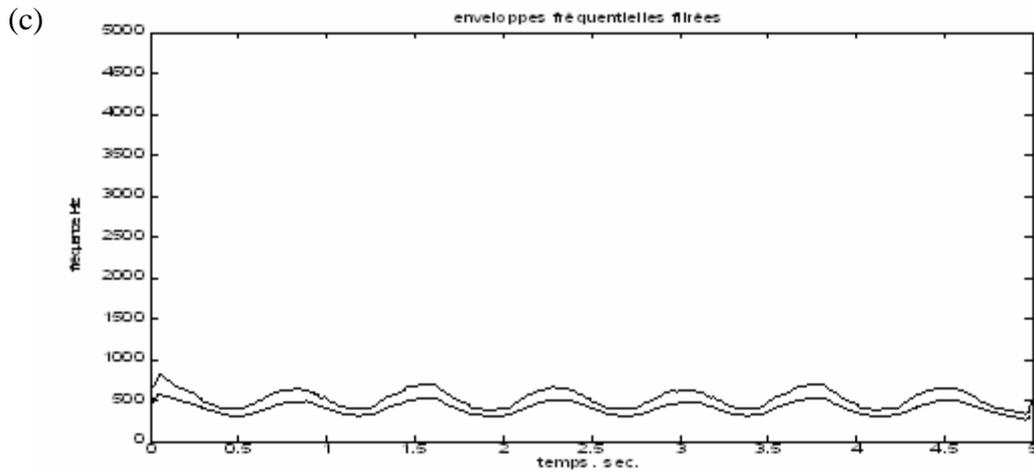


Figure 5-4 : Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes obtenue par STFT et filtrée par un filtre moyennneur de: (a) 5 points , (b) 10 points, (c) 20 points.

Nous remarquons bien que lorsque on augmente le nombre de point sur lesquelles on fait la moyenne on obtient un bon lissage mais par contre l'amplitude des enveloppes s'atténue.

Il est donc nécessaire de choisir le nombre de point qui assure un bon lissage sans trop atténuer l'amplitude des enveloppes fréquentielles. Pour cela le filtre moyennneur à 10 points est un bon compromis.

Pour le lissage des enveloppes fréquentielles obtenus par la DPWVL et la DCW, la même démarche est utilisée pour le choix du filtre.

Il est évident que ces deux méthodes fournissent une résolution beaucoup plus grande que celle de la STFT. Il est alors clair que le moyennage doit se faire sur un nombre plus grand d'échantillons. Pour cela trois filtres moyennneurs respectivement avec 100, 500 et 1000 points sont expérimentés.

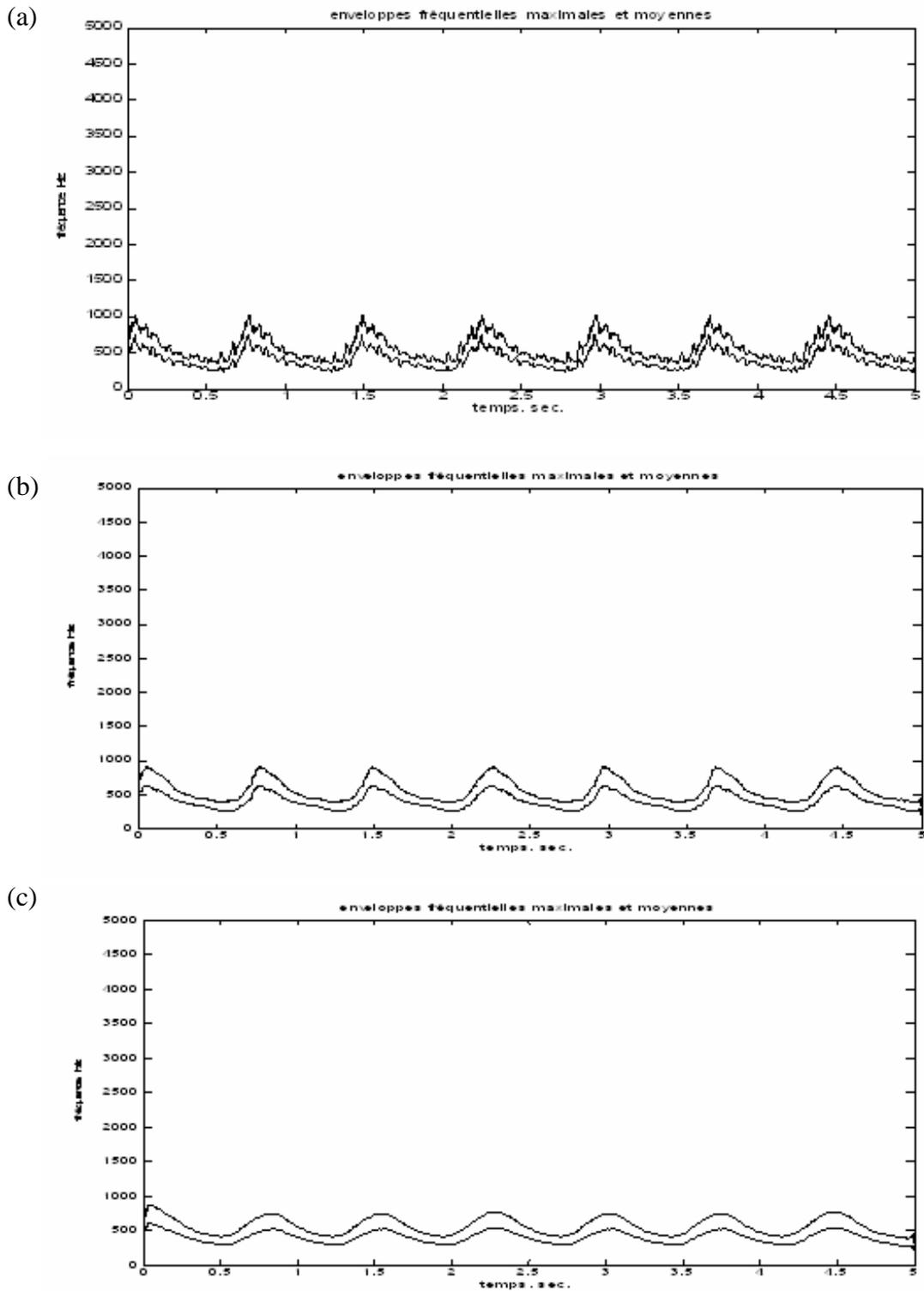


Figure 5-5 : Envelopes fréquentielles maximales et moyennes obtenues par la DPWVL et filtrées par un filtre moyenneur de: (a) 100 points, (b) 500 points, (c) 1000 points.

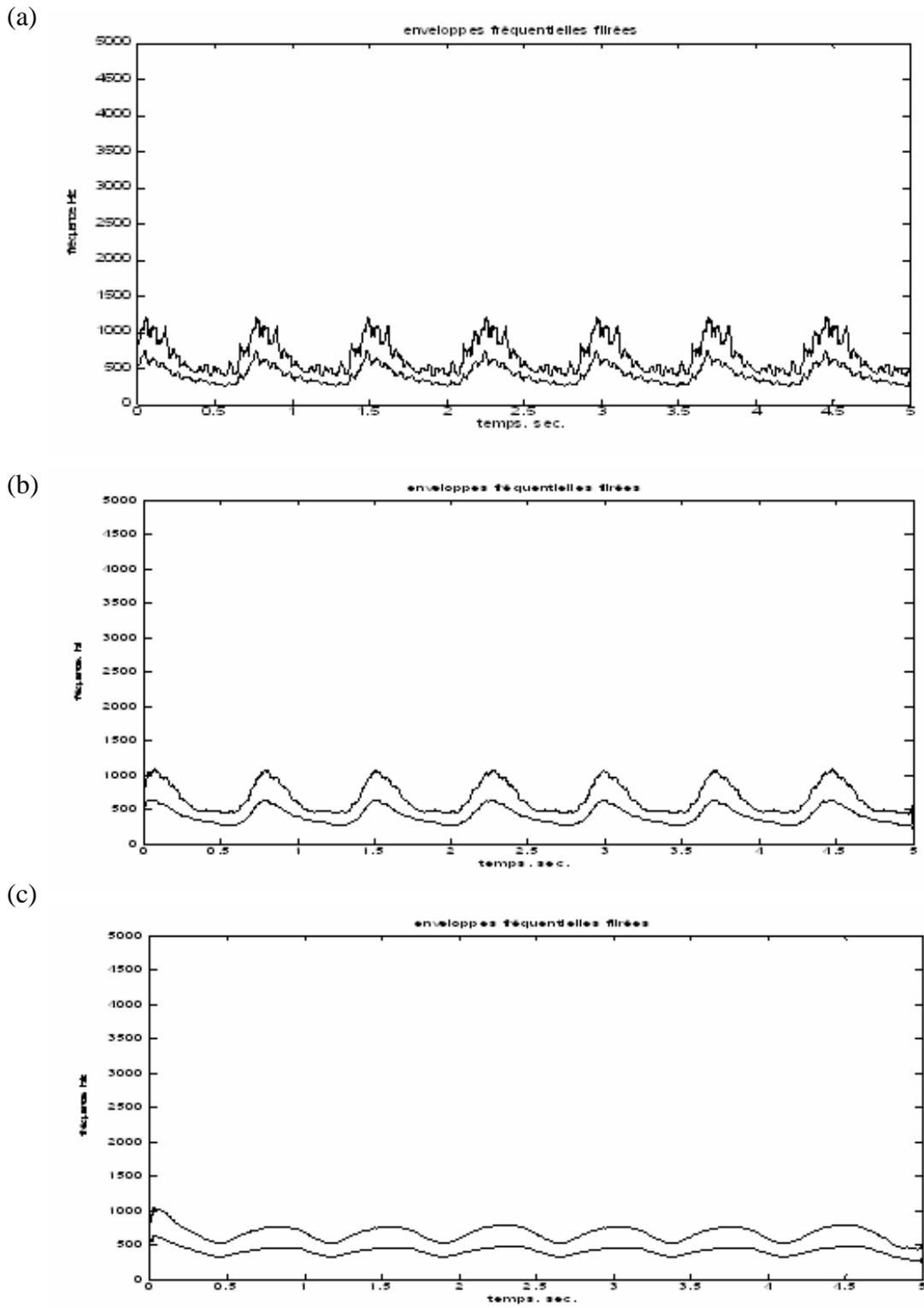


Figure 5-6 : Enveloppes fréquentielles maximales et moyennes obtenue par la DCW et filtrée par un filtre moyeneur de: (a) 100 points , (b) 500 points, (c)1000 points.

Pour les deux méthodes d'analyse (DPWVL et la DCW), il est clair que le filtre moyenné à 500 points assure un bon lissage des enveloppes fréquentielles et une faible atténuation des amplitudes. C'est un choix de compromis.

5.4 Détermination des pics systoliques et élimination des pics non systoliques

Puisque le SBI est calculé par le rapport $(f_{\max} - f_{\text{moy}}) / f_{\max}$ il est nécessaire d'utiliser les valeurs les plus grandes de f_{\max} et f_{moy} car l'utilisation des petites valeurs risque d'introduire une grande erreur dans le calcul du SBI [8], [5]. Pour cette raison, le SBI sera calculé au niveau des pics systoliques, ou les fréquences du spectre Doppler sont maximales.

La démarche utilisée pour déterminer les pics systoliques est basée sur l'élimination des pics non systoliques. Cette élimination se fait en exploitant les deux méthodes suivantes [8] :

- **1^{ère} méthode** : Élimination du maximum des pics non systoliques par l'implémentation d'un seuil. La valeur de ce seuil se trouve au milieu du flux systolique maximal et le flux diastolique minimal (le point S sur la figure 5.7). Dans ce cas les pics inférieurs à ce seuil sont éliminés.
- **2^{ème} méthode** : Les pics non systoliques qui sont supérieurs au seuil sont éliminés en calculant la différence temporelle entre deux pics successifs. Si la différence de temps entre deux pics voisins est inférieure à 0.5 seconde le deuxième pic est éliminé (rappelons que la durée minimale qu'on peut avoir entre deux pics voisins est de 0.5 seconde et qui correspond à un rythme de 120 bat/min).

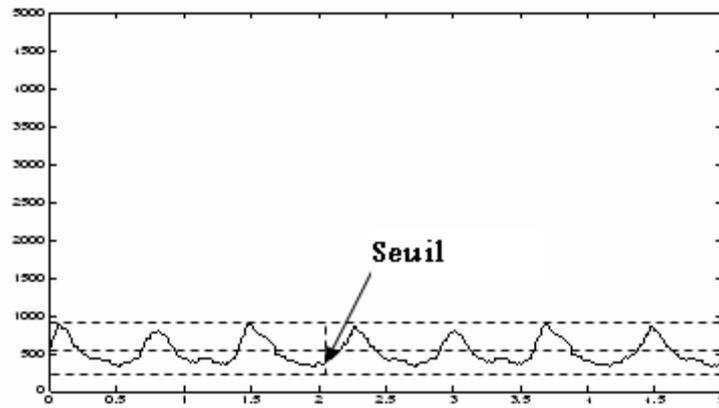
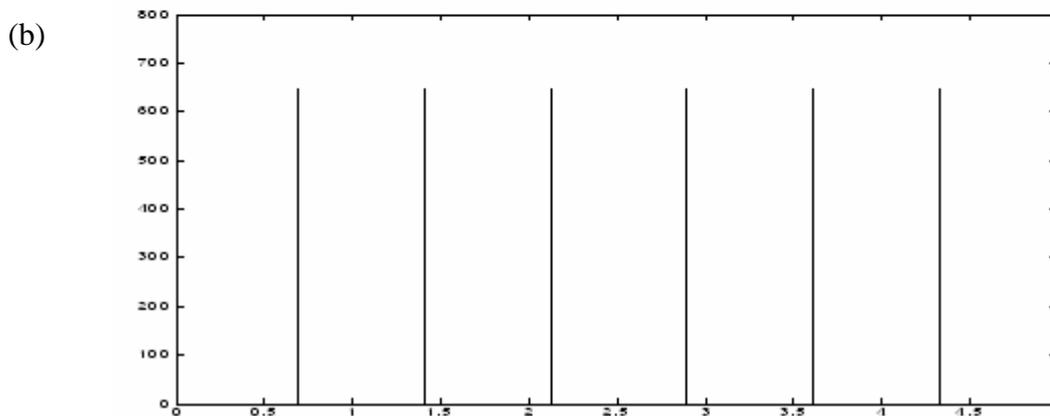
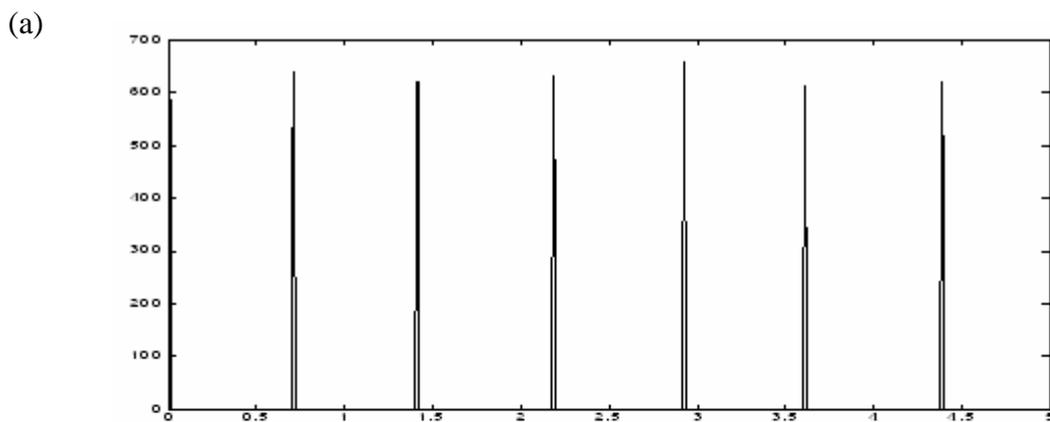


Figure 5-7 : Implémentation du seuil pour éliminer les pics non systoliques.

Les pics systoliques contenus dans les enveloppes fréquentielles maximales obtenus à partir de la STFT, la DPWVL et la DCW sont représentés sur la figure 5.8 ci dessous.



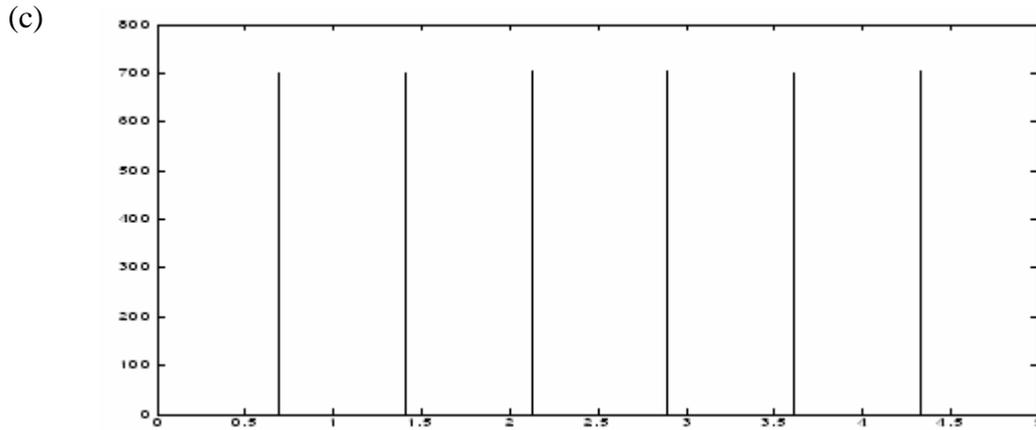


Figure 5-8 : Les pics systoliques contenus dans les enveloppes fréquentielles maximales pour les trois méthodes d'analyse (a) STFT, (b) PDWVL, (c) DCW.

Les instants d'apparition des pics systoliques pour chaque méthode d'analyse sont résumés dans le tableau 5.1 ci-dessous :

Méthode d'analyse	Instants d'apparition des pics systoliques (Seconde)						
	STFT	0.05	0.75	1.45	2.22	2.96	3.65
DPWVL	0.042	0.69	1.14	2.13	2.89	3.6	4.33
DCW	0.043	0.70	1.12	2.14	2.91	3.7	4.31

Tableau 5-1 : Instants d'apparitions des pics systoliques.

Il est clair que les trois méthodes d'analyse produisent des instants d'apparition des pics systoliques comparables.

5.5 Détermination du SBI

Après la détermination des pics systoliques il est alors possible d'estimer l'index d'élargissement spectral SBI.

Le SBI est calculé au niveau des pics systoliques en utilisant la relation $(f_{\max} - f_{\text{moy}}) / f_{\max}$. Il existe deux méthodes pour calculer le SBI [5] :

- La première méthode consiste à calculer la moyenne des paramètres f_{\max} et f_{moy} de chaque pic systolique, et puis on déduit le SBI.
- La deuxième méthode consiste à calculer le SBI au niveau de chaque pic systolique et de faire la moyenne des SBIs trouvés.

La deuxième méthode est plus efficace que la première car s'il y a des pics systoliques de différentes amplitudes une erreur de calcul de la valeur moyenne de f_{\max} et f_{moy} est produite et par suite une erreur dans le calcul du SBI.

Le SBI obtenu pour l'enregistrement considéré est de 24 % pour la STFT, 26 % pour la DPWVL et 30% pour la DCW.

On remarque que les valeurs du SBI pour les trois méthodes d'analyse sont comparables.

5.6 Conclusion

Au cours de ce chapitre, une étude détaillée sur le calcul de l'index d'élargissement spectral SBI a été faite. On a pu montrer que le calcul de SBI est fortement lié à la localisation des pics systoliques.

Ces pics sont détectés en exploitant les enveloppes fréquentielles maximales et moyennes. Ces enveloppes sont générées à partir du sonogramme par un seuillage. Le seuil choisis est fortement lié à la méthode utilisée pour générer le sonogramme. Pour cela une étude expérimentale sur le choix du seuil a été faite.

Cette étude a montré que pour la STFT un seuil de -6 dB est nécessaire pour extraire l'information utile du bruit, par contre pour les deux autres méthodes à savoir la DPWVL et la DCW un seuil de - 15 dB est suffisant puisque ces deux méthodes nous donnent des spectres instantanés plus lisses.

Les enveloppes fréquentielles obtenues sont ensuite lissées pour bien localiser les pics systoliques. Le filtre utilisé est un filtre moyenneur de 10 points pour la STFT et 500 points pour la DPWVL et la DCW.

Une fois la localisation des pics systoliques est faite, on a pu calculer la valeur de SBI pour l'enregistrement considéré et on a trouvé qu'elle est comparable pour les trois méthodes d'analyse.

Pour établir une relation entre le SBI et le degré de sévérité des sténoses il est indispensable de calculer le SBI pour différents enregistrements qui correspondent à différents degrés de sténose. Ceci fait l'objet du prochain chapitre.

6

Résultats et discussion

6.1 Introduction

Après avoir présenté la méthode utilisée pour le calcul de l'index d'élargissement spectral SBI pour un cas normal. On s'intéresse dans ce chapitre à présenter une étude sur différents cas présentant des sténoses carotidiennes.

Cette étude est faite en vue d'établir une corrélation entre le SBI et le degré des sténoses. Sachant que ces degrés ont été précédemment évalués par échographie Doppler (voir tableau 6.1 ci-dessous).

Les cas étudiés, et comme cela était déjà décrit en chapitre 3, ont été enregistrés au niveau du service de cardiologie du centre hospitalier universitaire de Tlemcen et au niveau du cabinet médical de cardiologie du Dr. Abdelhamid KORSO FECIANE, en utilisant la plateforme réalisée autour du BIDI 1.

Pour chaque enregistrement les sonogrammes sont calculés en appliquant les trois méthodes d'analyse temps-fréquence (STFT, DPWVL, DCW) à partir desquels les valeurs de SBI sont calculées.

Sujets	Degré de sténose en surface (%)
1	0
2	0
3	0
4	0
5	0
6	0
7	35
8	37
9	45
10	48
11	50
12	50
13	50
14	53
15	58
16	68
17	75
18	80

Tableau 6-1 : Les différents cas considérés et leur degré de sténose mesuré en surface par échographie Doppler.

L'étude est menée en subdivisant les enregistrements en deux classes, l'une correspond à des cas normaux (degré de sténose égale à 0%) et l'autre à des cas pathologiques.

6.2 Calcul du SBI pour des cas normaux (degré de sténose = 0%)

Dans cette partie, on va considérer les six enregistrements qui correspondent à des cas normaux c'est-à-dire que le degré de sténose est de 0%.

Les sonogrammes de l'un des six enregistrements calculés par les trois méthodes d'analyse à savoir la STFT, la DPWVL et la DCW sont représentés sur la figure 6.1 ci-dessous :

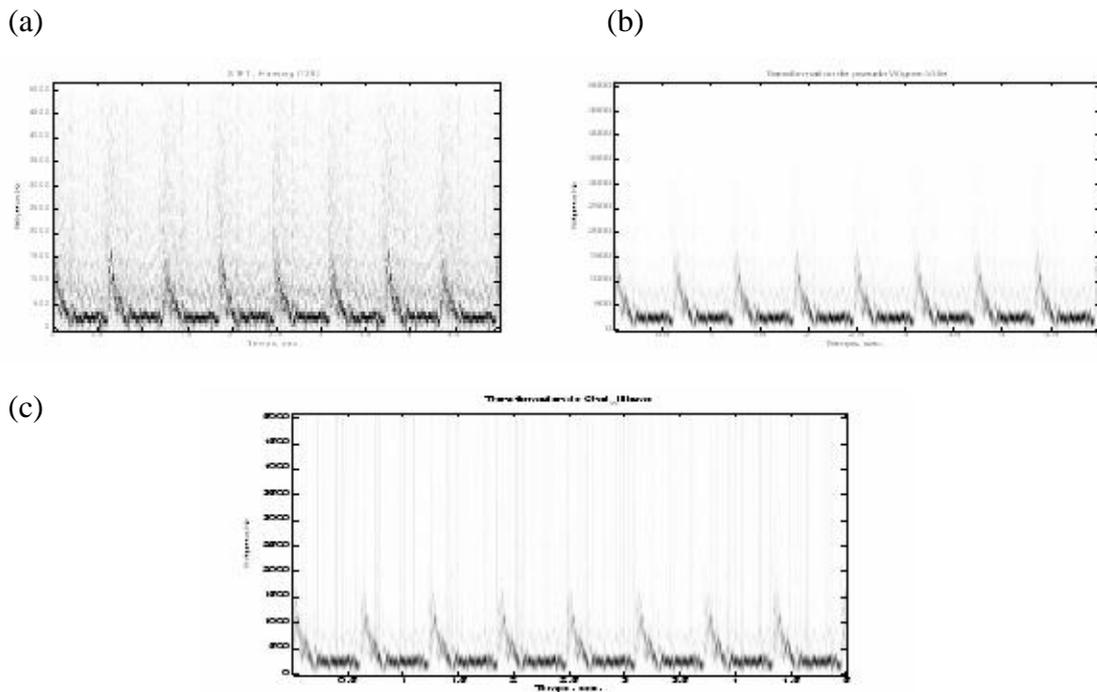


Figure 6-1 : Sonogramme de l'enregistrement 1 (pas de sténose) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

Les valeurs du SBI de chacun des six enregistrements calculées à partir des trois méthodes d'analyse sont représentées dans le tableau 6.2 ci-dessous :

Les enregistrements	SBI (%)		
	STFT	PDWVL	DCW
1	24	26	30
2	20	25	26
3	23	28	29
4	19	22	26
5	21	26	28
6	22	25	29

Tableau 6-2 : Les valeurs du SBI qui correspondent à des cas normaux calculées à partir des différentes méthodes d'analyse.

On remarque d'après le tableau ci-dessus que les valeurs du SBI calculés à partir des trois méthodes d'analyse sont comparables pour tous les enregistrements et ils sont inférieurs à 30%. On peut conclure que pour un degré de sténose de 0 % correspond un SBI inférieur à 30 %.

6.3 Calcul du SBI pour des cas pathologiques

Dans cette étude on s'intéresse aux enregistrements correspondant à des cas pathologiques présentant différents degrés de sténoses.

Les sonogrammes de ces enregistrements calculés par les trois méthodes d'analyse à savoir la STFT, la DPWVL et la DCW sont illustrés sur les figures 6.2 à 6.13.

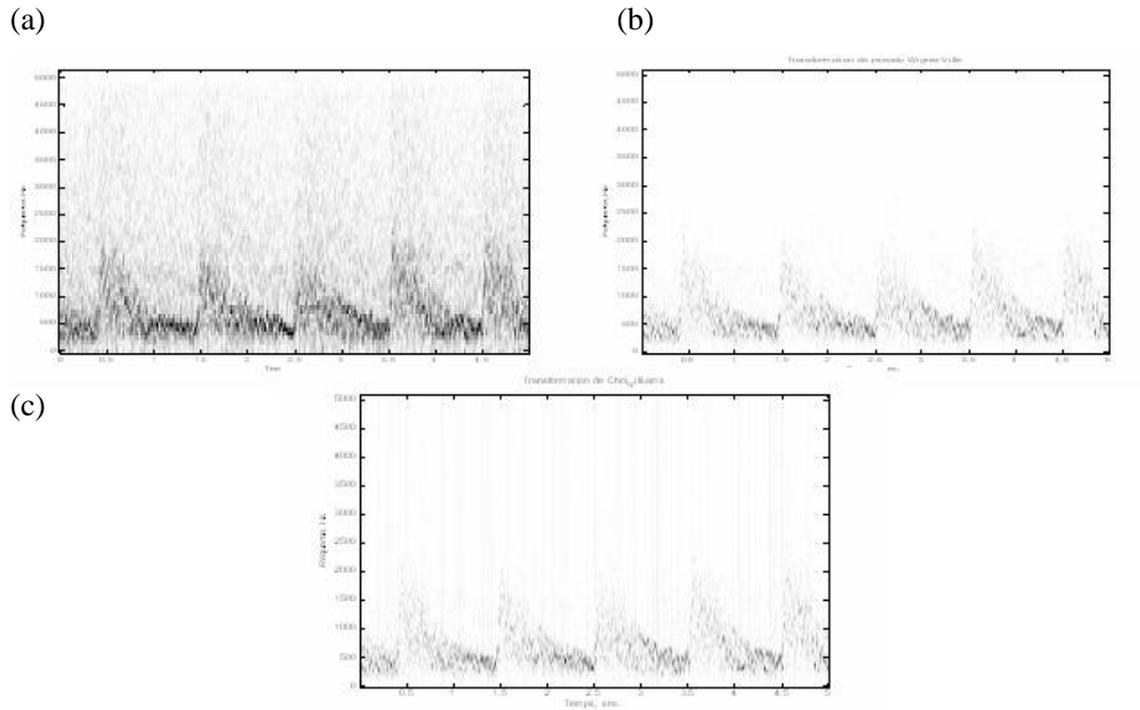


Figure 6-2 : Sonogramme de l'enregistrement 7 (sténose de 35%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

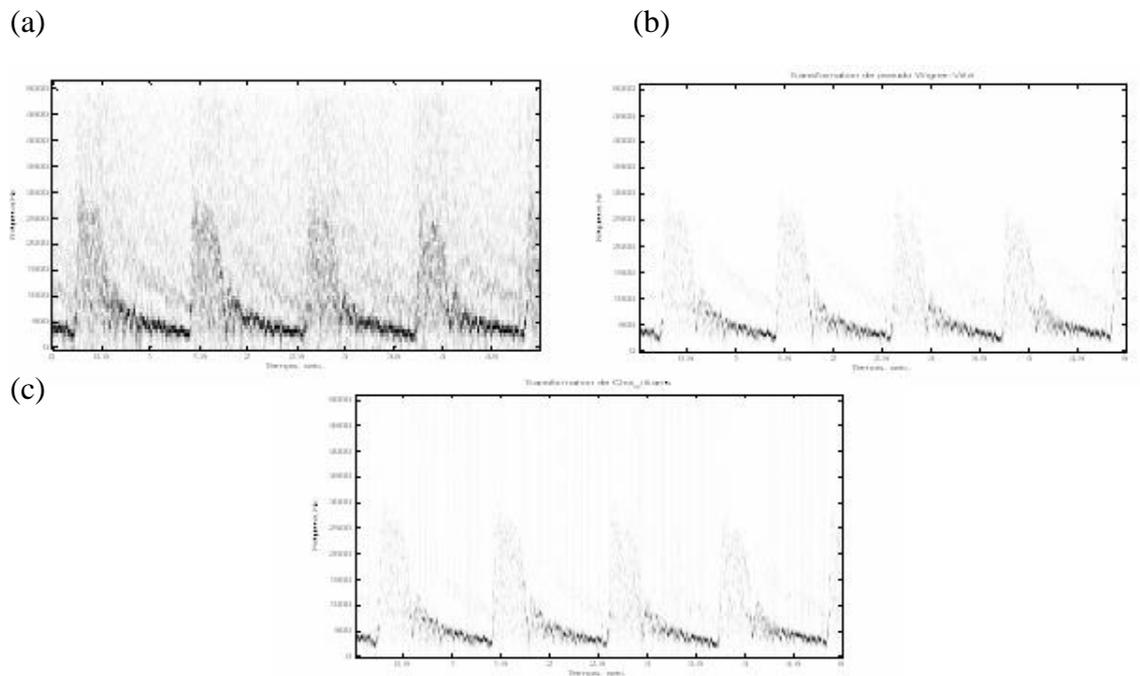


Figure 6-3 : Sonogramme de l'enregistrement 8 (sténose de 37%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

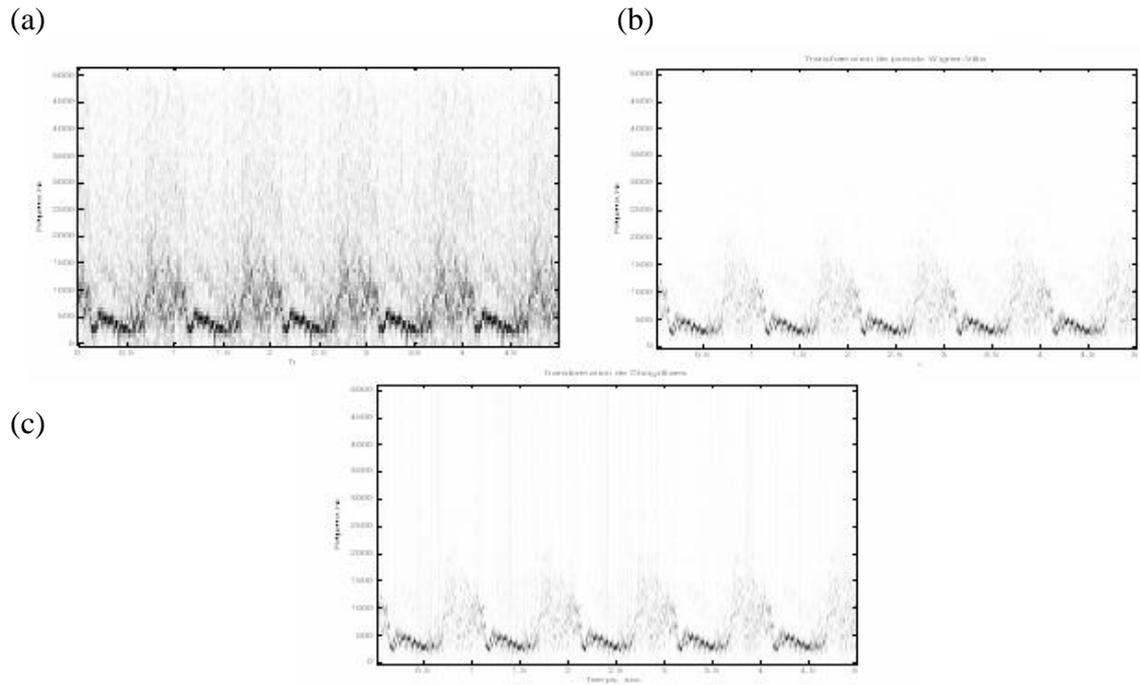


Figure 6-4 : Sonogramme de l'enregistrement 9 (sténose de 45%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

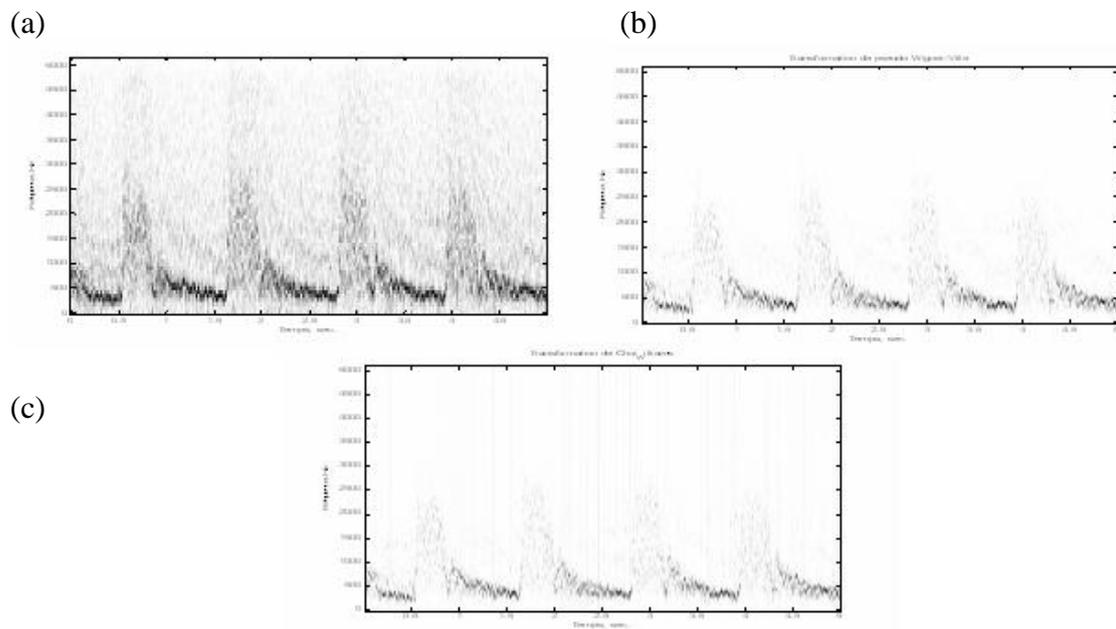


Figure 6-5 : Sonogramme de l'enregistrement 10 (sténose de 48%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

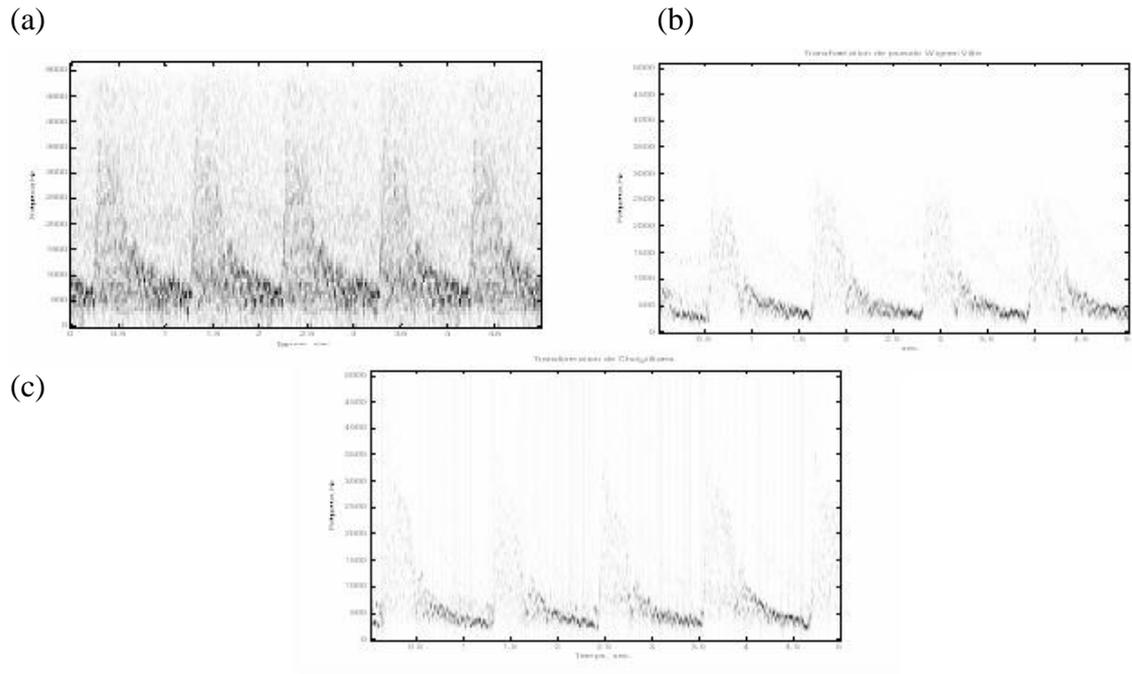


Figure 6-6 : Sonogramme de l'enregistrement 11 (sténose de 50%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

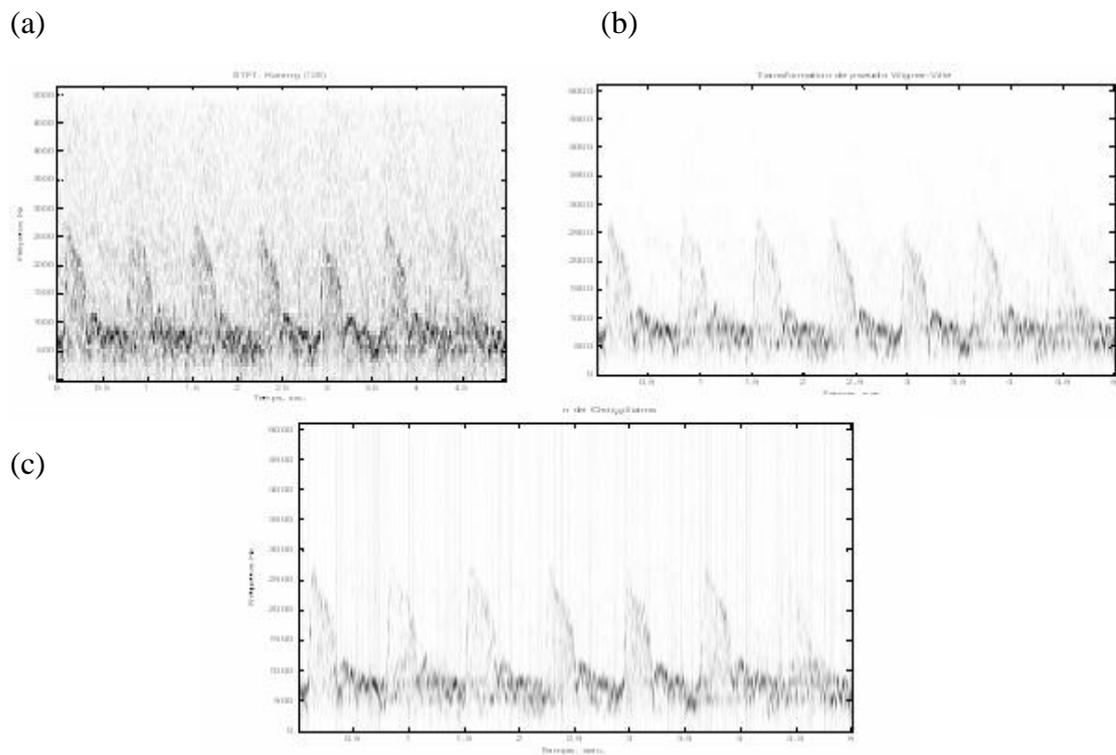


Figure 6-7 : Sonogramme de l'enregistrement 12 (sténose de 50%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

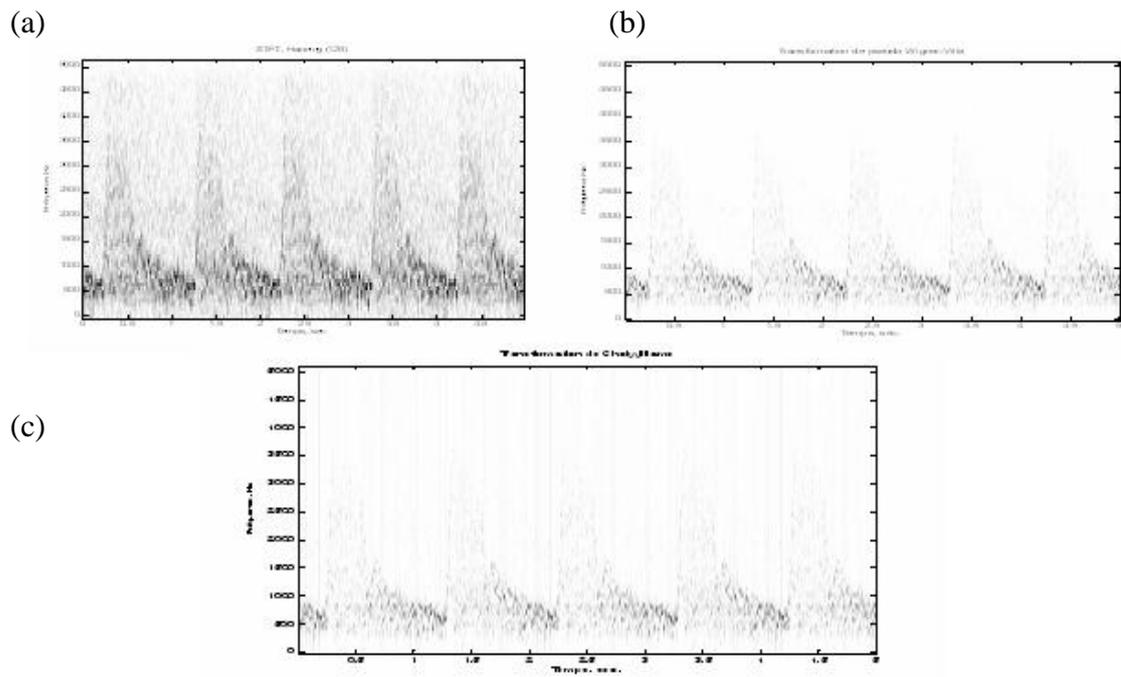


Figure 6-8 : Sonogramme de l'enregistrement 13 (sténose de 50%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

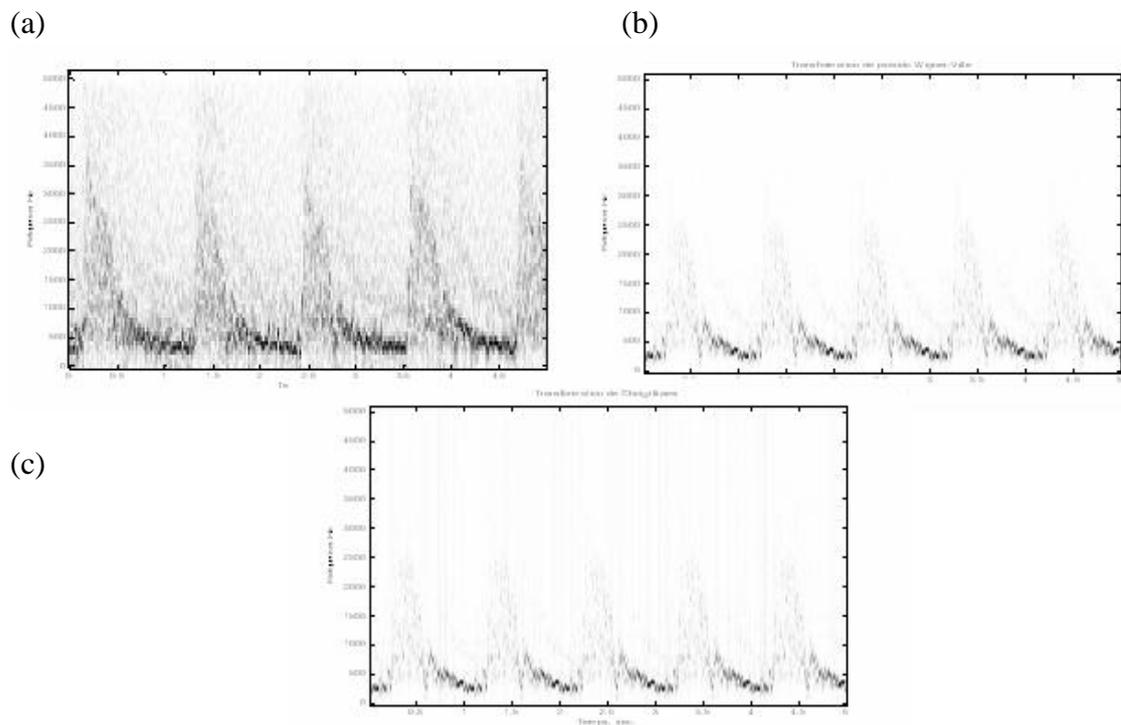


Figure 6-9 : Sonogramme de l'enregistrement 14 (sténose de 53%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

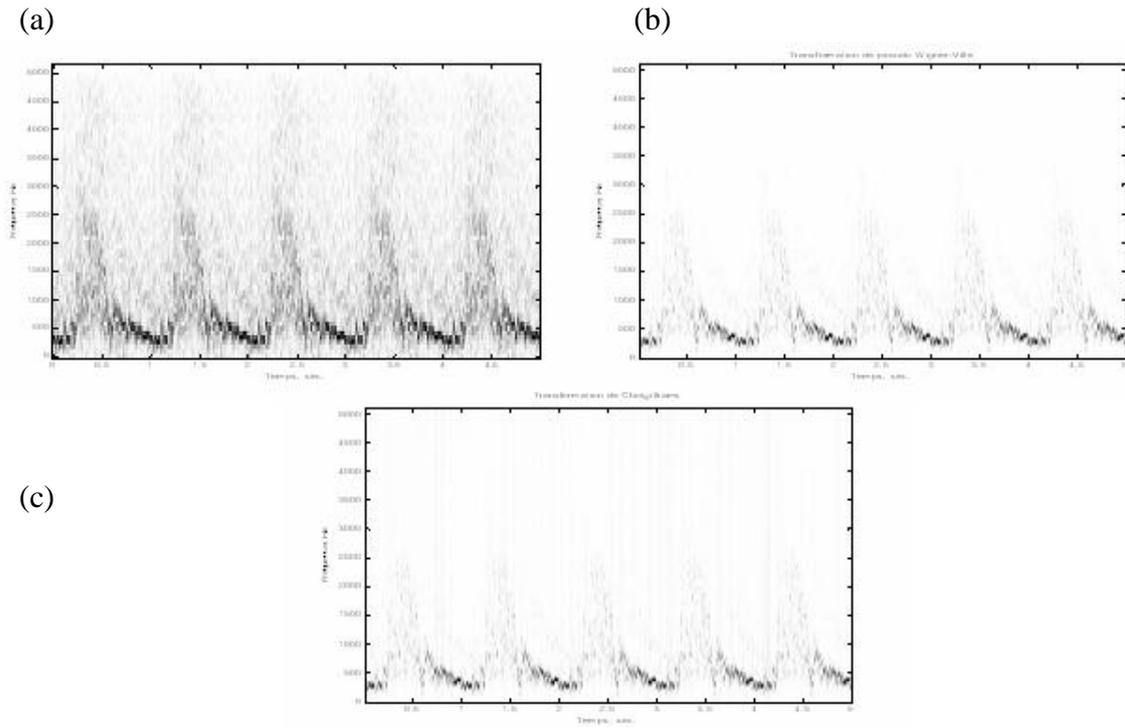


Figure 6-10 : Sonogramme de l'enregistrement 15 (sténose de 58%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

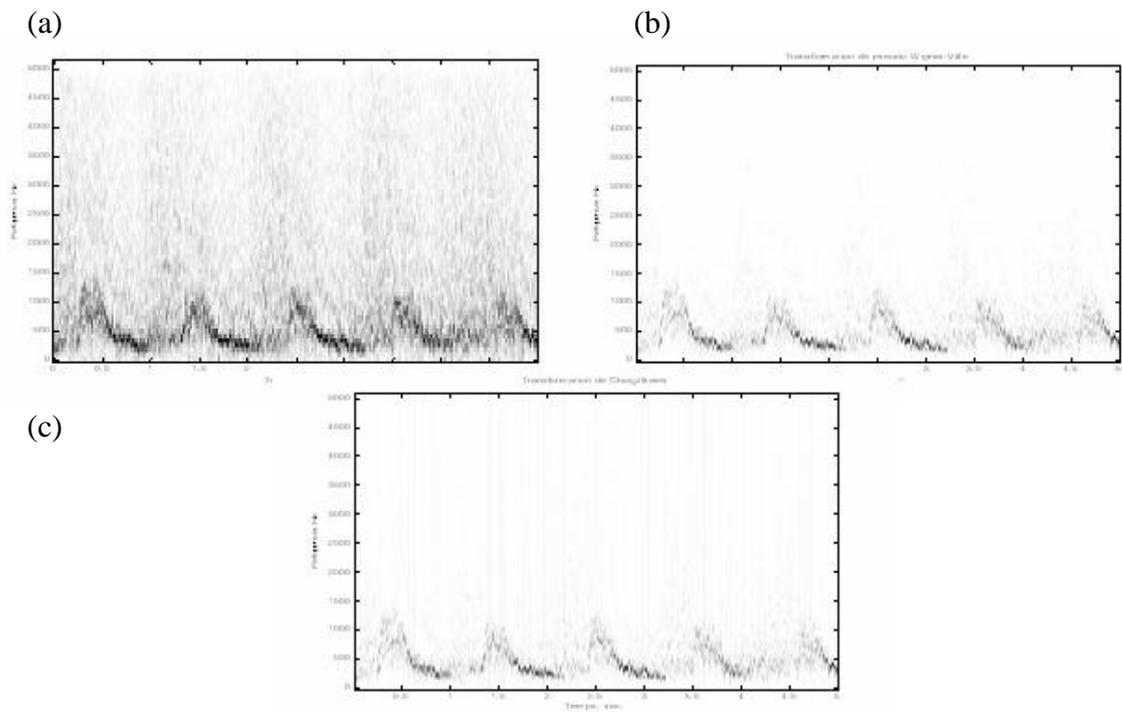


Figure 6-11 : Sonogramme de l'enregistrement 16 (sténose de 68%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

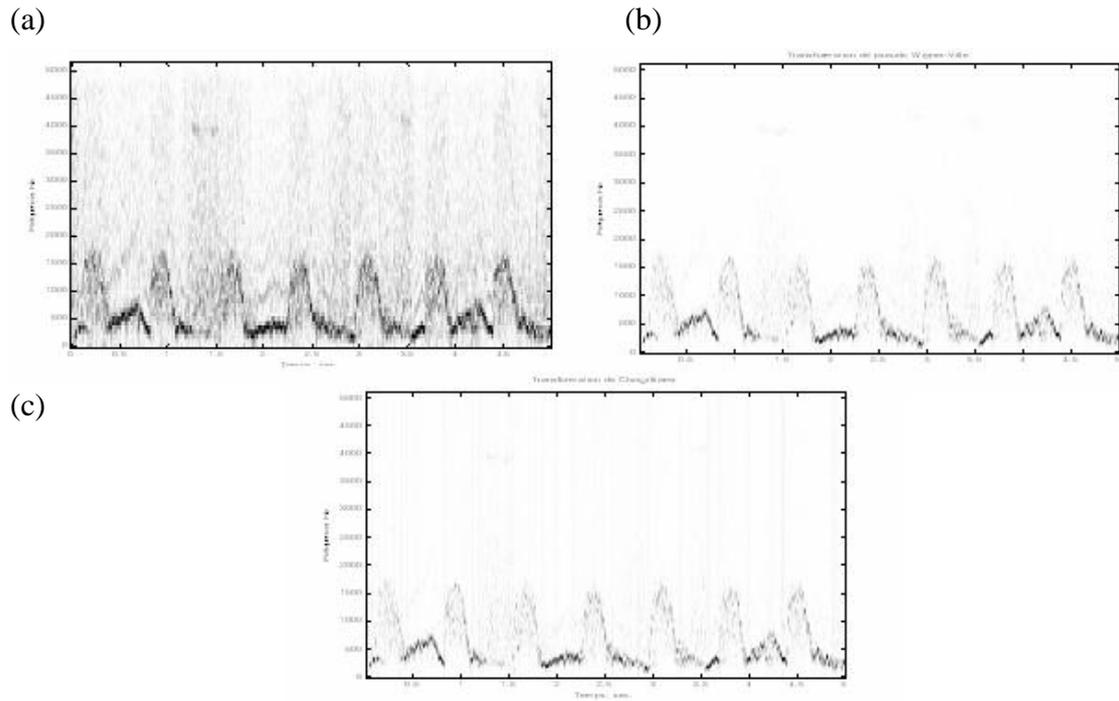


Figure 6-12 : Sonogramme de l'enregistrement 17 (sténose de 75%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

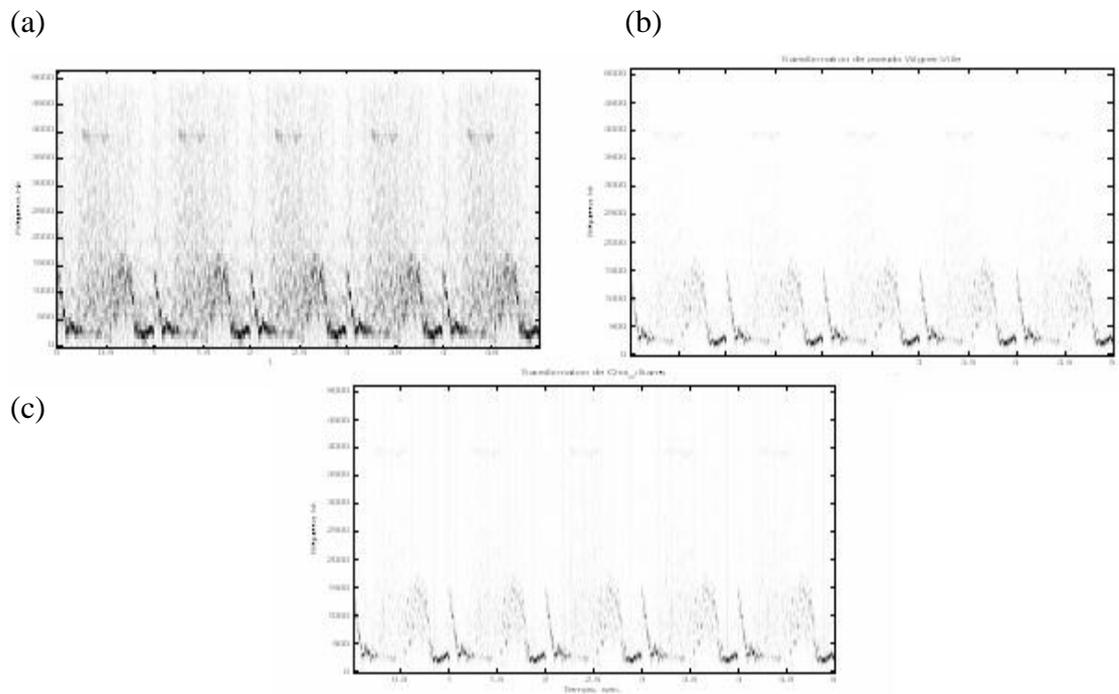


Figure 6-13 : Sonogramme de l'enregistrement 18 (sténose de 80%) calculé par : (a) la STFT, (b) la DPWVL, (c) la DCW

On remarque bien que la présence d'une sténose provoque une dispersion des fréquences vers les hautes fréquences et par conséquent un élargissement spectral. Cet élargissement de plus en plus important que la sténose est devenue importante.

On remarque aussi une diminution de la brillance dans la partie supérieure des spectres. Pour les degrés de sténose élevés on observe une accumulation des fortes brillances vers les basses fréquences.

Les valeurs du SBI de chaque enregistrement calculées à partir des trois méthodes d'analyse sont résumées dans le tableau 6.3 ci-dessous :

Les enregistrements	Degré de sténose en surface (%)	SBI (%)		
		STFT	PDWVL	DCW
7	35	33	38	40
8	37	34	37	39
9	45	37	44	48
10	48	39	43	44
11	50	41	43	45
12	50	44	45	47
13	50	40	43	47
14	53	44	46	48
15	58	50	54	59
16	68	52	60	61
17	75	57	63	65
18	80	61	68	69

Tableau 6-3 : Les valeurs du SBI qui correspondent à des cas pathologiques calculées à partir des différentes méthodes d'analyse.

D'après le tableau, on peut conclure, d'une part, que les valeurs du SBI calculées à partir de la DPWVL et la DCW sont un peu plus grandes que celles calculées à partir de la STFT. Mais d'une manière générale ce sont des valeurs comparables. D'autre part, on remarque que la valeur du SBI évolue avec le degré de sténose.

On remarque aussi que les valeurs du SBI qui correspondent à des cas de même degré de sténose (50%) sont très proches.

On a bien voulu calculer le SBI pour plusieurs cas de mêmes degrés de sténoses mais pour des raisons de rareté des cas de mêmes degrés de sténoses on n'a pas pu le faire, c'était fait seulement pour le cas de 50% de degré de sténose.

6.4 Relation entre SBI et degré de sténose mesuré en surface

La figure 6.14 illustre clairement l'évolution du SBI en fonction de degré de sténose :

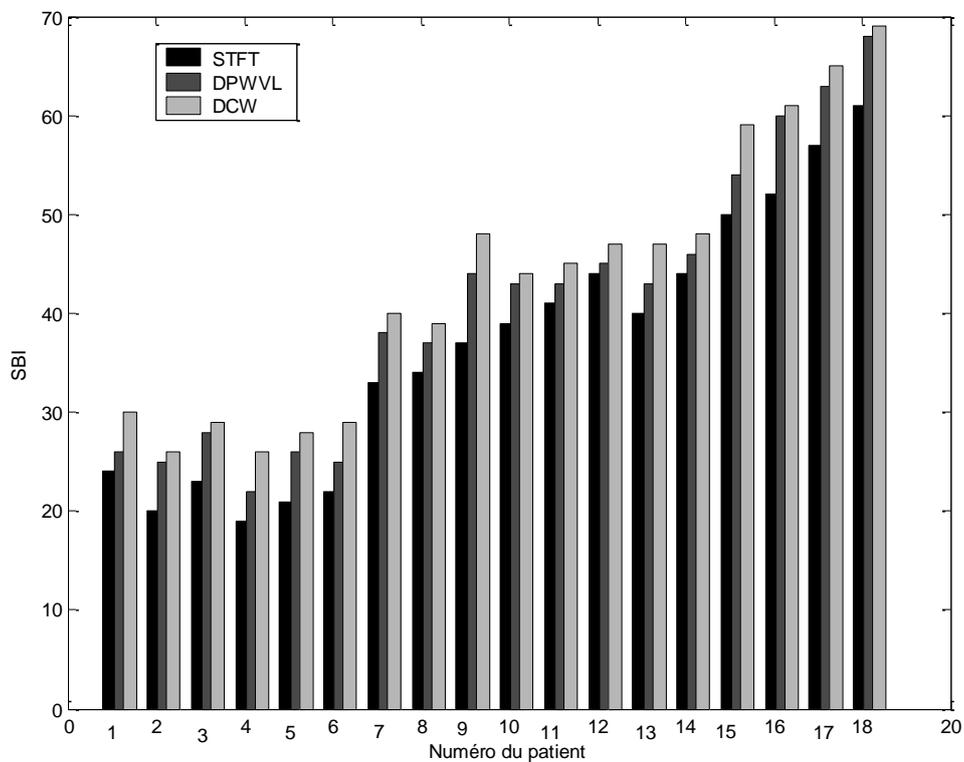


Figure 6-14 : Evolution du SBI en fonction de degré de sténose.

On remarque que la valeur du SBI ne change pas beaucoup entre des cas de même degré de sténose (entre les sujets 1, 2, 3, 4, 5, 6 et entre les sujets 11, 12, et 13). Pour les autres cas de différents degrés de sténose il est clair que la valeur du SBI évolue avec le degré de sténose mesuré en surface.

Généralement la classification des sténoses se fait selon la stadification d'Arbeille qui a été décrite dans le chapitre 2.

Selon cette classification et d'après les résultats obtenus les correspondantes ci-dessous peuvent être déduites :

- ▶ **Stade I** (sténose inférieure à 40 %) : SBI inférieur à 34% pour la STFT, inférieur à 37% pour la PDWVL, et inférieur à 39% pour la DCW.
- ▶ **Stade II** (40 à 60 %) : SBI compris entre 37 et 50% pour la STFT, entre 44 et 54% pour la PDWVL, et entre 48 et 59% pour la DCW.
- ▶ **Stade III** (60 à 75 %) : SBI compris entre 52 et 57% pour la STFT, entre 60 et 63% pour la PDWVL, et entre 61 et 65% pour la DCW.
- ▶ **Stade IV** (75 à 90 %) : il est à noter qu'on a un seul cas. Ce cas présente un SBI de 61% pour la STFT, 68% pour la PDWVL, et 69% pour la DCW.
- ▶ **Stade V** (supérieur à 90 %) : on a pas des enregistrements qui correspondent à des degrés de sténose supérieur à 90%.

6.5 Conclusion

Dans ce chapitre on a calculé l'index d'élargissement spectral SBI pour des différents cas normaux et pathologiques et on a trouvé qu'il y a une forte relation entre le SBI et le degré de sténose mesuré en surface.

On a pu montrer que pour des cas normaux la valeur du SBI trouvée à partir des trois méthodes d'analyses (STFT, PDWVL, DCW) est toujours inférieure à 30%.

Pour les autres cas on a trouvé que la valeur du SBI est proportionnelle au degré de sténose, et que pour chaque stade de degré de sténose correspond une gamme des valeurs du SBI à l'exception du cinquième stade.

Conclusion générale

Le problème de la quantification des sténoses carotidiennes à partir des signaux Doppler ultrasonore est un problème difficile de traitement du signal. Le travail présenté dans ce manuscrit a permis de mettre en évidence l'utilité du Doppler continu pour la détection des sténoses carotidiennes, et comment les méthodes de traitement du signal peuvent être adaptées pour apprécier le degré des sténoses.

Ce travail était réparti en trois parties :

La première partie a été consacrée à l'acquisition des signaux Doppler ultrasonore des artères carotides. Pour cela, à travers l'exploitation d'un vélocimètre Doppler le BIDI 1 on a pu développer et réaliser une plateforme permettant l'acquisition et l'affichage des signaux Doppler et aussi l'appréciation de degré de sévérité des sténoses.

L'acquisition de ces signaux a été réalisée au niveau du service de cardiologie du centre hospitalier universitaire de Tlemcen et au niveau du cabinet médical de cardiologie de Dr. Abdelhamid KORSO FECIANE, et cela sur plusieurs cas normaux et pathologiques.

La seconde partie a été consacrée à rechercher la méthode la plus fiable pour la représentation temps fréquence des signaux Doppler. Où il a été Il a été confirmé que le spectrogramme permettant de générer les sonogrammes reflétant l'écoulement du sang dans l'artère carotide, souffrait de résolution temporelle et fréquentielle

La deuxième méthode qui a été utilisée est la distribution de Wigner Ville qui est un outil puissant, complet et bien adapté pour l'analyse des signaux non stationnaires dans le plan temps – fréquence et qui offre une très bonne résolution temporelle et fréquentielle. Mais le problème majeur de cette distribution est la présence des termes interférentiels qui sont essentiellement dus au caractère quadratique de la distribution.

L'étude a été poursuivie par l'évaluation de deux méthodes permettant de lisser ces interférences. Les résultats obtenus ont montré que d'un côté le lissage séparable ou bien la DPWVL permet d'obtenir des bons résultats avec le même type de fenêtre utilisé en spectrogramme. D'un autre côté l'autre type de lissage non séparable ou bien la DCW a permis de réaliser des résultats comparables au type de lissage précédent moyennant un choix approprié de la valeur de la variance.

La dernière partie a été réservée au calcul de l'index d'élargissement spectral SBI à partir des sonogrammes générés par les différentes méthodes d'analyse en exploitant les enveloppes fréquentielles maximales et moyennes. Le SBI était calculé pour différents cas normaux et pathologiques. Les résultats obtenus ont montré qu'il y a une relation entre le SBI et le degré de sténose mesuré en surface, résultats qui ont été confirmés par des mesures échographiques.

Les premiers résultats obtenus durant cette étude nous permettent d'envisager un certain nombre de perspectives :

- Le calcul du SBI sur un nombre important de cas de différents degrés de sténose pour pouvoir faire une étude statistique sur un nombre d'enregistrements suffisant significatif.
- Le calcul du SBI pour différents cas de même degré de sténose pour apprécier si le même SBI est obtenu pour les mêmes degrés de sténose. Ce résultat permettra de fixer un seuil à partir duquel la décision d'évaluation du stade de la sténose va être prise à partir de SBI.
- Faire d'autres enregistrements pour différentes artères tel que l'artère fémorale, l'artère ophtalmique...

Bibliographie

- [1] J. M. Jausseran; M. Reggi; Sténose carotidienne. Collection guide à l'usage du praticien. Ed. Danièle Picart réalisations. 1998.

- [2] Ph. Melki; F. Cornud; E. Attlan; J. C. Boyer; J. F. Moreau; Echo-Doppler vasculaire et viscéral. Collection d'imagerie médicale, diagnostic. Ed. Masson. 2002.

- [3] Patrick Flandrin; Temps-fréquence. Collection traitement du signal. 2^e édit. Ed. Hermès. Paris. 1998.

- [4] Abdeldjalil Ouahabi; Techniques avancées de traitement du signal et applications. Collection science de l'ingénieur, électronique. Ed. Connaissance du monde. 1993.

- [5] P.I.J Keeton; F.S Schlindwein; Spectral broadening of clinical Doppler signals using FFT and autoregressive modeling. European journal of ultrasound. 1998; 209-218.

- [6] José Carlos S. Cardoso; Nonstationarity broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using time-frequency estimators; IEEE transactions on biomedical engineering; December 1996. Vol. 43; No. 12.

- [7] Zhenyu Guo; Louis-Gilles Durand; Howard C. Lee; Comparison of time-frequency distribution techniques for analysis of simulated Doppler ultrasound signals of the femoral artery; IEEE transactions on biomedical engineering; April 1994; Vol. 41; No. 4.

- [8] Fethi Meghnefi; Analyse et traitement du signal ultrasonore Doppler des artères carotide et fémorale. Mémoire de magistère en électronique. Univ. Aboubekr Belkaid. Tlemcen. 1998.

- [9] Ali kribeche; Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multi-capteurs pour le suivi de l'activité fœtale. Thèse. Doct. Biophysique médicale. Univ. Tours. 1999.
- [10] Dicko Abdoulaye; Ould Ahmedou Mokhtar; Etude d'un système de vélocimétrie Doppler : BIDI 1. Acquisition analyse et traitement des signaux Doppler des artères carotide et brachiale. Mémoire d'ingénieur en électronique biomédicale. Univ. Aboubekr Belkaid Tlemcen. 2006.
- [11] Jean-Marc Girault; Apport des techniques du traitement du signal à l'analyse et la détection des signaux emboliques. Thèse. Doct. Science pour l'ingénieur. Univ. Tours. 1999.
<http://www.isis.enst.fr/rilk/gdr/Kiosque/TheseHDRr=142.pdf>
- [12] Jim Baun; Physical principles of general and vascular sonography;
http://www.jimbaun.com/11_dopplerinstrumentation.pdf
- [13] D. Severac; A. Bura-Rivière; H. Boccalon; physiologie et exploration de la circulation artérielle. Ed. Elsevier Masson. Paris. 2007.
http://www.trimobe.org/Files/27_physiologie_de_la_circulation_arterielle.pdf
- [14] Jean-Claude Willemetz; Etude quantitative de l'hémodynamique de vaisseaux sanguins profonds par échographie Doppler ultrasonore. Thèse. Doct. Univ. Lausanne. 1990.
http://www.biblion.epfl.ch/EPFL/theses/1990/893/893_abs.pdf
- [15] Leonardo Florez-Valencia; Modèle d'état de cylindre généralisé et la quantification de sténoses artérielles en imagerie 3D. Thèse. Doct. Institut national des sciences appliquées de Lyon. 2006.
<http://www.docinsa.insa-lyon.fr/these/2006/delhay/these.pdf>

- [16] Nicolas Marcy; les applications de l'échocardiographie Doppler sur la sténose sous aortique du chien. Thèse. Doct. École nationale vétérinaire de Lyon. 2006.
http://www.vet-lyon.fr/bib/fondoc/th_sout/dl.php?file=2006lyon031.pdf
- [17] Freddy Mudry; cours de Traitement du signal, institut d'automatisation industrielle.
- [18] <http://www.conrad.fr/informatique-et-bureautique/multimedia/cartes-son/default.html>.
- [19] http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003_cv_rb_4.html
- [20] <http://gdr-isis.org/tftb/tutorial/node39.html>

Annexe 1

► **Accident vasculaire cérébral [1]** : ce terme regroupe les accidents ischémiques cérébraux (AIC) et les accidents hémorragiques cérébraux.

- Un accident ischémique cérébral est un accident cérébral sans saignement ou les apports en sang d'une région du cerveau sont interrompus par la présence d'un caillot dans un vaisseau sanguin.
- Un accident hémorragique cérébrale couramment appelée « hémorragie cérébrale » : il s'agit d'un vaisseau sanguin qui se déchire, de ce fait, l'apport en sang au cerveau diminue. Le sang peut alors s'échapper par la déchirure dans une partie du cerveau qui est alors endommagée.

► **L'athérosclérose [1]** : épaissement d'une paroi artérielle présentant des dépôts de cholestérol et de sels de calcium.

► **Lumière artérielle [19]** : intérieur de l'artère où le sang circule. Lorsqu'elle est rétrécie, cela s'appelle une sténose.

► **Plaque d'athérome [1]** : dépôt de tissus graisseux dans la paroi artérielle qui s'épaissit et fait saillie dans la lumière artérielle provoquant une sténose.

► **Thrombose [1]** : occlusion d'une artère par un thrombus (caillot formé par stagnation du sang).

Annexe 2

► **Traitement de la sténose**

Lorsque le diagnostic des sténoses est fait et le bilan est réalisé le médecin doit décider quels traitements il va prescrire à son patient.

A - Traitement des facteurs de risque

Les facteurs de risque des sténoses doivent toujours être traités (diabète, hypercholestérolémie..... etc.) [1]. La seule exception est l'hypertension artérielle en cas de sténose carotidienne hyperserrée. En effet, une chute brutale de la pression artérielle pourrait diminuer le flux sanguin en aval de la sténose et provoquer un infarctus cérébral.

B - Traitement de la sténose

En ce qui concerne le traitement de la sténose ou encore de la plaque d'athérome par le traitement fluidifiant (traitement antiagrégant plaquettaire ou traitement anticoagulant) et le traitement chirurgical, le médecin a 3 possibilités [19], [1]:

1. Ne prescrire ni traitement fluidifiant ni opération si la plaque d'athérome a un risque faible de provoquer un accident neurologique.
2. Prescrire un traitement fluidifiant sans opération si la plaque d'athérome n'est pas suffisamment altérée pour devoir être enlevée.
3. Adresser le patient à un chirurgien s'il estime que la plaque d'athérome est menaçante.