

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

Université Aboubeker Belkaid

Tlemcen



MEMOIRE
POUR OBTENTION DU DIPLOME DE
MAGISTER EN ELECTRONIQUE BIOMEDICALE

Intitulé:

*Analyse des signaux Doppler
Ultrasonores par les distributions
Temps-Fréquences
En vue de la détection des degrés de sévérités des
sténoses*

*Présenté par : M^{me} BENLADGHEM Aicha
Née : BENYAHIA*

Soutenu en 2008 devant la commission d'examen :

Président:

- **DEBBAL Sidi Mohamed** *M.C. à l'Université de Tlemcen*

Examineurs:

- **BOUCHAOUR Toufik** *M.C. à l'Université de Tlemcen*
- **HAMDOUNE Abdelkader** *M.C. à l'Université de Tlemcen*

Directeur de thèse :

- **BEREKSI REGUIG Fethi** *Prof. à l'Université de Tlemcen*

Année universitaire : 2007/2008

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé au laboratoire de l'électronique biomédicale du professeur F.Bereksi Reguig du département d'électronique biomédicale de l'université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen.

J'adresse mes sincères remerciements :

A mon encadreur le professeur F.Bereksi Reguig qui par ses conseils, son dynamisme m'a guidé et aidé tout au long de ce travail. Qu'il soit assuré de ma profonde reconnaissance.

Je remercie également :

Monsieur

DEBBEL Sidi Mohamed maitre ce conférence à l'université de Tlemcen qui m'a fait l'honneur de présider le jury de ce mémoire.

Monsieur

BOUCHAOUR Toufik maitre ce conférence à l'université de Tlemcen

Monsieur

HAMDOUNE Abdelkader maitre ce conférence à l'université de Tlemcen

Pour l'intérêt qu'ils ont manifesté pour ce travail, en honorant le jury de leur présence.

Je remercie infiniment mon mari B.BENLADGHEM ingénieur en électronique Biomédicale pour son aide et ses conseils le long de mes études de post graduation.



RESUME

Notre travail consiste en l'analyse et le traitement du signal ultrasonique Doppler de l'artère carotide. Ce signal est le résultat de la réflexion d'un signal de fréquence fixe (4MHz dans notre cas) généré par une sonde ultrasonique sur les globules rouges circulant dans l'artère carotide.

Le signal ultrasonique Doppler, préalablement enregistré, est analysé dans le domaine spectro-temporel par l'utilisation des méthodes d'analyses : la STFT et les paquets d'ondelettes. Chacune des méthodes permet de représenter l'évolution temporelle des spectres Doppler constituant ainsi les sonogrammes, l'analyse spectro-temporelle par ondelette présentant une résolution simultanée temps-fréquence. Ces sonogrammes représentent la forme d'écoulement du sang dans les artères. Une analyse quantitative est alors faite. Cette analyse quantitative constitue un dépistage des sténoses.

En fait le spectre Doppler est directement affecté par la présence de sténose. L'étude présentée exploite les enveloppes fréquentielles générées à partir de ce spectre pour déterminer un index repère de degré de sévérité des sténoses. Cet index appelé d'élargissement spectral est calculé pour différents cas réels étudiés.

Mots clés : signal Doppler, STFT, ondelette, SBI, sténose.



Table des matières

RESUME INTRODUCTION GÉNÉRALE

Chapitre 1 : Ultrasons-Sang

Introduction.....	01
1. Le sang.....	01
2. Les ultrasons.....	03
2.1. Quelques rappels.....	03
2.2. L'effet Doppler.....	06
2.3 Les systèmes de mesure.....	08
2.3.A- Le système Doppler continu.....	08
2.3.B- Le système Doppler pulsé.....	10
3. Estimation d'erreur dans le calcul de la vitesse :	12
Conclusion.....	14
Bibliographie.....	15
Liste des figures.....	15

Chapitre 2 : Ultrasons-Sténoses

Introduction.....	16
1 Principales artères de la circulation systémique.....	17
1.1 L'aorte.....	17
1.2 Les artères carotides.....	19
2 L'athérosclérose et la sténose artérielle.....	20
2.1 Paramètres géométriques des sténoses.....	21
2.2 Le degré de rétrécissement d'une sténose.....	22
2.3 Diagnostic de la sténose.....	22
2.4 Traitements de la sténose.....	23
3. L'écoulement du sang dans les artères.....	23
3.1- Ecoulement du sang dans les artères à hautes résistances d'aval.....	24
3.1.1-Systole.....	24
3.1.2-Reflux post-systolique.....	24
3.1.3-Flux antérograde diastolique.....	24
3.1.4-Onde dicrote.....	24
3.2-Ecoulement du sang dans les artères à basse résistances d'aval.....	25
3.2.1-Systole.....	25
3.2.2-Diastole.....	25
3.3-Ecoulement du sang dans les artères pathologiques.....	26
3.3.1-Les signes directs.....	26
3.3.1.A- L'accélération.....	26
3.3.1.B-Turbulances.....	26
3.3.2-Les signes indirects.....	27
3.3.2.A- En amont de la sténose.....	27
3.3.2.B- En aval de la sténose.....	29
Conclusion.....	30
Bibliographie.....	31
Liste des figures.....	32

Chapitre 3: Instrumentation : description hardware et software

Introduction.....	33
1. Architecture hardware de la chaîne d'acquisition.....	34
1.1. Description de l'appareil ultrasonore BIDI 1.....	34
1.2. Description de la carte son.....	36
2. Architecture software de la chaîne d'acquisition sous MATLAB.....	37
2.1. Etapes de l'acquisition sous MATLAB.....	37
2.2. Exemples des signaux doppler acquis.....	39
Conclusion.....	41
Bibliographie.....	42
Liste de figures.....	42

Chapitre 4 : Analyse spectrale du signal Doppler par la transformée De Fourier fenêtrée

Introduction	43
1. Les transformations mathématiques.....	44
2. Les inconvénients de la Transformée de Fourier.....	44
3. Transformée de Fourier fenêtrée STFT.....	45
3.1. Principe.....	45
3.2. Algorithme STFT.....	45
3.3. Analyse continue par Gaborettes.....	46
3.3.1 Les Gaborettes unidimensionnelles.....	46
3.3.2 Le cas multidimensionnel.....	47
3.4. Approche discrète de la STFT.....	47
3.5. Les différents types de fenêtres.....	49
3.5.1. Fenêtre à dynamique de basse gamme.....	49
3.5.2. Fenêtre à dynamique de haute gamme.....	49
3.5.3. Fenêtre à dynamique de gamme modérée.....	50
4. Les limites de la STFT.....	50
5. Application des STFT sur les signaux Doppler.....	51
5.1 Choix de la fenêtre d'observation.....	51
5.2. Cas de la fenêtre rectangulaire.....	52
5.3. Cas de la fenêtre hamming.....	54
5.4. Cas de la fenêtre hanning.....	55
6. Discussion des résultats et Conclusion.....	57
Bibliographie.....	58
Liste des figures.....	58

Chapitre 5: Analyse du signal doppler par la transformée en ondelettes

Introduction	59
1. Rappel théorique sur l'analyse par Ondelettes (WT (Wavelet Transform))	60
2. La transformée en ondelette continue CWT (Continuous Wavelet Transform)	61
3. La Transformée en ondelette discrète DWT (Discrete Wavelet Transform)	62
3.1. Principe de décomposition en bancs de filtres.....	64
3.1.1. Décomposition en bandes de fréquences à plusieurs niveaux	65
3.1.2. Reconstruction à partir de la décomposition	65
3.2. La décomposition en ondelettes	67
3.3. Décomposition en paquets d'ondelettes	68
4. Application de l'analyse en paquets d'ondelettes aux signaux Doppler	70
4.1. Utilisation de la fenêtre de « HAAR »	70
4.2. Utilisation de la fenêtre de « db5 »	72
4.3. Utilisation de la fenêtre de Symlets« sym2 ».....	73
4.4. Utilisation de la fenêtre de « Meyer »	75
Conclusion.....	77
Bibliographie.....	78
Liste des figures.....	78

Chapitre 6 : Détection des enveloppes fréquentielles et calcul du SBI

Introduction.....	79
1. Détection des enveloppes fréquentielles par la méthode paramétrique AR-P (auto-régressif d'ordre P)..	80
1.1. Concept d'un processus auto-régressif (AR).....	80
1.2. Estimation de la matrice de covariance	81
1.3. Relation entre paramètre du modèle et covariance pour un AR-P.....	82
1.4. Estimation des paramètres d'un modèle AR-P	83
1.4.1. Calcul direct par inversion de la matrice de covariance	83
1.4.2. Algorithme de Levinson	83
1.5. Choix du nombre de coefficient du filtre (ordre du modèle).....	84
1.6. Application des filtres autorégressifs sur les sonogrammes.....	86
1.7. Filtrage des enveloppes par un filtre moyenneur.....	90
1.8. Calcul de l'index d'élargissement spectral (SBI).....	92
2. Etude d'un cas pathologique.....	94
Conclusion.....	95
Bibliographie.....	96
Liste des figures.....	96

Conclusion générale.....	97
--------------------------	----

Introduction générale

L'effet Doppler décrit par Christian Johann Doppler (1803-1853) rend compte pour un observateur immobile, d'une perception modifiée de la fréquence d'un phénomène ondulatoire émis par une source en mouvement. Cette variation de fréquence par rapport à celle de l'émission, est proportionnelle à la vitesse de déplacement de la source. En utilisant ce principe, des ingénieurs ont mis au point dans les années 70 des vélocimètres Doppler, permettant de mesurer la vitesse des globules rouges dans un vaisseau. Ces vitesses sont déterminées à partir des échos Doppler.

L'évolution temporelle de ces échos constitue les sonogrammes. Une variation de ces vitesses se traduit directement par une variation fréquentielle, ou encore temporelle au niveau des sonogrammes. En fait de telles situations existent lorsque des sténoses se trouvent au niveau des artères (carotides). Celles-ci affecteront directement le débit sanguin qui devient non uniforme à leur voisinage. Ceci provoque un élargissement du spectre du signal Doppler au voisinage du pic systolique quantifié par ce qu'on appelle l'index d'élargissement spectral *SBI* (*Spectral Broadening Index*). Cependant cet index est fortement corrélé à la nature des enveloppes fréquentielles contenants (F_{max} et F_{moy}). En fait, les enveloppes fréquentielles générées à partir des sonogrammes sont noyées dans du bruit émanant des différentes sources réfléchissantes (la paroi de l'artère, la peau etc...). Différentes approches sont adoptées pour générer ces enveloppes fréquentielles et les filtrées. Dans notre travail on s'intéresse à une étude de synthèse des méthodes d'analyses pour générer les enveloppes fréquentielles, la transformée de Fourier à court terme et les ondelettes. Ces enveloppes seront ensuite filtrées par un filtre autorégressif AR, puis un filtre moyenneur. Les enveloppes ainsi obtenues sont exploitées pour localiser les pics systoliques et par conséquent déterminer l'index d'élargissement spectral (SBI).

Ainsi notre étude est répartie en six chapitres :

Une étude est faite sur le sang, les ultrasons et leurs interactions à travers l'effet Doppler, les principales artères de la circulation sanguine, la sténose artérielle et l'écoulement du sang dans les artères est présentée en chapitre I et chapitre II.

Dans le chapitre III on s'intéresse à l'acquisition des signaux Doppler provenant d'un vélocimètre Doppler le BIDI 1 à travers la carte son d'un PC. Pour cela on va développer un logiciel pilote pour l'acquisition de ces signaux et on va recueillir ceux des artères carotides normal et pathologique.

En quatrième chapitre une étude de l'analyse spectrotemporelle (STFT) des signaux Doppler de l'artère carotide (normal et pathologique) est détaillée et illustrée par des résultats.

Notre travail se poursuit par une analyse par ondelettes de ces mêmes signaux Doppler. Un ensemble de familles d'ondelettes sont discutées (Haar, Daubechie5, Sym2 et Meyer).

Finalement dans le dernier chapitre, un ensemble de cas sont analysés. En fait, à ce niveau, l'index d'élargissement spectral (SBI) est calculé après que les enveloppes fréquentielles soient analysées et traitées.

1

Ultrasons-Sang

Sommaire

Introduction.....	01
1. Le sang.....	01
2. Les ultrasons.....	03
2.1. Quelques rappels.....	03
2.2. L'effet Doppler.....	06
2.3 Les systèmes de mesure.....	08
2.3.A- Le système Doppler continu.....	08
2.3.B- Le système Doppler pulsé.....	10
3. Estimation d'erreur dans le calcul de la vitesse :	12
Conclusion.....	14
Bibliographie.....	15
Liste des figures.....	15

Introduction :

C'est vers le milieu du siècle dernier qu'il a été montré que dans le système cardiovasculaire, les ultrasons pouvaient permettre, de façon non invasive, d'établir un certain nombre de diagnostics médicaux. Vers les années 70, des progrès déterminants ont été réalisés tant au niveau de la compréhension des interactions ultrasons sang qu'au niveau de la caractérisation quantitative du sang. Ce furent Reid [1], Sigelmann [2] et Shung [3] les premiers à avoir travaillé sur la diffusion du sang.

Afin de comprendre les différentes interactions mises en jeu lorsque les ultrasons se propagent dans le sang, une étude est faite dans ce chapitre sur le sang, les ultrasons et leurs interactions à travers l'effet Doppler.

1. Le sang :

Le sang est un milieu composé de globules rouges, de globules blancs et de plaquettes en suspension dans le plasma (voir figure (1.1)). Différents types de macro-molécules de protéines incluant le fibrinogène, l'albumine et la globuline sont dissoutes dans le plasma.

Les globules rouges (GR) ou érythrocytes ou hématies, dont la principale fonction est de transporter

l'oxygène et le dioxyde de carbone, sont des disques biconcaves dont l'épaisseur et le diamètre sont respectivement d'environ $2\mu\text{m}$ et $8\mu\text{m}$. Leur volume moyen est proche de $87\mu\text{m}^3$ et leur concentration est d'environ 5 milliards par cm^3 . L'hématocrite moyen H (rapport entre le volume occupé par les érythrocytes et le volume total du sang) est d'environ 45% chez l'homme adulte et d'environ 42% chez la femme. Notons que les globules rouges sont facilement déformables et que notamment pour circuler dans les artérioles, ils s'allongent. D'autre part, lorsque le taux de cisaillement (gradient de vitesse) devient inférieur à 10s^{-1} , les globules rouges s'accrochent pour former des rouleaux (comme une pile de pièces de monnaies), c'est l'agrégation des GR.

Les globules blancs GB ou leucocytes, quant à eux, ont des formes et des tailles très disparates.

Ils sont impliqués dans la protection du corps humain contre des substances étrangères et dans la production d'anticorps. Leur dimension variant entre 9 et $25\mu\text{m}$ indique qu'ils sont plus gros que les érythrocytes. Néanmoins leur concentration dans le sang normal qui est d'environ 8 mille cellules par cm^3 est plus faible que celles des hématies.

Les plaquettes responsables en partie de l'arrêt du saignement sont les éléments du sang les plus petits. Elles sont difformes et de dimension comprise entre 2 et $4\mu\text{m}$. Leur concentration, de 250 à 500 millions de cellules par cm^3 , peut varier dans le système circulatoire humain.

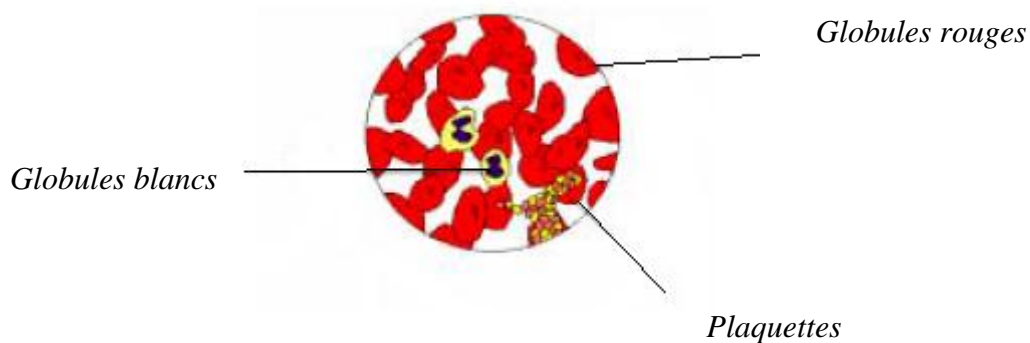


Figure.1.1

Représentation schématique des principaux composants du sang.

Le système circulatoire humain, composé d'artères, de veines, d'artérioles, de veinules, de capillaires est responsable du transport de l'oxygène, de l'alimentation des organes et de l'évacuation des déchets. Pour acheminer le sang en différents endroits du circuit vasculaire, le coeur se contracte (phase de systole) et se dilate (phase de diastole). Cette pompe est composée de quatre chambres, les oreillettes droite et gauche et les ventricules droit et gauche. Le sang est éjecté du ventricule gauche à

travers l'aorte et passe dans un grand nombre de branches de l'arbre artériel jusqu'à atteindre les artérioles. Ces dernières fournissent un réseau microscopique de vaisseaux, de capillaires, où s'effectue l'échange de nourriture et de déchets entre le sang et les organes. Les capillaires s'assemblent en séries de veinules pour enfin former des veines qui ramènent le sang au cœur. C'est la circulation systémique. La circulation pulmonaire quant à elle amène le sang aux poumons. Le sang entre ensuite dans l'oreillette droite puis est éjecté par le ventricule droit vers les poumons pour être oxygéné. Enfin le sang est dirigé vers l'oreillette droite par la veine pulmonaire.

La méthode la plus utilisée dans la pratique pour mesurer la vitesse de déplacement des globules rouges et par conséquent extraire d'autres paramètres d'intérêt diagnostic est d'exploiter l'effet Doppler basé sur les ultrasons.

2. Les Ultrasons :

Les ultrasons (US) sont des ondes mécaniques qui vibrent à des fréquences supérieures à la gamme audible (0Hz - 20 KHz). Ces ondes se propagent dans un tissu en perturbant localement les particules du milieu supportant l'onde (voir figure (1.2)).

2.1. Quelques rappels :

Compte tenu des contraintes d'absorption de l'onde ultrasonore dans les tissus, explicitées par la suite, et des contraintes de résolution pour l'imagerie (toutes les deux liées à la fréquence), les fréquences employées dans le domaine médical s'étendent de 1 à 50MHz.

La vitesse de propagation (célérité) des ultrasons dans les tissus mous est pratiquement uniforme (1540m/s +/- 60), elle vaut 1540m/s dans le sang et environ 1500m/s dans l'eau.

Cette célérité est dépendante du milieu par sa densité de masse ρ exprimée en kg/m^3 , et par sa compressibilité adiabatique κ exprimée en m^2/N ou en cm/dyne et est donnée par :

$$c = \sqrt{\rho\kappa}$$

La longueur d'onde λ_0 représentant la distance qui sépare deux points dans le même état vibratoire est donnée par $\lambda_0 = c/f_0$. Pour une fréquence f_0 de 3MHz, λ_0 est d'environ 500 μm dans l'eau. Une onde acoustique se propageant à une vitesse c , suivant l'axe z , dans un milieu u

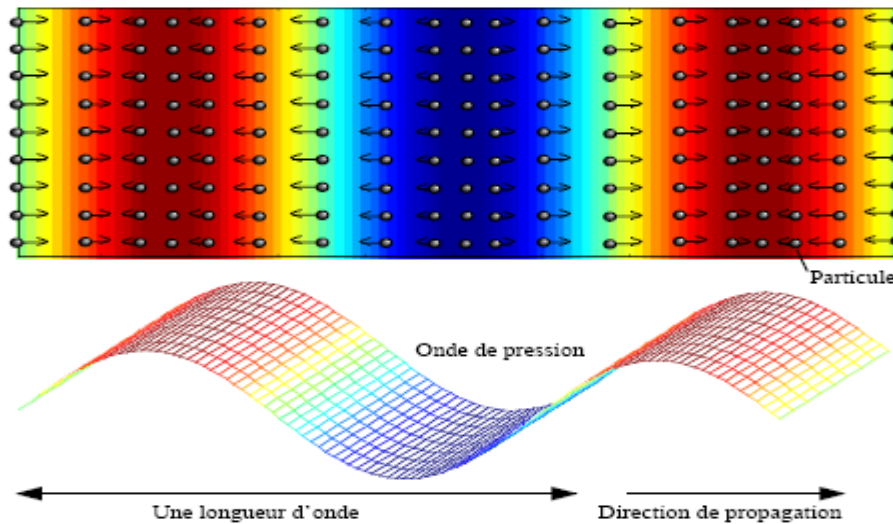


Figure 1. 2

Déplacement des particules dû à la propagation d'une onde ultrasonore, photo à un instant donné. Les flèches indiquent la direction et l'amplitude de la vitesse de déplacement.

non absorbant de densité de masse ρ peut être caractérisée, en tout point du milieu traversé et à tout instant, par la vitesse de déplacement u_z des particules qu'elle impose au milieu. De cette vitesse u_z , on définit la pression de radiation ultrasonore p_z selon l'expression :

$$p_z = \rho c u_z$$

Exprimée en Pascal

Cette onde de pression p_z se propageant dans le milieu est solution de l'équation d'onde acoustique linéarisée :

$$\frac{\partial^2 P}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

La solution est de la forme :

$$p_z(t) = p_0 e^{j((\omega_0 t - k_0 z))}$$

L'amplitude de l'intensité acoustique notée I_0 quant à elle, ou flux ultrasonore, correspond à la quantité d'énergie traversant une surface unité par unité de temps :

$$I_0 = \frac{p_0^2}{2\rho c}$$

Exprimée en $W.m^{-2}$. On peut également définir l'impédance acoustique Z_0 caractéristique du milieu de propagation, qui mesure la résistance qu'ont les ultrasons ont traversé le milieu insonifié, par :

$$Z_0 = \rho c = p_z / u_z$$

exprimée en Rayleigh ou en $kg.m^{-2}.s^{-1}$.

Prenons l'exemple d'une onde plane d'intensité 50mW/cm^2 se propageant à la fréquence de 3MHz dans le sang (d'impédance acoustique de $z_0=1.66\text{MRays}$).

L'amplitude de pression $p_0 = \sqrt{2z_0 I_0}$ est d'environ 10kPa .

La pression atmosphérique normale est de 100kPa .

L'amplitude de la vitesse des particules vaut quant à elle: $v_0 = p_0 / z_0 \approx 26\text{mm/s}$.

Enfin le déplacement des particules est d'environ 1.36nm car celui-ci est égal au rapport de la vitesse particulaire et de la pulsation $\omega_0 = 2\pi f_0$.

Si l'onde ultrasonore, pendant sa propagation, rencontre une interface entre deux milieux avec un certain angle, une partie de l'énergie acoustique de cette onde sera transmise au milieu tandis que l'autre sera réfléchi (c'est la réflexion spéculaire). La quantité réfléchi dépend de la différence des impédances acoustiques entre les deux milieux (Z_1, Z_2), et on définit le coefficient de réflexion C_R par :

$$C_R = \left(\frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \right)^2$$

où θ_i et θ_t sont respectivement les angles des ondes incidente et transmise.

Maintenant si la dimension des interfaces est plus petite que la longueur d'onde, ce qui est le cas pour les globules rouges, l'onde est diffusée dans toutes les directions (c'est la diffusion ou la réflexion non-spéculaire). Dans les divers modèles proposés dans la littérature, différentes explications sont données pour mieux comprendre la diffusion du sang et en particulier le rôle joué par l'agrégation sur l'échogenicité du sang (capacité du sang à réfléchir les ultrasons). Dans un but de simplicité, nous avons restreint la notion de diffusion à celle défini par Rayleigh [4]. La section efficace de rétrodiffusion (σ exprimée en μm^2) est un paramètre très important utilisé pour définir les propriétés de rétrodiffusion ultrasonore du sang.

Par exemple elle nous renseigne sur le fait qu'une bulle d'air ($\sigma_{\text{bulle}} = 590 \mu\text{m}^2$) rétrodiffuse plus d'énergie qu'un globule rouge de même taille ($\sigma_{\text{gr}} = 0.7 \cdot 10^{-6} \mu\text{m}^2$).

Dans la diffusion de Rayleigh, la section efficace de rétrodiffusion d'un globule rouge σ_{gr} est donnée par :

$$\sigma_{gr} = \frac{V_{gr}^2 \pi^2}{\lambda_0} \left[\frac{k_{gr} - k_p}{k_p} - \frac{\rho_{gr} - \rho_p}{\rho_{gr}} \right]^2$$

où $V_{gr} = (4/3)\pi r^3$ est le volume d'un globule rouge assimilé à une sphère de rayon r , et λ est la

longueur d'onde. Les paramètres k_{gr} , k_p et ρ_{gr} , ρ_p sont respectivement la compressibilité et la densité de masse des globules rouges, et du milieu support qu'est le plasma. Notons de plus que la rétrodiffusion des ultrasons par le sang est presque entièrement due aux hématies parce qu'elles sont en plus grand nombre que les leucocytes, qu'elles sont de plus grandes tailles, et qu'elles sont significativement plus grandes et plus nombreuses que les plaquettes (voir le tableau 1 ci-dessous).

Le milieu	Densité de masse (g/cm^3)	Compressibilité adiabatique ($10^{-12} cm/dyne$)	taille (μm)	% du volume total de sang (%)
Erythrocytes	1.092	34.1	2 * 7	≈ 45
Leucocytes	-	-	9 – 25	≈ 0.8
Plaquettes	-	-	2 – 4	≈ 0.2
Plasma	1.021	40.9	-	-
eau salée 0.9%	1.005	44.3	-	-

Tableau1 : Caractéristiques principales des composants du sang et de l'eau salée à 0.9 %.

Un autre phénomène qui doit être pris en considération est l'atténuation (en dB/cm/MHz) de l'onde qui, dans le cas de la mesure de la vitesse du sang circulant dans une artère, sera induite par l'atténuation propre du sang (environ 0.18 dB/cm/MHz) et par celle provoquée par les milieux traversés (pour arriver dans l'artère) tels que le derme, l'hypoderme (environ 1 à 3 dB/cm/MHz). Ce phénomène d'atténuation est la résultante de deux phénomènes bien différents, l'absorption et la diffusion (déjà évoquée) des ultrasons par le milieu. L'absorption est la transformation de l'énergie acoustique en énergie thermique, et est due, d'une part, à la viscosité qui engendre des pertes par friction et, d'autre part, à des phénomènes combinés de relaxation des différentes molécules constitutives du milieu. Notons que cette atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est élevée ou que la profondeur explorée est grande.

Maintenant que nous avons introduit les bases concernant les ultrasons, nous allons présenter une autre notion indispensable à la compréhension d'un des multiples systèmes de mesure de vitesses sanguines : l'effet Doppler.

2.2. L'effet Doppler :

Il fut découvert pour la première fois en 1842 par un physicien Autrichien Christian Doppler et se réfère au "changement de fréquence du son par le déplacement de la source ou de l'observateur". En effet le son émis, à une fréquence donnée, par une source en mouvement est captée par un observateur à une fréquence décalée de celle émise : ce décalage est la fréquence Doppler. L'équation fondamentale peut être établie à partir des deux situations suivantes :

- la source est en mouvement et l'observateur est immobile ;
- la source est fixe et l'observateur est en mouvement

➤ **Source fixe et observateur mobile.**

Considérons les trois cas de figure représentés sur la figure (1.3).

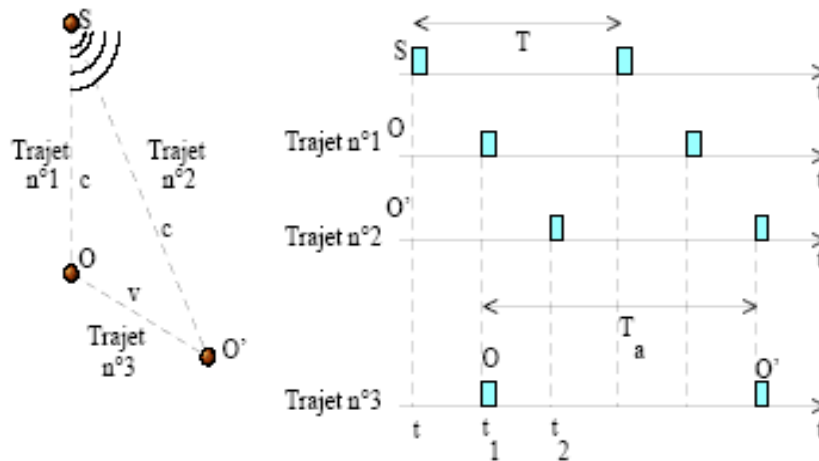


Figure 1.3

Schéma illustrant le décalage de fréquence dû à l'effet Doppler.

1. L'observateur, situé au point O, est immobile et reçoit un signal périodique de période T (de fréquence f_0) provenant d'une source localisée au point S. Le signal arrive au point O avec un retard $t_1 = SO/c$. Le prochain top sera reçu une période plus tard.
2. L'observateur immobile n'est plus au point O mais au point O'. Le signal arrive en O' avec un retard $t_2 = SO'/c$. Le prochain top sera reçu une période plus tard.
3. L'observateur est mobile et sa vitesse est v. Le premier top est perçu en O et le deuxième en O'. En toute logique, l'instant où le deuxième top est reçu en O' lors du troisième trajet est le même que celui du deuxième top du second trajet. Par conséquent la période de l'onde reçue par l'observateur mobile est :

$$T_a = (t_2 - t_1) + T$$

Où $(t_2 - t_1) = SO'/c - SO/c = OO'/c$ et ou $T_a = OO'/v$. Dans ces conditions, on a :

$$T_a = T_a \frac{v}{c} + T$$

Finalement la fréquence mesurée vaut :

$$f_a = f_0 \frac{c - v}{c}$$

La vitesse de déplacement de l'observateur est comptée positivement s'il s'éloigne de la source et négativement s'il s'en rapproche.

Si la direction du déplacement de l'observateur et la direction de propagation du son forment un angle θ_1 , la vitesse de déplacement de l'observateur dans la direction de propagation du son est $v \cos \theta_1$. La relation ci-dessus s'écrit donc :

$$f_a = f_0 \frac{c - v \cos \theta_1}{c}$$

➤ **Source mobile et observateur immobile :**

Si la source se déplace à une vitesse v' dans une direction θ_2 par rapport à la direction de propagation du son, de façon analogue on a :

$$f_a = f_0 \frac{c}{c - v' \cos \theta_2}$$

Dans le cas général où l'observateur et la source se déplacent aux vitesses respectives v et v' dans les directions θ_1 et θ_2 on a :

$$f_a = f_0 \frac{c - v \cos \theta_1}{c - v' \cos \theta_2}$$

Ainsi, la fréquence perçue par l'observateur est supérieure à celle de la source si l'observateur et la source se rapprochent, et inférieure dans le cas contraire.

2.3 Les systèmes de mesure :

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.

2.3. A- Le système Doppler continu :

Historiquement, les systèmes Doppler à émission continue furent les premiers appareils ultrasonores à effet Doppler [5], [6], [7]. Ils utilisent habituellement deux transducteurs hémisphériques dans la même sonde, le premier étant destiné à émettre les ondes ultrasonores et le second à les recevoir (voir figure 1.4).

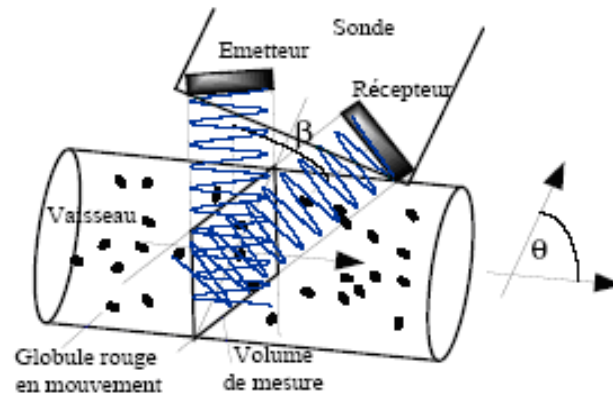


Figure.1.4- Schéma de principe du doppler continu

L'excitation du transducteur émetteur se fait de manière continue, par une onde sinusoïdale de fréquence fixe généralement comprise entre 2 et 10MHz suivant la profondeur d'exploration souhaitée. L'onde acoustique ainsi formée se propage dans les tissus du corps où elle est partiellement réfléchiée par les différentes interfaces des organes qu'elle traverse et rétrodiffusée par les éléments figurés du sang. Les échos de retour en provenance des structures immobiles arrivent sur le transducteur récepteur avec la même fréquence que le signal émis. Bien qu'atténués les échos réfléchis par le sang en mouvement sont reçus avec une fréquence décalée par rapport à l'émission en raison de l'effet Doppler. Par conséquent les deux effets, source-fixe observateur-mobile et source-mobile observateur-fixe, introduits dans la section précédente, sont combinés puisque le faisceau ultrasonore est rétrodiffusé par les globules rouges en mouvement : les cibles mobiles agissent à la fois comme récepteurs pour la source et émetteurs pour le transducteur récepteur. La fréquence observée est donnée par :

$$f_r = f_0 \frac{c + v \cos \theta_1}{c} \frac{c}{c - v \cos \theta_2} = f_0 \frac{c + v \cos \theta_1}{c - v \cos \theta_2}$$

De là on définit la déviation Doppler f_d :

$$f_d = f_r - f_0 = \left(\frac{c + v \cos \theta_1}{c - v \cos \theta_2} - 1 \right) f_0 = f_0 \frac{v(\cos \theta_1 + \cos \theta_2)}{c - v \cos \theta_2}$$

En pratique, les sondes Doppler possèdent deux hémidisques disposés dans le même plan, ce qui permet de confondre les angles θ_1 et θ_2 , soit $\theta = \theta_1 = \theta_2$. De plus, si l'on considère $v \ll c$, on peut faire l'approximation suivante :

$$f_d \approx 2f_0 \frac{v \cos \theta}{c}$$

La composante Doppler est obtenue après battement des signaux émis et reçus, et élimination par filtrage du terme somme. Ce même filtre a aussi pour fonction de supprimer les composantes basses fréquences comprises entre 0 et 800Hz, essentiellement dues aux mouvements des parois des vaisseaux.

En ce qui concerne la fréquence d'émission, on la choisit généralement en fonction de la profondeur de la zone d'intérêt, car l'atténuation dans les tissus dépend fortement de la fréquence. De plus dans la majorité des cas, les fréquences Doppler sont audibles : les examens auditifs des "spectres Doppler" sont alors possibles. Non seulement l'écoute du signal permet de placer aisément le faisceau ultrasonore dans la zone d'intérêt mais surtout, elle permet aux bons opérateurs de diagnostiquer rapidement les anomalies de circulation (sténoses, thromboses, ...).

Les fréquences ultrasonores basses 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.

Pour illustrer nos propos, des valeurs typiques couramment rencontrées sont présentées. Pour un angle $\theta = 45$ degrés, une fréquence d'émission de 3MHz, une célérité des ultrasons de 1540m/s et pour une vitesse de sang circulant dans l'aorte abdominale d'environ 0,5m/s, le décalage de fréquence Doppler vaut environ 1400Hz.

Les appareils à émission continue ne permettent pas de distinguer spatialement les signaux des différentes cibles, ce qui interdit toute étude du profil de vitesse d'un écoulement. D'autre part, dans le cas de vaisseaux proches les uns des autres, il est impossible de distinguer les composantes respectives de leurs signaux ; le système Doppler pulsé permet de lever ces limitations.

2.3. B- Le système Doppler pulsé :

Cette technique apporte une réponse au problème de la localisation spatiale du phénomène de rétrodiffusion. Le Doppler pulsé analyse le signal provenant d'un point précis de l'espace interrogé, ce point est choisi par l'utilisateur comme indiqué sur la figure (1.5) : c'est le volume de mesure.

Le principe de fonctionnement est le suivant : un transducteur, incliné en direction de l'axe du

vaisseau, est excité périodiquement à la fréquence de récurrence f_{prf} (où prf indique Pulse Répétition Frequency) par un train d'ondes ultrasonores de courte durée T (voir figure (1.6)).

L'énergie ultrasonore émise dans le milieu de propagation, est réfléchié partiellement par les interfaces situées sur le trajet du faisceau. Afin de prélever l'information à l'endroit désiré, l'utilisateur positionne une porte de réception (fenêtre temporelle) d'une largeur correspondant à la zone de mesure voulue (la profondeur de champ exploré) et à l'endroit choisi (distance de la cible au transducteur).

L'information de vitesse contenue dans ce signal est extraite des circuits de détection, en déplaçant la fenêtre de mesure suivant le diamètre du vaisseau ; dans ces conditions on obtient

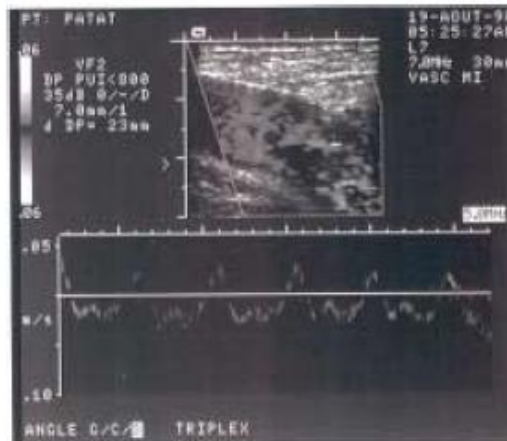


Figure 1.5

L'écho doppler pulsé sur l'image du haut un vaisseau sanguin ou est positionné le volume de mesure et sur l'image du bas l'information de vitesse provenant du volume de mesure choisi

des valeurs locales de vitesses qui permettent d'en établir le profil.

Pour obtenir une bonne résolution en distance, la durée du signal transmis doit être la plus courte possible, alors qu'elle doit être grande pour permettre un bon rapport signal sur bruit et une information précise de vitesses. En général, on utilise des trains d'impulsions de 4 ou 5MHz et de durée $1\mu s$, ce qui se traduit par des signaux d'une longueur d'environ 1,5mm.

La fréquence de répétition des tirs ou PRF (Pulse Répétition Frequency), ainsi que la fréquence du transducteur, jouent un rôle important dans la détermination de la vitesse maximale mesurable avec un appareil à émission pulsée. En d'autres termes, on peut dire que la déviation Doppler à mesurer est échantillonnée à la fréquence de répétition f_{prf} . Compte tenu du théorème de Shannon-Nyquist, la fréquence Doppler f_d maximale mesurable sans ambiguïté est égale à la moitié de la fréquence de récurrence. Au dessus de cette valeur maximale apparaît un phénomène de repliement de spectre

(Aliasing). Cliniquement cela est capital lorsqu'on cherche à mesurer des flux sanguins au voisinage de lésions obstructives telles que des sténoses valvulaires. La profondeur maximale analysable en fonction de la PRF est donc $Pr_{\max} = c / (2f_{prf})$. Aux grandes profondeurs, on travaillera alors à faible PRF. A partir des équations précédentes on peut déduire la vitesse maximale mesurable à Pr_{\max} :

$$v_{\max} = c^2 / (8f Pr_{\max})$$

Par exemple, à une profondeur de 8cm et à une fréquence de 5MHz, la vitesse maximum mesurable est de 1,16m/s tandis qu'à 4cm et à 2,5MHz elle est d'environ 3,82m/s.

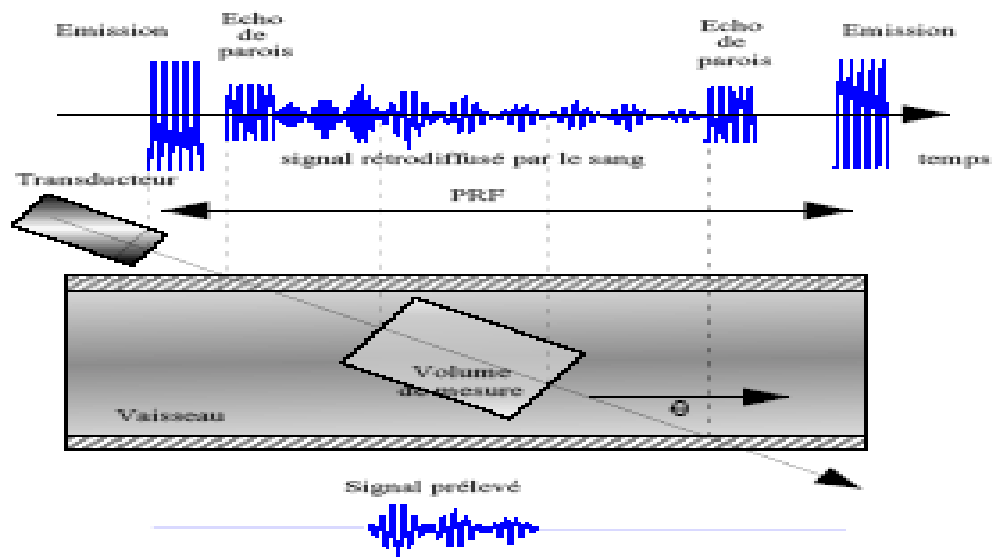


Figure 1.6

Schéma de principe du doppler pulsé

3. Estimation d'erreur dans le calcul de la vitesse : [8] [9]

L'absorption des ultrasons par les tissus biologiques est proportionnelle au carré de la distance entre le cristal émetteur et la cible étudiée. Il y'a donc une perte d'énergie importante en fonction de la profondeur de mesure. La puissance de l'émetteur ne peut pas être augmenté indéfiniment, en raison de l'échauffement du cristal. L'absorption des ultrasons dépend aussi directement de la fréquence d'émission ultrasonique : plus celle-ci est élevée plus elle est importante et donc moins il est possible de mesurer les flux des faisceaux profonds.

Ainsi la profondeur du faisceau à étudier conditionnera le choix de la fréquence d'émission à utiliser. L'angle d'incidence du faisceau ultrasonique par rapport à l'axe du flux doit être connu précisément

pour une bonne précision de mesure. En effet la fonction cosinus rend compte d'une erreur faible pour un angle compris entre 0 et 15° ($\cos 0=1$; $\cos 15=0.996$).

Par zone insonnifiée par le faisceau ultrasonique fait l'objet d'une réflexion des ultrasons.

Il en résulte une ambiguïté en distance qui rend la mesure incertaine. En effet si le faisceau ultrasonique passe à travers une veine et une artère, la mesure sera le résultat de deux écoulements et non de l'artère seul.

Ces appareils constituent la plus ancienne génération, et sont le plus largement répandus.

Leur usage est relativement simple et la profondeur d'exploration possible ne dépend que de la fréquence et la puissance d'émission des ultrasons utilisés. Le choix de ce type d'appareils s'impose quand la vitesse maximale sanguine à détecter est très élevée.

Conclusion :

Dans ce chapitre une description des différents constituants du sang a été d'abord présentée. Cette description était suivie par une étude descriptive des ultrasons, de l'effet Doppler et des différents systèmes Doppler pour la mesure des vitesses du sang avec leur avantages et limitations. L'étude théorique faite sur l'effet Doppler montre que les vitesses des globules rouges au niveau des artères peuvent être mesurée. Cette mesure est possible compte tenue que la fréquence du signal Doppler varie linéairement avec la variation des vitesses de déplacement des globules rouges. Toute perturbation de ce flux de vitesse est identifiable au niveau du profil du signal Doppler. La précision de calcul de ces vitesses dépend de certains paramètres tel que la fréquence d'émission, l'angle d'incidence des faisceaux ultrasonique par rapport à l'axe du flux et du système vélocimétrique utilisé.

Bibliographie :

- [1] J.M. Reid, R.A. Sigelmann, M. Nasser, et D. Baker. The scattering of ultrasounds by human blood. *Proc. Int. Conf. Med. Biol. Eng.*, pages 10–17, 1969.
- [2] R.A. Sigelmann et J.M. Reid. Analysis and measurement of ultrasound backscattering from an ensemble of scatterers excited by sine wave bursts. *J. Acoust. Soc. Am.*, 53 :1351–, 1973.
- [3] K.K. Shung, R.A. Sigelmann, et J.M. Reid. Scattering of ultrasound by blood. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 23 :460–467, 1976.
- [4] J.W.S. Rayleigh. *Vibrations of solid bodies*. Theory of sound. New York: Dover Publication Inc. 1945.
- [5] S. Satamura. Ultrasonics doppler method for the inspection of cardiac function. *J. Acoust. Soc. Am.*, 29 :1180–1185, 1957.
- [6] W.R. Brody et J.D. Meindl. Theoretical analysis of cw doppler ultrasonic flowmeter. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 21 :183–192, 1974.
- [7] R.J. Albright. Relationship of doppler ultrasonic scattered signal characteristics to flow and beam parameters. *J. Acoust. Soc. Am.*, 59 :786–789, 1976.
- [8] Dutrix, J.; Desgres, A.; Bok, B.; Vinot, J.-M.; Biophysique des radiations et imagerie médicale 4^e édit. Coll. Abregés. Ed. Masson. Paris. pp 168-186.1997
- [9] Fethi Meghnefi ; Analyse et traitement du signal Doppler des artères carotides et fémorale. Mémoire de magister en électronique. Univ.Aboubekr Belkaid. Tlemcen.99p.2001.

Lisle des figures:

- Figure.1.1 :** Représentation schématique des principaux composants du sang.
- Figure.1.2 :** Déplacement des particules dû à la propagation d'une onde ultrasonore, photo à un instant donné. Les flèches indiquent la direction et l'amplitude de la vitesse de déplacement.
- Figure1.3 :** Schéma illustrant le décalage de fréquence dû à l'effet Doppler.
- Figure.1.4 :** Schéma de principes du doppler continu.
- Figure1.5 :** L'écho doppler pulsé sur l'image du haut un vaisseau sanguin ou est positionné le volume de mesure et sur l'image du bas l'information de vitesse provenant du volume de mesure choisi
- Figure1.6 :** Schéma de principe du doppler pulsé.

2

Ultrasons - Sténoses

Sommaire

Introduction	16
1 Principales artères de la circulation systémique.....	17
1.1 L'aorte	17
1.2 Les artères carotides	19
2 L'athérosclérose et la sténose artérielle	20
2.1 Paramètres géométriques des sténoses.....	21
2.2 Le degré de rétrécissement d'une sténose.....	22
2.3 Diagnostic de la sténose.....	22
2.4 Traitements de la sténose.....	23
3. L'écoulement du sang dans les artères	23
3.1- Ecoulement du sang dans les artères à hautes résistances d'aval.....	24
3.1.1-Systole.....	24
3.1.2-Reflux post-systolique.....	24
3.1.3-Flux antérograde diastolique.....	24
3.1.4-Onde dicrote	24
3.2-Ecoulement du sang dans les artères à basse résistances d'aval	25
3.2.1-Systole.....	25
3.2.2-Diastole.....	25
3.3-Ecoulement du sang dans les artères pathologiques.....	26
3.3.1-Les signes directs.....	26
3.3.1.A- L'accélération	26
3.3.1.B-Turbulances.....	26
3.3.2-Les signes indirects.....	27
3.3.2.A- En amont de la sténose.....	27
3.3.2.B- En aval de la sténose.....	29
Conclusion.....	30
Bibliographie.....	31
Liste des figures.....	32

Introduction :

Le système vasculaire comprend deux circulations distinctes, chacune possédant son réseau d'artères, de capillaires et de veines. La circulation pulmonaire a pour seul rôle de faire entrer le sang en contact étroit avec les alvéoles des poumons de manière que puissent se produire des échanges gazeux ; elle ne sert pas directement les besoins métaboliques du tissu de l'organisme leur irrigation fonctionnelle ; elle leur apporte de l'oxygène, des

nutriments et d'autres substances essentielles, et elle les débarrasse du gaz carbonique et des autres déchets métaboliques. [1] [2] [3] [4] [5]

1 Principales artères de la circulation systémique :

Les artères systémiques forment un réseau fortement ramifié, dont le tronc commun, constitué par l'aorte, commence au ventricule gauche du cœur, alors que les plus petites ramifications se prolongent aux parties périphériques du corps. La division des artères comporte une grande variabilité :

- 1- un seul tronc court peut être subdivisé en plusieurs branches sur un même point (e.g l'artères coeliaque et le tronc thyrocervical) ;
- 2- un vaisseau peut donner naissance à plusieurs branches successives, et continuer toujours comme étant le tronc principal (e.g les artères des membres inférieurs) ;
- 3- où la division peut être dichotome, comme c'est le cas de l'aorte lorsqu'elle se divise en deux iliaques communes.

Une branche secondaire d'une artère est plus petite que le tronc dont elle résulte ; mais si une artère se divise en deux branches, l'aire combinée des sections des deux artères filles est, dans la majorité des cas, un peu plus grand que celle du tronc. Par conséquent, l'aire combinée des sections de toutes les branches artérielles excède considérablement celle de l'aorte.

Les branches artérielles les plus grandes suivent généralement un parcours assez droit, mais dans certaines situations elles sont tortueuses. Tel est le cas de l'artère maxillaire externe dans son parcours au-dessus du visage, et des artères des lèvres, qui sont extrêmement tortueuses pour s'adapter aux mouvements des organes.

1.1-L'aorte :

L'aorte est le tronc principal des toutes les artères systémiques, dont elle est la plus grosse. Elle émerge du ventricule gauche avec un diamètre de 3 cm. Au bout d'environ 5 cm, elle se courbe vers la gauche et forme la crosse de l'aorte. Elle descend ensuite dans le thorax, traverse la cavité abdominale et finit, considérablement diminuée en taille (environ 1,75 cm de diamètre), par la division en artères iliaques communes droite et gauche.

Les différentes parties de l'aorte sont nommées conformément à leur forme ou à leur situation, à savoir : l'aorte ascendante, la crosse de l'aorte, l'aorte thoracique et l'aorte abdominale (ces deux dernières constituent l'aorte descendante).

- **L'aorte ascendante** a une longueur d'environ 5 cm. Elle est contenue dans le péricarde, et donne naissance aux artères coronaires droite et gauche.
- **La crosse de l'aorte** mesure environ 4,5 cm de longueur. Elle constitue le prolongement de l'aorte ascendante et est située sous le sternum. Trois artères importantes partent de celle-ci : (1) le tronc brachio-céphalique, (2) l'artère carotide commune gauche et (3) l'artère subclavière gauche. Ces trois vaisseaux irriguent la tête, le cou, les membres supérieurs et une partie de la paroi thoracique.
- **L'aorte thoracique** (Figure.2.1) mesure environ 20cm de long. Elle constitue le prolongement de la crosse de l'aorte. Tout au long de son parcours, elle envoie de nombreuses petites artères aux viscères (branches viscérales) et aux structures de la paroi corporelle (branches pariétales).
- **L'aorte abdominale** (Figure.2.2) est le prolongement de l'aorte thoracique et se termine en donnant naissance aux artères iliaques communes droite et gauche. Les branches de l'aorte abdominale peuvent être divisées en trois catégories : (1) les branches viscérales, qui irriguent l'abdomen, les reins, les testicules ou les ovaires ; (2) les branches pariétales, qui irriguent le diaphragme et les parois abdominales postérieures ; et (3) les branches terminales, qui descendent pour irriguer les organes du bassin et la paroi pelvienne, elles comprennent les iliaques communes. En raison de ses nombreuses ramifications, l'aorte descendante diminue rapidement sa taille, à la hauteur des artères rénales elle peut présenter un diamètre de 2 à 2,5 cm. Elle se trouve près des corps vertébraux et par conséquent elle décrit un parcours convexe vers l'avant.

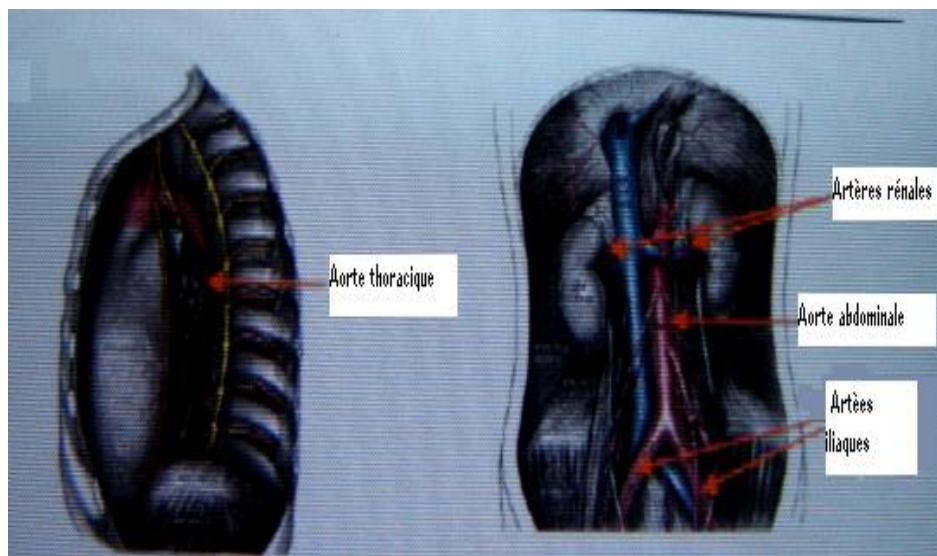


Figure.2.1- Aorte thoracique

Figure.2.2- Aorte abdominale et artères rénales

1.2- Les artères carotides :

Ce sont les principales artères qui irriguent la tête et le cou ; à savoir : (1) la carotide commune, (2) la carotide externe, (3) la carotide interne, (Figure.2.3).

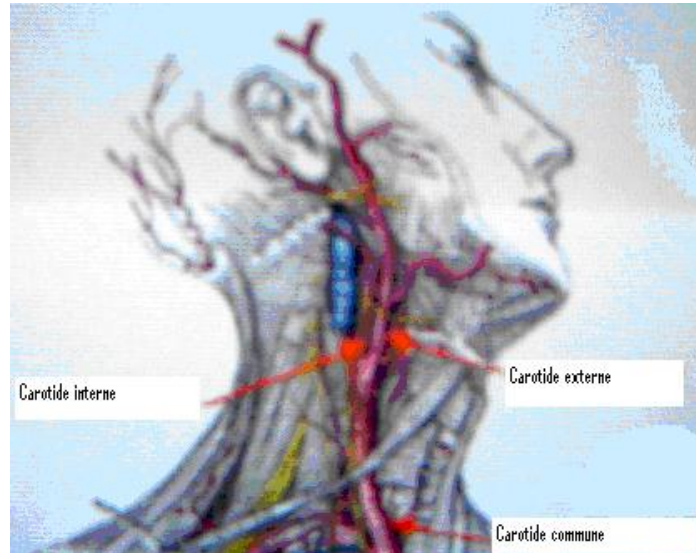


Figure.2.3- Artères carotides

- **L'artère carotide commune** (ou carotide primitive) d'un diamètre de 6 à 8 mm (Figure.2.3), est la plus volumineuse des artères 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, et comporte donc, avant sa portion cervicale, un trajet intra-thoracique. Son parcours est d'abord oblique vers le haut, vers l'extérieur et en arrière, puis vertical. Sa longueur moyenne est d'environ 12cm, jusqu'à sa terminaison en deux branches : carotide externe et carotide interne. L'angle de la bifurcation carotidienne varie fortement. De même, la disposition habituelle (carotide externe = antéro-interne) et (carotide interne = postéro-externe) n'est pas toujours réalisée.
- **L'artère carotide externe (Figure.2.4)** dessert la majeure partie des tissus de la tête, à l'exception de l'encéphale et des orbites. En montant, elle émet tout un groupe d'artères collatérales et par conséquent sa taille diminue rapidement le long de son trajet vers le haut du cou. Son parcours est légèrement convexe en dedans et elle se termine en donnant naissance aux artères maxillaire et temporale superficielle.
- **L'artère carotide interne (Figure.2.5)** légèrement plus grosse que la précédente, irrigue les orbites et 80% du cerveau. Au-dessus de la bifurcation carotidienne, la carotide

interne poursuit la direction générale de la carotide commune et comme celle-ci, elle ne donne pas de collatérales. Après 10 à 12 mm de trajet, elle se dirige obliquement en haut et en dedans, croisant à angle très aigu la face postérieure de la carotide externe. Elle est remarquable par son parcours très tortueux : près de la base du crâne, elle présente une ou deux courbures, et ensuite elle décrit une double courbure qui ressemble à la lettre S italique. Sa longueur varie en fonction de la longueur du cou, et du point de la bifurcation carotidienne.

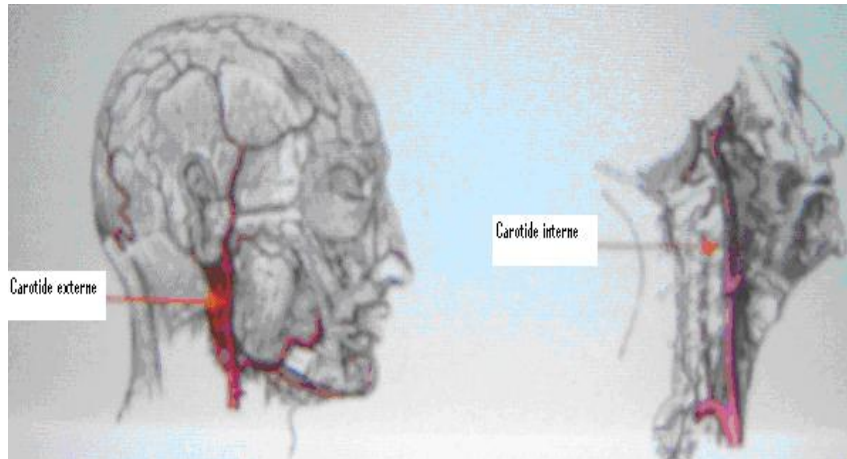


Figure.2.4- Carotide externe

Figure.2.5- Carotide interne

2- L'athérosclérose et la sténose artérielle :

L'athérosclérose, maladie de l'intima (Figure.2.6) représente l'essentiel de la pathologie Artérielle. La complication majeure de l'athérosclérose est la sténose artérielle dont la pathogenèse très complexe est aussi à l'origine de nombreuses conséquences (inflammatoires, thrombogènes et anévrysmales). L'athérosclérose est une association variable de remaniement de l'intima des artères de gros et moyen calibre. Elle consiste en une accumulation lipides, de glucides complexes, de sang et de produits sanguins, de tissu fibreux et de dépôts calcaires.

Le mot athérosclérose désigne l'association de l'athérome et de la sclérose, en foyers, dans l'intima (Figure.2.9). L'athérome est une partie molle, très riche en lipides, située au centre de la plaque ou « cœur lipidique ». La sclérose est la partie fibreuse qui, enchâssant le cœur lipidique, forme le pourtour de la plaque ou « couche fibreuse » [6]. Les parts respectives de l'athérome et de la sclérose varient d'une plaque à l'autre, mais d'une manière générale, la sclérose prédomine largement sur l'athérome.

L'athérosclérose a des conséquences diverses selon sa localisation et la taille du vaisseau. Celles-ci sont de deux natures : rétrécissement artériel (sténose) et vulnérabilité de la paroi. La vulnérabilité est à l'origine de la rupture de la plaque d'athérome, responsable des accidents aigus. Elle est le fruit d'une interaction complexe entre géométrie, structure et contraintes

mécaniques en bord de plaque. La sténose, quant à elle, a pour conséquence des troubles hémodynamiques qui, en fonction de sa localisation, présentent des répercussions variables : hypertension (sténose des artères rénales), paralysie progressive des membres (sténose artères iliaques et/ou fémorales), hypoperfusion cérébrale (sténose des artères carotides), infarctus du myocarde (sténose des artères coronaires), etc. l'enjeu médical associé à la sténose artérielle est donc extrêmement important. Pour la seule sténose des artères coronaires, sa conséquence directe, qui est l'infarctus du myocarde, représente une des premières causes de mortalité chez l'homme en Europe.

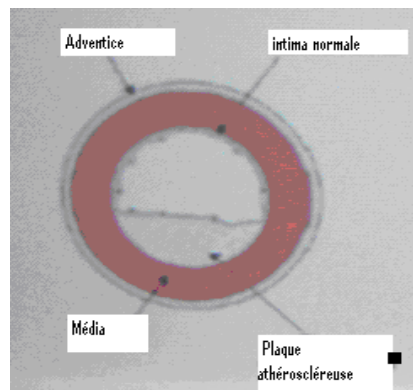


Figure.2.6- Paroi artérielle et plaque athérosclérose

2.1- Paramètres géométriques des sténoses :

Il existe également une relation entre la géométrie de la sténose et la réduction du débit sanguin. Ses Paramètres géométriques les plus incidents dans les perturbations hémodynamiques sont la longueur de Rétrécissement, le diamètre minimum, la forme et la complexité. En ce qui concerne la morphologie de la sténose, il est possible de déterminer un ensemble de type de base. Dans la section d'une artère, la lumière peut avoir une position concentrique ou excentrique. Sa forme peut être ronde, ovale, en demi-lune, en haricot, en croissant, oblongue ou en fente (figure.2.7), mais elle peut être plus complexe [7].

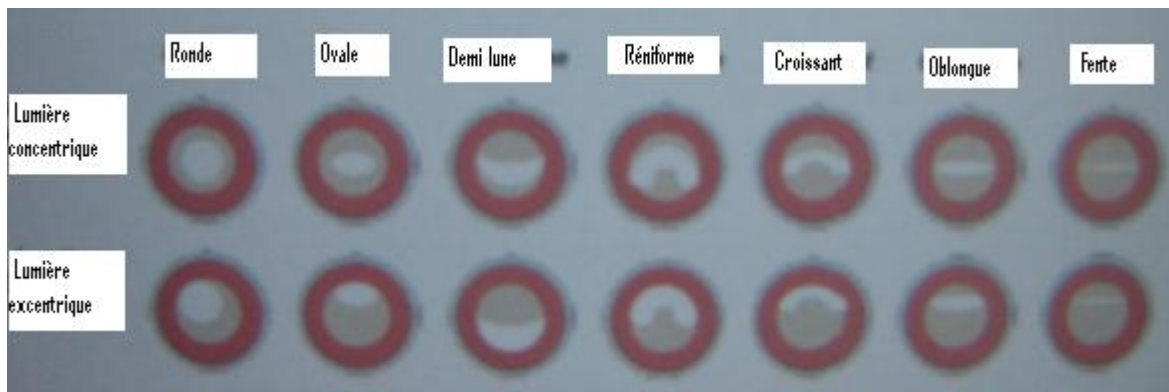


Figure 2.7- Différents types morphologiques des sténoses.

2.2- Le degré de rétrécissement d'une sténose:

Le critère le plus communément employé pour caractériser une sténose est *le degré de rétrécissement ou pourcentage de sténose*. Cela consiste à considérer une zone d'artère saine comme segment de référence, puis de mesurer les diamètres ou aires de section de ce segment et de la sténose afin d'en effectuer les rapports et d'en évaluer la gravité. Ce critère n'est fiable que si les mesures sont justes et si le segment de référence est réellement normal. Les sténoses sont ainsi classées en fonction de leur pourcentage et cela conditionne les traitements appropriés. Une sténose est reconnue comme significative c'est-à-dire susceptible d'entraîner des épisodes d'ischémie, si elle réduit de plus de 50% le diamètre de référence ou si elle réduit de plus de 70% la surface de référence.

La vision simpliste d'une sténose isolée, bien dessinée en forme de sablier aux bords lisses, est loin de la réalité pathologique. La nature des lésions est beaucoup plus subtile. Un rétrécissement est un segment plus serré que son voisin. Mais ce dernier est-il normal, dilaté ou déjà lui-même très étroit, la sténose est-elle axicentrique ou excentrée? Finalement, le pourcentage de rétrécissement en diamètre ou surface, reste le principal critère de gravité [2].

2.4- Diagnostic de la sténose :

L'angiographie conventionnelle par rayons X (ARX), la tomодensitométrie (TDM), l'angiographie par résonance magnétique (ARM) et l'échographie Doppler sont les quatre techniques d'imagerie le plus souvent utilisées pour le diagnostic, la planification du traitement et le suivi de cette pathologie. Les trois premières fournissent une image de la lumière vasculaire (luminogramme) : dans l'ARX il s'agit d'une image de projection bidimensionnelle (2D), tandis que les images TDM et ARM sont de nature tridimensionnelle (3D). Le luminogramme (notamment 3D) permet de détecter l'existence d'une sténose, mais il ne permet pas d'apprécier de manière précise, au sein de la paroi vasculaire, l'architecture véritable d'une plaque ni sa composition tissulaire [8] le rôle de l'échographie Doppler est tout à fait différent. Elle permet d'évaluer la vitesse instantanée de l'écoulement du sang. D'autres techniques d'imagerie pour

analyser la paroi artérielle sont en cours de développement comme l'échographie endovasculaire (en anglais Intra Vascular UltraSound – IVUS) ou l'imagerie par résonance magnétique à haute résolution (HR MRI).

2.3- Traitements de la sténose :

La découverte d'une pathologie artérielle athéromateuse permet de proposer au patient un traitement approprié qui tentera d'éviter la dégradation lente et inexorable de la fonctionnalité de l'organe irrigué par l'artère concernée. L'attitude thérapeutique pourrait être modulée en fonction du risque inhérent à chaque pathologie, selon le type de lésion et sa localisation. Il existe deux types de traitement : le traitement pharmacologique et le traitement interventionnel (chirurgical ou par cathétérisme). Une évaluation précise du degré de sténose est fondamentale pour la prise en charge du patient. Ainsi, par exemple, dans le cas d'une sténose carotidienne, il y a trois cas possibles [9]:

- Si la sténose est inférieure à 50%, un traitement médical par antiagrégants plaquettaires (aspirine) et un contrôle des facteurs de risque (surpoids, alimentation, hypercholestérolémie, hypertension artérielle) sont proposés.
- Dans le cas d'une sténose située entre 50% et 69%, le bénéfice d'un traitement chirurgical (endartérectomie) est toléré.
- Si le pourcentage de sténose est entre 70% et 99%, il a été prouvé que l'endartérectomie diminue le risque d'accident cérébral.

Dans le cas d'une artère rénale, une sténose supérieure à 50% est considérée comme significative [10]. Si elle résiste au traitement pharmacologique ou entraîne une dégradation de la fonction rénale (voire une ischémie rénale), les traitements proposés sont l'angioplastie per-cutanée ou la pose d'un matériel prothétique (stent intra vasculaire) [11].

3. L'écoulement du sang dans les artères :

L'écoulement du sang dans les artères se fait selon un mode pulsatif, avec des vitesses le plus souvent moyennes ou élevées (de l'ordre de 80 cm/seconde pour les artères carotides). Le type d'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
- Ecoulement à faibles résistances d'aval

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

Par contre, les sténoses ou occlusions artérielles modifieront les enregistrements. Il sera ainsi possible d'observer un écoulement à hautes résistances d'aval au lieu d'un écoulement à basses résistances, ou l'inverse.

3.1- Ecoulement du sang dans les artères à hautes résistances d'aval : [12] [13] [14]

La forme de ce type d'écoulement est représentée sur la figure 2.8 ou chaque front de cette courbe traduit une phase d'écoulement déterminé comme cela est résumé en ci-dessous.

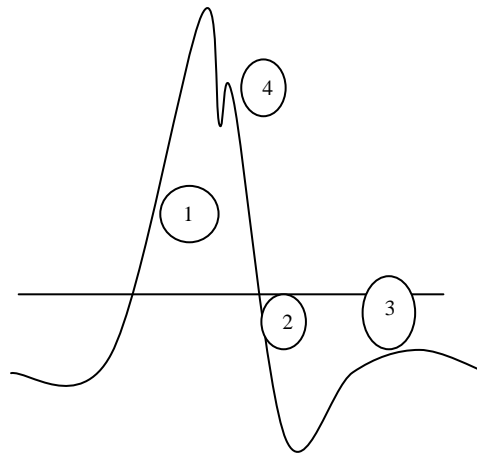


Figure.2.8- Forme de l'écoulement de type hautes résistances d'aval

3.1.1- phase (1) : la Systole.

La vitesse augmente rapidement, passe par un maximum, puis décroît lorsque la puissance mécanique développée par le ventricule gauche diminue, en fin de systole.

3.1.2- Phase (2) : Reflux post-systolique.

Les résistances à l'écoulement sont supérieures à la force antérograde par le ventricule gauche : la colonne de sang reflue passivement, entraînant dans son mouvement les sigmoïdes aortiques.

3.1.3- Phase (3) : Flux antérograde diastolique.

Les sigmoïdes aortiques étant fermées, le réseau artériel (qui se dilate légèrement en systole sous l'effet de l'onde de pression), est délivrée par une petite onde positive de sang vers l'aval (effet WINDKESSEL).

3.1.4- Phase (4) : Onde dicrote.

Elle est générée par le retour de l'onde de pression, réfléchi vers l'amont par l'ensemble des accidents rencontrés par la colonne de sang (bifurcations, réseau capillaire).

Ce type d'écoulement est observé physiologiquement sur toutes les artères à destinée musculaire (hormis pendant l'effort physique), telle que l'artère humérale, fémorale... etc.

3.2- L'écoulement du sang dans les artères à basse résistance d'aval : [12] [13] [14]

La forme de ce type d'écoulement est représentée sur la figure 2.9 ou chaque front de cette courbe traduit une phase d'écoulement déterminé comme cela est résumé en ci-dessous

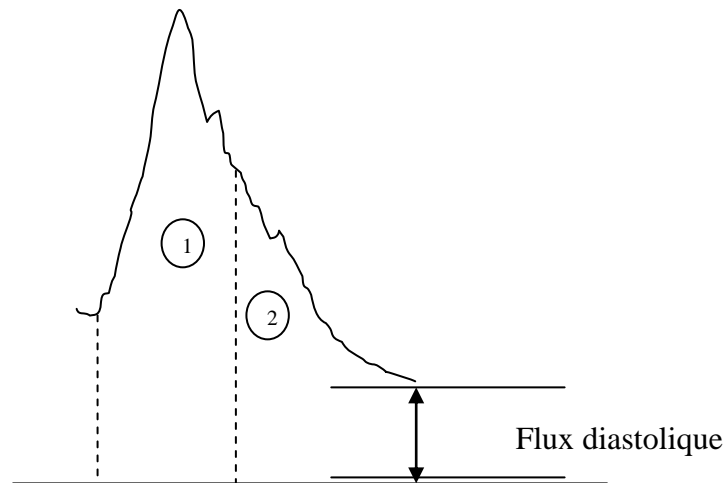


Figure.2.9- Forme de l'écoulement de type basses résistances d'aval

3.2.1- Phase (1) : Systole.

Accélération de la colonne de sang par la contraction ventriculaire

3.2.2- Phase (2) : 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.

Deux paramètres sont utiles à la quantification :

- Le temps d'ascension : nécessaire à l'enregistrement de la vitesse pour passer de sa valeur minimale à sa valeur maximale.
- L'index de résistance : rapport de l'amplitude systolique diminué de l'amplitude diastolique, sur l'amplitude systolique $\left(\frac{S-D}{S}\right)$. Ce rapport est d'autant plus bas que les résistances d'aval sont faibles.

Ce type d'écoulement est observé dans toutes les artères à destinée parenchymateuse (cerveau, foie, rein), ou bien dans une artère destinée à un réseau capillaire, s'il est dilaté au maximum (fémorale commune à l'effort, par exemple).

3.3- Ecoulements du sang dans les artères pathologiques : [12]

Les conséquences hémodynamiques des sténoses n'augmentent pas de manière linéaire avec l'importance anatomique des sténoses.

Jusqu'à une valeur seuil, les rétrécissements artériels n'auront que peu ou pas de conséquences fonctionnelles. Au-delà de ce seuil, l'augmentation des modifications hémodynamiques sera beaucoup plus rapide que la croissance anatomique de la lésion.

Suivant le site de l'enregistrement par rapport à la sténose, on pourra observer des signes directs (au contact de la sténose), ou indirects (en amont ou en aval).

3.3.1- Les signes directes : [12] [13]

3.3.1. A- L'accélération :

C'est le signe majeur. L'augmentation de la vitesse du sang permet de maintenir un débit constant au travers du rétrécissement artériel, jusqu'à un état pré-occlusif, ou vitesse et débit s'effondrent. Cette accélération se traduit au Doppler par un son de plus en plus aigu (jusqu'à 18/20 kHz), mais dont l'intensité (puissance acoustique), diminuera avec l'effondrement des débits.

La valeur du seuil de sténose critique au-delà duquel apparaît l'accélération dépend de multiples facteurs (lésions associées, nature plus ou moins élastique ou musculaire de l'artère, conditions hémodynamiques générales...). Elle se situe au voisinage de 60% de réduction du diamètre artériel.

3.3.1. B- Turbulences :

Dans des conditions normales, ou il n'y a pas de sténose, l'écoulement du sang est laminaire (Fig.2.10.a) tandis que les sténoses serrées peuvent induire des mouvements tourbillonnaires désorganisant totalement l'écoulement.

Ainsi les turbulences apparaissent préférentiellement non sur le site de la sténose, mais immédiatement en aval, lorsque le diamètre augmente brusquement (Figure.2.10). [3]

Ces turbulences sont maximales au niveau du pic systolique car le débit sanguin à cet instant est maximum. L'analyse spectrale de ce type d'écoulement donne un élargissement spectral ; donc on obtient sur la courbe vélocimétrique une dispersion spectrale (Figure.2.10.b et c).[15] [16] [17]

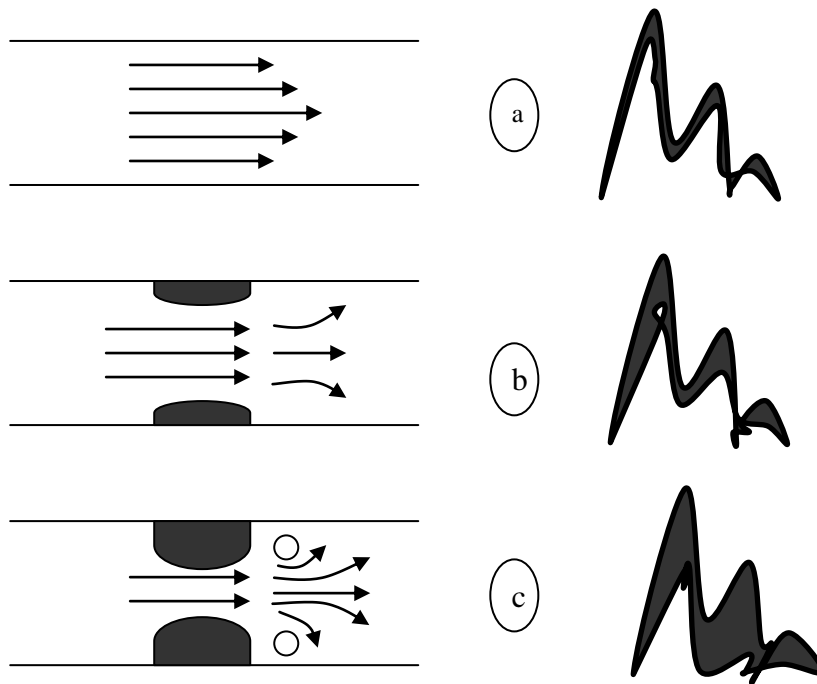


Figure.2.10- L'effet de sténose sur l'écoulement du sang dans les artères.

Le degré de sténose (donné en pourcentage %) est exprimé par le rapport entre le diamètre réduit par la sténose et le diamètre réel de l'artère (Figure.2.11) [18]

$$\text{Degré de sténose} = \frac{(A - B)}{A} \times 100\%$$

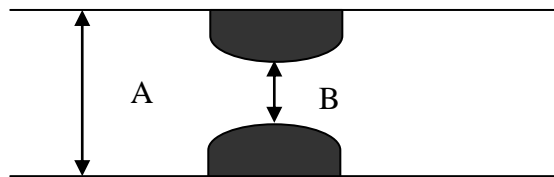


Figure.2.11- Méthode de calcul du degré de sténose.

3.4.2-Les signes indirects : [12] [13]

Ils sont liés au retentissement à distances des sténoses, ou à des mécanismes adaptatifs. Ils ne concernent donc que les sténoses serrées (plus de 80% de réduction du diamètre artériel).

Les anomalies observées dépendent du site de l'enregistrement par rapport à la sténose, et de la nature résistive ou non de l'écoulement concerné.

3.4.2. A- En amont de la sténose :

La sténose constitue un frein supplémentaire à l'écoulement sanguin.

- Si l'artère est de type hautes résistances d'aval, la pulsatilité peut être augmentée, et l'amplitude diminuée, mais ces signes sont souvent très minimisés par la présence des collatérales (Figure.2.12) ; sur cette figure on remarque qu'il n'y a pas de changement de nature d'écoulement, donc peu de sémiologie.

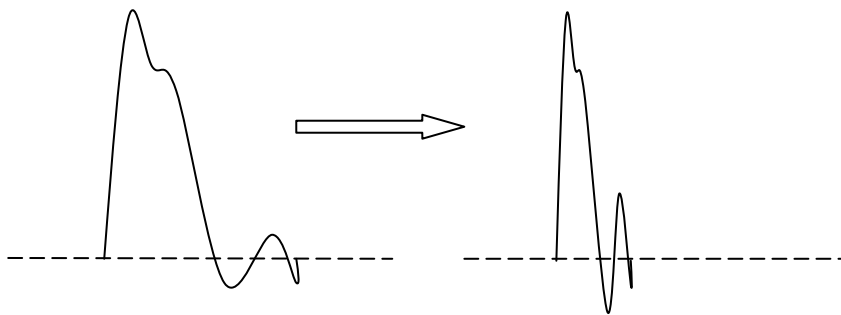


Figure.2.12- Anomalie observée en amont de la sténose pour un type d'écoulement résistif.

- Si l'artère est de type basses résistances d'aval, le flux diastolique va être diminué ; sur cette figure on remarque qu'il y a un changement de nature de l'écoulement, donc une sémiologie importante.

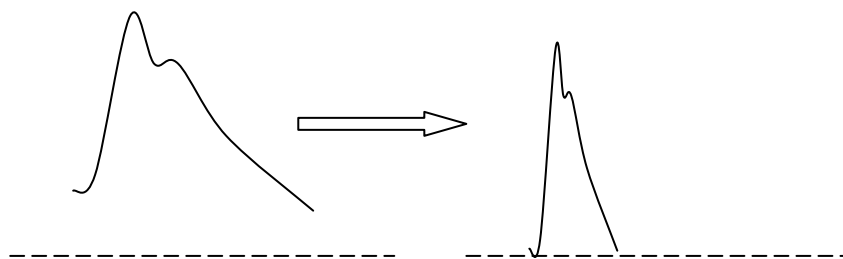
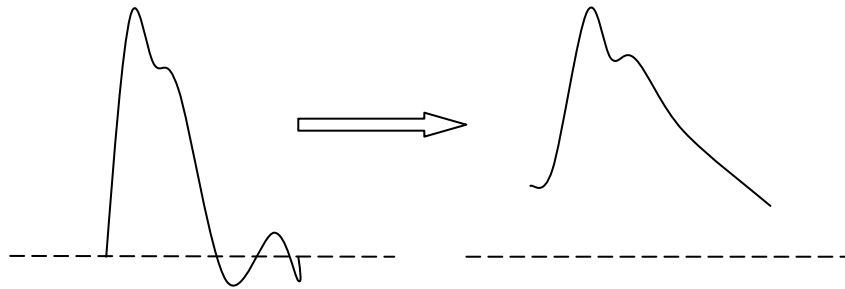


Figure.2.13- Anomalie observée en amont de la sténose pour un type d'écoulement faiblement résistif.

3.4.2. B- En aval de la sténose :

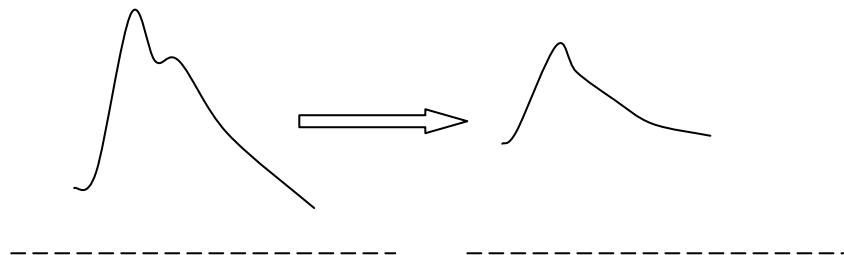
Une vasodilatation avec effondrement des résistances d'aval va s'opposer à la diminution de la pression de perfusion tissulaire.

- Si l'artère est de type hautes résistances d'aval, on pourra observer l'apparition d'un flux diastolique continu (Figure 2.14). Sur cette figure on remarque qu'il y a un changement de nature de l'écoulement, donc une sémiologie importante.



*Figure.2.14- Anomalie observée en amont de la sténose
pour un type d'écoulement résistif*

- Si l'artère est de type basses résistances d'aval ; sur cette figure on remarque qu'il n'y a pas de changement de nature d'écoulement, donc peu de sémiologie.



*Figure.2.15- Anomalie observée en aval de la sténose
pour un type d'écoulement faiblement résistif*

Conclusion :

Dans ce chapitre, on a présenté les principales artères de la circulation sanguine, la sténose artérielle et l'écoulement du sang dans les artères.

L'étude théorique faite sur les sténoses artérielle montre que le degré de ses sténoses peut être mesuré. Cette mesure est possible compte tenue que ce degré est exprimé par le rapport entre le diamètre réduit par la sténose et le diamètre réel de l'artère.

Pour pouvoir faire cette mesure on a besoin d'abord d'une tache d'acquisition des signaux Doppler audible provenant de l'appareil de mesure à travers la carte son d'un PC.

Cette tache constitue l'essentiel du chapitre suivant.

Bibliographie :

- [1] Gray H. «anatomy of the human body» [en ligne] 20 th ed Philadelphia :bartleby, 1918 disponible sur www.bartleby.com/107/.
- [2] INTELLINED I.C human anatomy online [en ligne] disponible sur <http://www.innerbody.com/htm/body>
- [3] tortora G. ; grabowsky S. « Principes d'anatomie et de physiologie » 2 ed Québec : deboeck université, 1994,1204p.
- [4] Merieb E.N «anatomie et physiologie humaines» 2ed Saint-Laurent, Canada : DeBoeck université, 1993,1014P
- [5] Bouchet A., Cuilleret J. « anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle : le cou et le thorax »Villurbanne :simep, 1983,1148p
- [6] capron L. «Mécanisme inflammatoires de l'athérosdérose : inférences pathogéniques et étiologique».
- [7] renaudin C. «Qualité image et évaluation de la sténose artérielle en angiographie numérique a l'aide du scanner X 3D morphométre» thèse de doctorat Sci.lyon : université Claude bernard lyon I ,1993.286p
- [8] Serfary J.-M, Douek P., «Peut on a connaitre une plaque instable ? le point de vue du radiologue :l'IRM» in : 2^{ème} journées du groupe de recherche et de reflexion en angiographique 4-6 juin 1998, Paris 1998,PP 144-147
- [9] Collaboraiton N.A.S.C.E.T «beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis» N.Engl J Med 1991, no 325,PP445-453
- [10] Marchand B., Hernandez-Hoyos M., Orkisz M.,et al. « Diagnostic des sténoses de l'artère rénale en angiographie par résonance magnétique et appréciation du degré de sténose». Journal des maladies Vasculaires 2001 Vol 25, N°5 PP 312-320
- [11] Monganti A., «Angioplasty of the renal artery: antihypertensive and renal effects» J Nephrol 2000, Vol 13, N°3,PP 28-33
- [12] P.Chirossil, P.Fouque et P.J.Valette, « Echographie-Doppler l'examen de vaisseaux (bases d'interprétation) » Site web : <http://imagerie-cv.univ-lyon1.fr>
- [13] Harry Oung and Flemming Forberg, « Doppler ultrasound simulation model for pulsatile flow with nonaxial components », Ultrasound Imaging 18,157-172,1996.
- [14] E.Betz "Cerebral blood flow: its measurement and regulation" , Physiol.Rev.,pp.52-595,1972
- [15] K.K. Shung, G.Cloutier, and C.C. Lim, «The effect of hematocrit, shear rate and turbulence on the ultrasonic Doppler spectrum from blood » IEEE Trans, Biomed. ENG. Vol.39,pp.462-469 1992.
- [16] P.A.J. Bascom. R.S.C. Cobbold, H.F Routh, and K.W. Johnston, « On the Doppler signal from a steady flow asymmetrical stenosis model: Effects of turbulence» Ultrasonic Med. Bio., vol.19, pp.197-210, 1993.

[17] G.Cloutier, L.Allard, and L.G. Durand, « Changes in ultrasonic Doppler backscattered power downstream of concentric and eccentric stenosis under pulsatile flow», Ultrasonic Med.Biol., vol.21, pp.59-70,1995.

[18] P.Mrice-Germaine Bousser, D.Anne Long, P.Mrie-Claude Aumont, « Sténose de l'origine de la carotide interne cervical et de la bifurcation carotidienne : chirurgie, angioplastie », ANAES/ Service des Références Médicales (septembre 1997).

Liste des Figures :

Figure.2.1- Aorte thoracique

Figure.2.2- Aorte abdominale et artères rénales

Figure.2.3- artères carotides

Figure.2.4- Carotide externe

Figure.2.5- Carotide interne

Figure.2.6- Paroi artérielle et plaque athérosclérose

Figure.2.7- Différents types morphologiques des sténoses.

Figure.2.8- forme de l'écoulement de type hautes résistances d'aval

Figure.2.9- Forme de l'écoulement de type basses résistances d'aval

Figure.2.10- L'effet de sténose sur l'écoulement du sang dans les artères.

Figure.2.11- Méthode de calcul du degré de sténose.

Figure.2.12- Anomalie observée en amont de la sténose pour un type d'écoulement résistif.

Figure.2.13- Anomalie observée en amont de la sténose pour un type d'écoulement faiblement résistif

Figure.2.14- Anomalie observée en amont de la sténose pour un type d'écoulement résistif

Figure.2.15- Anomalie observée en aval de la sténose pour un type d'écoulement faiblement résistif

Figure.2.16- L'influence des collatérales sur la sémiologie Doppler

3

Instrumentation : description hardware et software

Sommaire

Introduction.....	33
1. Architecture hardware de la chaîne d'acquisition.....	34
1.1. Description de l'appareil ultrasonore BIDI 1.....	34
1.2. Description de la carte son.....	36
2. Architecture software de la chaîne d'acquisition sous MATLAB.....	37
2.1. Etapes de l'acquisition sous MATLAB.....	37
2.2. Exemples des signaux doppler acquis.....	39
Conclusion.....	41
Bibliographie.....	42
Liste de figures.....	42

Introduction :

La première étape à franchir dans le développement d'un nouvel outil d'investigation clinique est celle de l'acquisition des signaux. Cette tâche à laquelle on est intéressé dans cette étude concerne l'acquisition des signaux Doppler provenant d'un vélocimètre Doppler le BIDI 1. En fait on s'intéresse d'abord au développement d'un logiciel pilote pour l'acquisition des signaux Doppler audible provenant du BIDI 1 à travers la carte son d'un PC, puis au développement d'un ensemble de routines de traitement de ce signal Doppler.

Ainsi, dans ce chapitre on présentera en premier lieu une description générale du système BIDI1. On continue notre présentation par une étude détaillée de l'architecture software d'acquisition du signal Doppler provenant du BIDI 1, à travers la carte son du PC. Un intérêt particulier est porté aux différents paramètres d'acquisition: fréquence d'échantillonnage, mise en forme du signal etc.. Enfin des représentations temporelles du signal Doppler acquis sont présentées et discutées.

1- Architecture hardware de la chaîne d'acquisition :

Elle est constituée du BIDI 1 et d'une carte d'acquisition. La carte d'acquisition qui est exploitée pour la numérisation du signal audio, décrivant les fréquences Doppler de l'écoulement du sang dans les artères, provenant de la sortie microphone du BIDI 1 est la carte son du PC (Figure 3.1).

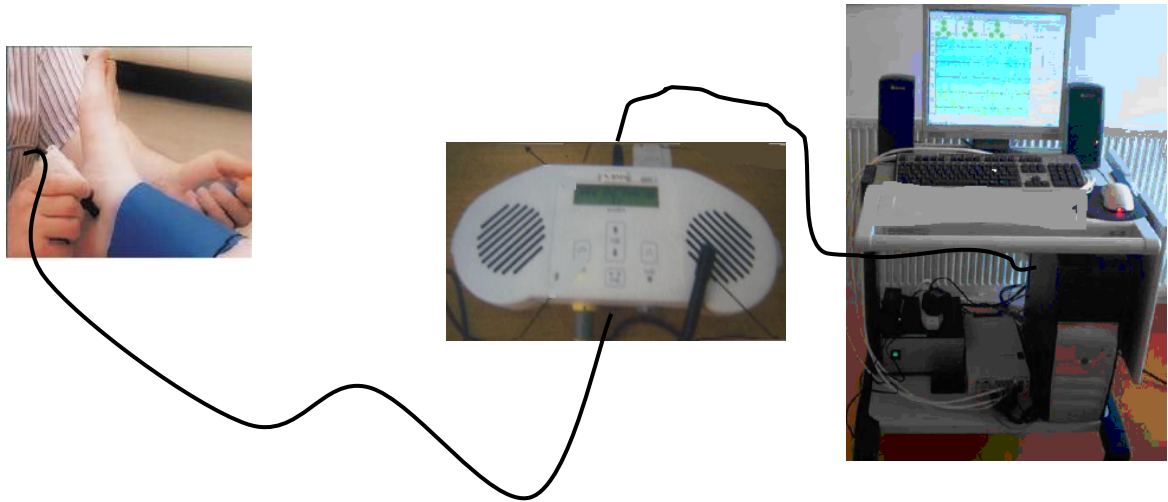


Figure 3.1. La chaîne d'acquisition du signal Doppler

1.1- Description de l'appareil ultrasonore BIDI 1 : [1] [2] [3] [4]

Le système Doppler ultrasonore utilisé pour cette application est le vélocimètre Doppler BIDI 1 illustré sur la figure 3.2 ci-dessous.

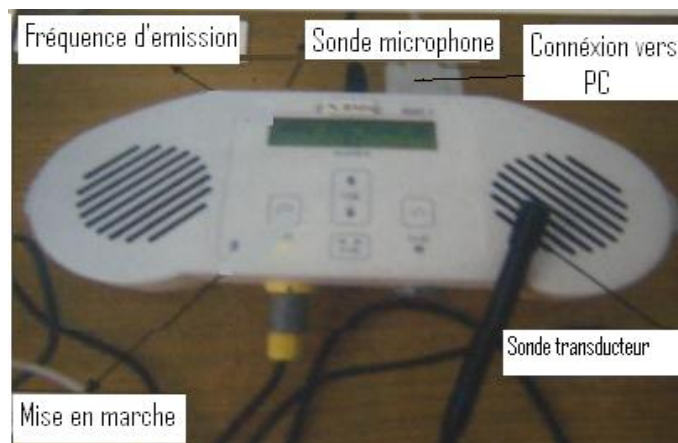


Figure 3.2. Appareil ultrasonore BIDI 1

Il est connecté au PC par une fiche COM et il est piloté par le logiciel ULTATRACE 3.1.1. Le BIDI 1 donne la possibilité de choisir entre deux fréquences d'émission (4MHZ et 8MHZ) en fonction de la profondeur d'exploration.

Il comporte une sortie microphone à partir duquel le signal Doppler peut être exploité. Ce signal traduit l'écho Doppler. C'est précisément à ce signal qu'on s'intéresse en vue d'un traitement numérique et une analyse pour l'évaluation des degrés de sténoses. Toutefois, et compte tenu de la non disponibilité du schéma électrique du dispositif (BIDI1), et dans le but d'illustrer le principe hardware qu'il utilise, une brève étude descriptive de ce principe à travers un schéma bloc (voir figure 3.3) est développée ci-dessous.

Les systèmes Doppler continus utilisent habituellement deux transducteurs hémisphériques dans la même sonde, le premier étant destiné à émettre les ondes ultrasonores et le second à les recevoir.

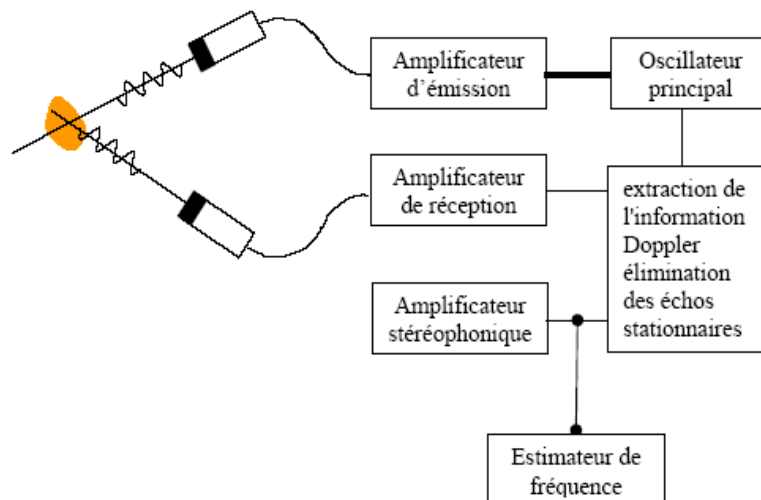


Figure 3.3. Principe de Doppler à émission continue

L'oscillateur génère la fréquence de base des ultrasons émis, fréquence qui varie entre 1 et 20 MHz, selon la profondeur de pénétration souhaitée. 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 de l'énergie des ondes réfléchies par les différents tissus, fixes ou mobiles, est captée par le transducteur de réception qui les convertit en signal électrique. Le signal reçu par le transducteur peut être vu comme étant une onde porteuse modulée en fréquence et en amplitude par les échos provenant de la cible, ainsi que par les échos provenant des structures stationnaires et quasi-stationnaires.

Ce signal de haute fréquence est amplifié et analysé, afin d'extraire la fréquence Doppler qu'il contient. Les appareils les plus simples ne font qu'amplifier le signal Doppler de manière à alimenter un haut-parleur. Une amélioration est apportée par la séparation des fréquences Doppler positives et négatives en formant un signal audible stéréophonique.

Chaque canal donne alors l'information Doppler relative à une direction de l'écoulement. C'est ce signal qui est récupéré, dans notre application, de la sortie audible du BIDI1 pour être digitalisé à travers la carte son disponible au sein d'un PC en vue de son traitement et par conséquent l'évaluation des degrés de sténoses.

1.2- Description d'une carte son : [5] [6] [7]

La carte son (Figure 3.4) est l'élément de l'ordinateur permettant de gérer les entrées –sorties sonores de l'ordinateur.

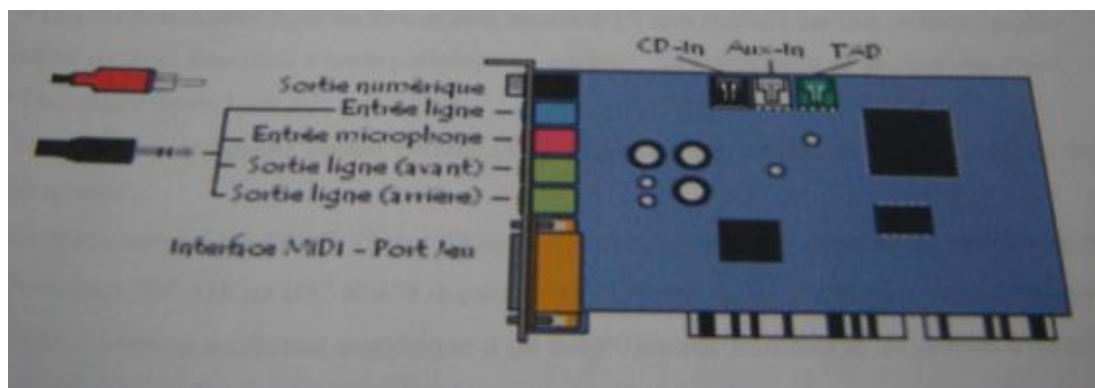


Figure 3.4. Carte son d'un micro-ordinateur

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.

Les principaux éléments d'une carte son sont :

- Le processeur spécialisé appelé DSP (digital signal processor) chargé de tous les traitements numériques du son (écho, réverbération, vibratochorus, tremolo, effets 3D, etc.).
- Le convertisseur digital analogique appelé DAC (digital to analog converter) permettant de convertir les données audio de l'ordinateur en signal analogique vers un système de restitution sonore (enceintes, amplificateur, etc.).
- Le convertisseur analogique/numérique appelé ADC (analog to digital converter) permettant de convertir le signal analogique des entrées en données numériques pouvant être traitées par l'ordinateur, en général elles utilisent 16 bits.

La fréquence d'échantillonnage :

La fréquence d'échantillonnage mesurée en KHz, est la fréquence à laquelle un signal audio est converti sous la forme numérique.

Les signaux Doppler considérés ont une fréquence maximale de 4KHz, ceci nous a amené à donner une fréquence d'échantillonnage de 10240 Hz dans le but de respecter la condition de Shannon. On pourrait prendre une fréquence d'échantillonnage plus grande, mais pour gagner du temps d'enregistrement qui est proportionnel à $1/\text{Fréquence d'échantillonnage}$ on a préféré choisir 10240 Hz.

Les connecteurs d'entrées-sorties externes :

- une ou deux sorties ligne au format jack standard 3.5 mm (notée Ligne Out ou bien Speaker output ou SPK, signifiant « hauts parleurs » en anglais), habituellement de couleur vert clair ;
 - une entrée ligne (line in) ;
 - une entrée microphone (notée parfois Mic), généralement au format jack 3.5 mm et de couleur rose
 - une sortie numérique SPDIF (Sony Philips Digital Interface, noté également S/PDIF ou SPDIF ou bien IEC 958 ou IEC 60958 depuis 1998). Il s'agit d'une sortie permettant d'envoyer les données sonores au format numérique à un amplificateur numérique au moyen d'un câble coaxial terminé par des connecteurs RCA ;
 - une interface MIDI, généralement de couleur or (ocre) permettant de connecter des instruments de musique et pouvant faire office de port de jeu (game port) pour le branchement d'une manette (joystick ou gamepad) possédant une prise SUB-D15
- les connecteurs d'entrées-sorties internes :
- connecteur CD-ROM/DVD-ROM, possédant un connecteur noir, permettant de connecter la carte son à la sortie audio analogique du CD-ROM à l'aide d'un câble CD audio ;
 - entrée auxiliaire (AUX-In) possédant un connecteur blanc, permettant de connecter des sources audio internes telles qu'une carte tuner TV ;
 - connecteur pour répondeur téléphonique (TAD, Téléphone Answering Devices) possédant un connecteur vert.

2. Architecture software de la chaîne d'acquisition sous MATLAB :

Un programme développé s/s environnement MATLAB est utilisé pour faire l'acquisition du signal Doppler à travers la carte son du PC. Ce programme d'acquisition permet de créer un objet logiciel d'acquisition.

2.1. Etapes de l'acquisition sous MATLAB :

Une session complète d'acquisition de données sous MATLAB est constituée de 5 étapes :

1. Création d'un objet logiciel d'acquisition

2. Associer un ou des canaux à l'objet logiciel
3. Configuration des propriétés de l'objet d'acquisition (fréquences d'échantillonnages, nombres d'échantillons souhaites, etc.)
4. Acquisition des données (analoginput AI).
5. Suppression de l'objet virtuel.

La figure 3.5 ci-dessous illustre l'architecture software de l'acquisition suivie du programme source.

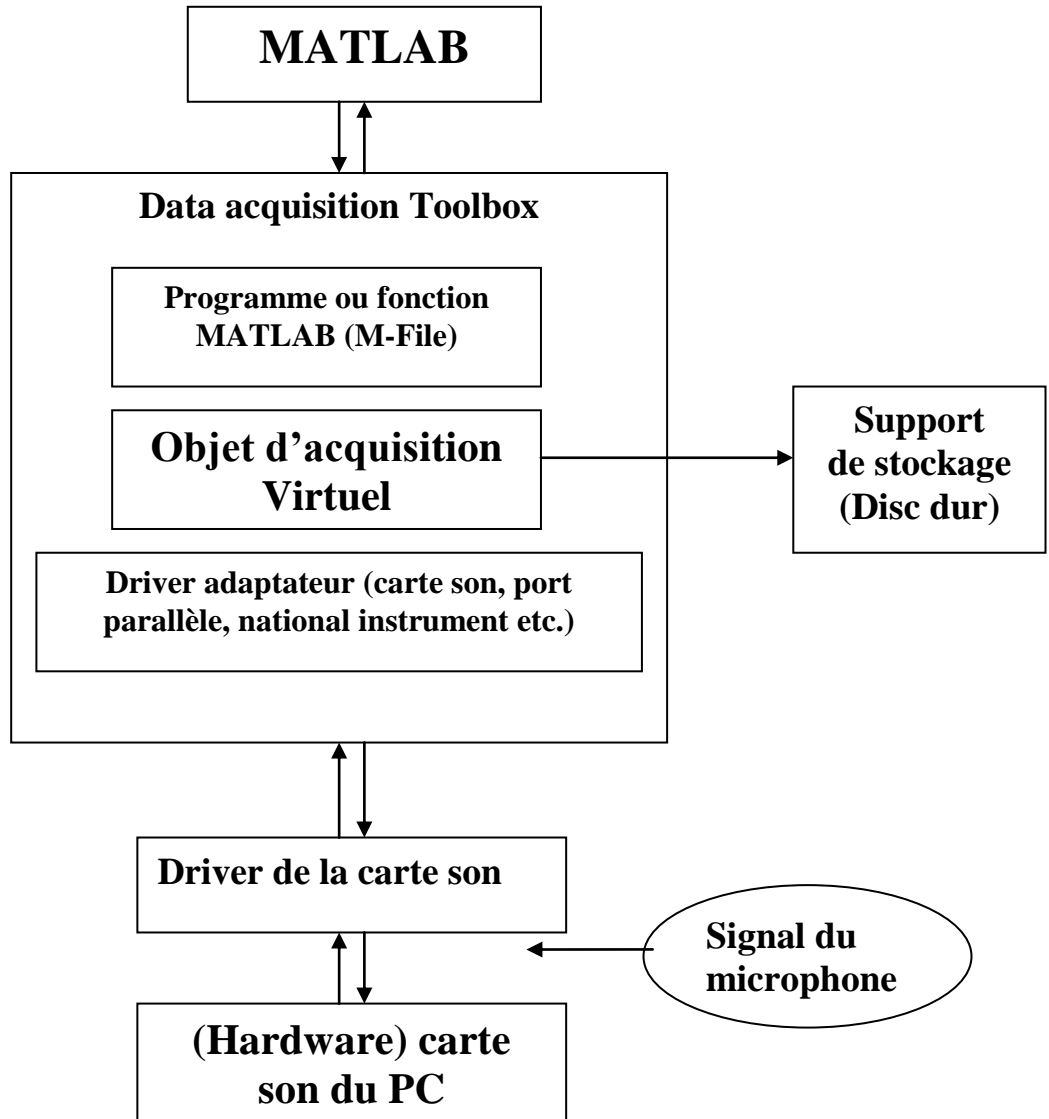


Figure 3.5. Architecture software de l'acquisition sous matlab.

Le programme source d'acquisition est donné ci-dessous :

```
ai = analoginput('winsound');
addchannel(ai,1);
set(ai,'SampleRate',10240)
set(ai,'SamplesPerTrigger',51200)
start(ai)
data1 = getdata(ai);
plot(data1)
xlabel('échantillons');
ylabel('Amplitude');
title('Acquisition Doppler carotide');
delete(ai)
```

2.2. Exemples des signaux Doppler acquis :

Le dispositif ainsi réalisé est utilisé pour détecter et analyser des signaux Doppler provenant des artères carotides.

Les figures 3.6 et 3.7 illustrent respectivement le signal ultrasonore Doppler de l'artère carotide normal et pathologique préalablement enregistrés sur des sujets au sein du laboratoire de génie biomédical et au niveau de l'hôpital de Tlemcen.

La fréquence d'échantillonnage des deux signaux est de 10240 Hz ; chaque signal comprend 51200 échantillons, donc la durée de ces signaux est de 5s.

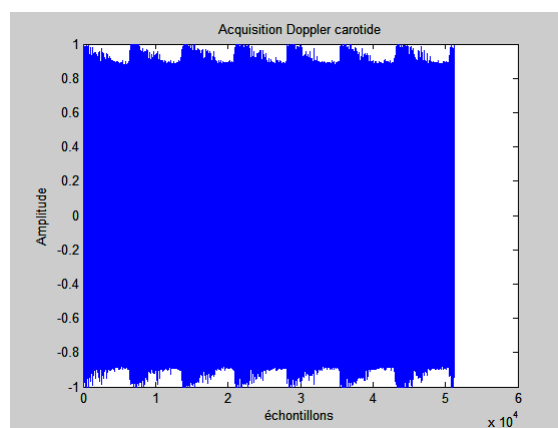


Figure 3.6. Signal ultrasonore Doppler de l'artère carotide.
(cas normal)

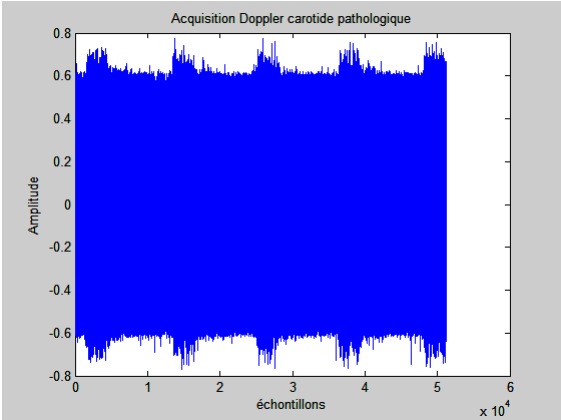


Figure 3.7. Signal ultrasonore Doppler de l'artère carotide (cas pathologique).

Conclusion :

Une description illustrée du dispositif mise en forme et exploitée pour générer les signaux Doppler a été faite. Cette description a porté sur un système ultrasonore Doppler : le BIDII qui permet de mesurer la vitesse du sang dans les artères. En fait, il a été décrit qu'il était possible à travers la sortie audio de ce dispositif de récupérer le signal ultrasonore Doppler brut traduisant l'écoulement du sang dans les artères. Ce signal est digitalisé à travers la carte son d'un PC. Une étude succincte était alors faite de la carte son, avant qu'une étude ne soit présentée sur l'organigramme et le programme développé sous environnement Matlab pour l'acquisition de ce signal Doppler. Les résultats sont illustrés par des enregistrements à travers ce dispositif de signaux Doppler détectés à travers l'artère carotide de sujet sain et de sujet présentant des pathologies (sténoses) vasculaires.

Bibliographie :

- [1] Ali Kribeche ; détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multicapteur pour le suivi de l'activité fœtal. Thèse Doctorat. Biophysique médicale. Univ. Tours. 134p 2005.
- [2] Benguerah, A ; Bases physiques de l'échographie. Ed OPU. Alger. 154p.1999
- [3] moteur de recherche : www.google.fr
- [4] Ultrasound technology Idt, Operating Manuel Ultratrace Software 3.0.0 for BIDI 1. website:<http://www.doppler.co.uk>.
- [5] <http://www.comentcamarche.net/pc/carte-son.php3>.
- [6] <http://www.mon-ordi.com/carteson.htm>.
- [7]<http://www.conrad.fr/informatique-et-Bureautique/Multimedia/Cartes-son/default.html>

Liste Figures:

- Figure 3.1.** La chaîne d'acquisition du signal Doppler
- Figure 3.2.** Principe de Doppler à émission continue
- Figure 3.3.** Appareil ultrasonore BIDI 1
- Figure 3.4.** Carte son d'un micro-ordinateur
- Figure 3.5.** Architecture software de l'acquisition sous matlab
- Figure 3.6.** Signal ultrasonore Doppler de l'artère carotide (*cas normal*).
- Figure 3.7.** Signal ultrasonore Doppler de l'artère carotide (*cas pathologique*).

4

Analyse spectrale du signal Doppler par la transformée De Fourier fenêtrée

Sommaire

Introduction	43
1. Les transformations mathématiques	44
2. Les inconvénients de la Transformée de Fourier	44
3. Transformée de Fourier fenêtrée STFT	45
3.1. Principe	45
3.2. Algorithme STFT	45
3.3. Analyse continue par Gaborettes	46
3.3.1 Les Gaborettes unidimensionnelles	46
3.3.2 Le cas multidimensionnel	47
3.4. Approche discrète de la STFT	47
3.5. Les différents types de fenêtres	49
3.5.1. Fenêtre à dynamique de basse gamme	49
3.5.2. Fenêtre à dynamique de haute gamme	49
3.5.3. Fenêtre à dynamique de gamme modérée	50
4. Les limites de la STFT	50
5. Application des STFT sur les signaux Doppler	51
5.1 Choix de la fenêtre d'observation :	51
5.2. Cas de la fenêtre rectangulaire	52
5.3. Cas de la fenêtre hamming	54
5.4. Cas de la fenêtre hanning	55
6. Discussion des résultats et Conclusion	57
Bibliographie	58
Liste des figures	58

Introduction :

Les signaux ultrasonores, qu'on veut analyser sont non stationnaire [1], [2]. Cette non stationnarité est dû 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.

Le but de ce chapitre est de déterminer la forme de cette vitesse en fonction du temps c'est-à-dire la fréquence du signal Doppler en fonction du temps. Il faut donc trouver une méthode d'analyse qui permet de représenter le signal Doppler sur un plan temps- fréquence. Différentes méthodes

peuvent être utilisées parmi lesquelles la STFT (Short Time Fourier Transform) [3], [4].

1. Les transformations mathématiques : [5]

Les transformations mathématiques sont appliquées aux signaux pour obtenir davantage d'informations du signal, qu'il n'y en a apparemment de disponibles dans le signal brut. Dans la suite, le signal dans le domaine temporel s'appellera le *signal brut*, et un signal transformé par une quelconque des transformations mathématiques disponibles sera un *signal traité*.

Il existe un grand nombre de transformations qui peuvent s'appliquer à un signal. Parmi celles-ci la *transformée de Fourier*.

Dans la pratique, la plupart des signaux sont des signaux dépendant du temps (du domaine temporel) sous leur format brut. La représentation du signal est une *représentation temps - amplitude*.

Cette représentation n'est pas toujours la meilleure pour la plupart des applications de traitement du signal. Dans beaucoup de cas, l'information la plus pertinente est cachée dans la composante de fréquence du signal. Le *spectre de fréquence* d'un signal sont les composantes de fréquence de ce signal, il indique quelles sont les fréquences qui existent dans le signal. Intuitivement, on sait que la fréquence est liée au régime de changement d'une variable physique ou mathématique. Si cette variable change :

- Rapidement : changement à haute fréquence,
- Lentement : changement à basse fréquence, et
- Si elle ne change pas du tout, qu'elle est de fréquence zéro.

2. Les inconvénients de la Transformée de Fourier : [5]

Malgré son immense succès, cette technique a plusieurs défauts, en particulier :

- Son manque évident de *localisation temporelle*.

La FT, est une transformation réversible, c'est à dire qu'elle permet des « aller-retour » entre le signal brut et le signal traité (transformé). Cependant, seulement l'un des deux est disponible à un instant donné.

Aucune information de fréquence n'est disponible dans le domaine temporel et aucune information temporelle n'est disponible dans la FT du signal.

En effet, l'analyse de Fourier permet de connaître les différentes fréquences excitées dans un signal, c'est-à-dire son spectre, mais ne permet pas de savoir à quels instants ces fréquences ont été émises. Cette analyse donne une *information globale* et non locale, car les fonctions d'analyse utilisées sont des sinusoides qui oscillent indéfiniment sans s'amortir.

Cette perte de localité n'est pas un inconvénient pour analyser des signaux dont la structure n'évolue pas ou peu (statistiquement stationnaires), mais devient un problème pour l'étude de

signaux non stationnaires.

• L'analyse de Fourier ne permet pas l'étude de signaux dont la *fréquence varie dans le temps*.

De tels signaux nécessitent la mise en place d'une analyse *temps- fréquence* qui permettra une localisation des périodicités dans le temps et indiquera donc si la période varie d'une façon continue, si elle disparaît puis réapparaît par la suite, etc.

3. Transformée de Fourier fenêtrée (STFT) :

3.1. Principe : [5]

Dans la pratique on peut supposer qu'une certaine partie d'un signal non stationnaire peut être considérée comme un signal stationnaire et si cette partie est très petite on va faire des *analyses locales* c'est-à-dire on regarde ce signal par des fenêtres étroites, assez étroites tel que les parties du signal vu de ces fenêtres sont en effet stationnaires.

C'est l'idée de STFT (Gabor 1946).

Il y a seulement une différence mineure entre STFT et FT.

Dans la STFT, le signal est divisé en segments assez petits, où on peut supposer que ces segments (parties) du signal sont stationnaires. À cette fin, une fonction fenêtre « W » est choisie. La largeur de cette fenêtre doit être égale au segment du signal où sa stationnarité est valide.

3.2 Algorithme STFT : [5]

1. Choisir une fonction fenêtre de longueur finie N
2. Placer la fenêtre sur le début du signal au temps $t=0$
3. Tronquer le signal en utilisant cette fenêtre
4. Calculer la FT du signal tronqué, sauvegarder.
5. Décaler incrémentalement la fenêtre vers la droite
6. Revenir au pas 3, jusqu'à ce que la fenêtre atteigne l'extrémité du signal.

Pour chaque partie où la fenêtre est centrée, on obtient une FT différente. Par conséquent, chaque FT fournit les informations spectrales d'une tranche séparée du temps du signal, fournissant simultanément le temps et les informations de fréquence. STFT est une *Représentation linéaire temps- fréquence (Time-Frequency Representation TFR)*

3.3 Analyse continue par Gaborettes : [6]

Aussi appelée transformation de Fourier à fenêtre glissante transformée de Gabor.

Denis Gabor suggérait de rendre locale l'analyse de Fourier en s'aidant de « fenêtre ».

Une fenêtre est une fonction régulière, lentement variable et bien localisée c'est-à-dire qu'elle possède de bonnes propriétés de décroissance à l'infini, ce qui signifie qu'elle est nulle en dehors d'une certaine zone, qui constitue son support. En multipliant la fonction étudiée par une fenêtre, on en obtient une version « locale » dont on peut déterminer le contenu fréquentiel par une analyse de Fourier classique.

On renouvelle alors l'opération en déplaçant la fenêtre d'analyse. L'ensemble de ces transformées de Fourier ainsi localisées donne la transformée de Gabor du signal, qui ainsi une analyse fréquentielle locale.

L'adaptation de Gabor, appelée la transformée de Fourier à court terme (STFT), trace un signal dans une fonction bidimensionnelle de temps et de fréquence (figure 4.1)



Figure4.1. Transformée de Gabor

Par représentation temps-fréquence nous entendons la mise en correspondance de la fonction (ou le signal) avec une fonction à deux variables : le temps et la fréquence.

Il s'agit de donner une représentation des signaux permettant de faire apparaître simultanément des informations temporelles (localisation dans le temps, durée) et fréquentielles.

Cependant, nous pouvons obtenir cette information avec une précision limitée, cette précision est déterminée par la taille de la fenêtre.

3.3.1 Les Gaborettes unidimensionnelles : [6]

Si nous choisissons de noter $g(x)$ la fenêtre et $f(x)$ la fonction à analyser, on aura :

$$G_f(b, w) = \int_{\mathbb{R}} f(x)g(x-b)e^{-jw(x-b)}dx \quad 4.1$$

Nous somme en présence d'un filtre où $g(x-b)$ constitue sa réponse impulsionnelle.

Ces coefficients forment la transformée de Gabor $G_f(b,w)$ de $f(x)$, s'expliquent par :

$$G_f(b, w) = \langle f, g(b, w) \rangle_{L^2} \quad 4.2$$

Où les fonctions :

$$g(b, w)(x) = g(x - b)e^{jw(x-b)} \quad 4.3$$

Sont appelées Gaborettes.

La représentation de Gabor permet de représenter les fonctions $f(x)$ comme des fonctions sur le plan temps-fréquence, les Gaborettes sont constitués à partir de la fenêtre $g(x)$ par des translations et des modulations (translations en fréquence).

$G_f(b, w)$ fournit une information sur le contenu de $f(x)$ au voisinage du point $x=b$ et de la fréquence w , elle sélectionne le contenu de $f(x)$ au voisinage du point de coordonnées (b, w) dans le plan temps-fréquence

On peut faire varier la localisation de $g(b, w)(x)$ dans la plan temps-fréquence en variant les paramètres de translation et de modulation b et w , où (b, w) appartiennent à \mathbb{R} , décrivant la droite réelle

3.3.2 Le cas multidimensionnel : [6]

La STFT se généralise sans problème à plusieurs dimensions. On considère une fonction $g(x)$ et les Gaborettes associées, $g(b, w)(x) = g(x - b)e^{jw(x-b)}$

Où b, w appartenant à \mathbb{R}^n où $w(x-b)$ est un produit scalaire dans \mathbb{R}^n .

3.4 Approche discrète de la STFT : [7]

Dans le cas discret l'expression de la STFT devient :

$$F(k, m) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n)g(n - k)e^{-j2\pi mn/N} \quad 4.4$$

Où :

$f(n)$ est le signal Doppler ;

$G(n)$ est la fonction fenêtre d'observation ;

$n=0, \dots, N-1$ est la variable temporelle discrète ;

$m=0, \dots, M-1$ est la variable fréquentielle discrète ;

$k=0, \dots, K-1$ est le décalage temporel de la fonction fenêtre d'observation.

L'analyse par STFT consiste à associer au signal une suite de transformées de Fourier à court terme en appliquant la fenêtre d'observation glissante comme le montre la figure 4.2

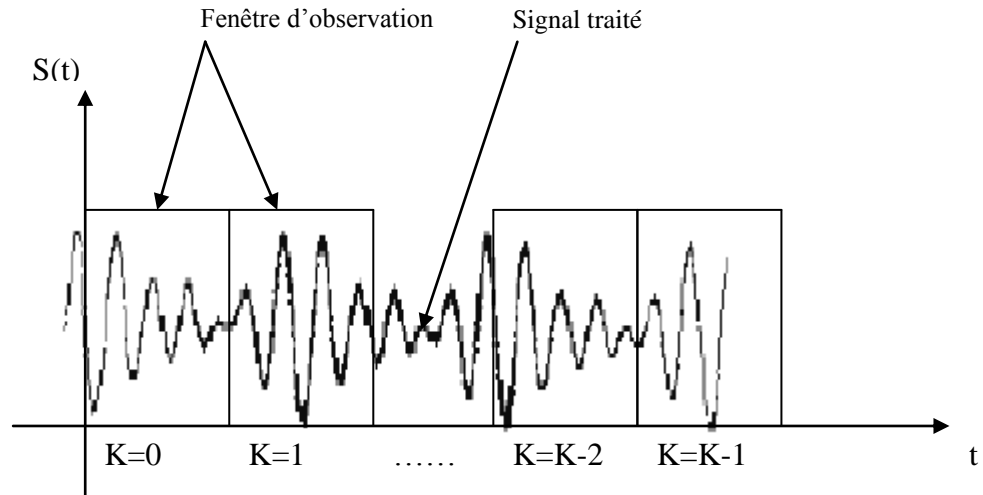


Figure4.2. Principe de la STFT

D'après l'expression (4.4) la STFT revient donc à calculer la transformée de Fourier discrète (TFD) de la quantité $f(n)*g(n-k)$ qui représente le noyau de la STFT.

Par définition la TFD établit une relation entre deux suite périodiques, les $x(n)$ et les $X(k)$ qui comprennent chacune N éléments différents. Pour l'utiliser il faut donc introduire cette double périodicité.

La périodicité en fréquence est introduite par l'opération d'échantillonnage du signal. Le choix de la fréquence d'échantillonnage $f_e=1/T_e$ doit être tel que les composantes du signal de fréquence supérieurs à $f_e/2$ soit négligeables c'est-à-dire leurs amplitude est inférieures à celle des composantes utile. On peut s'assurer que cette condition est bien remplie en précédant l'échantillonnage du signal d'un filtrage.

La périodicité temporelle est introduite artificiellement en supposant que le signal se produisant en dehors de l'intervalle de temps $t=NT$ qui correspond à l'enregistrement à traiter est nul.

Dans ces conditions la TFD fournit un échantillonnage du spectre avec une période fréquentielle Δf égale à l'inverse de la durée de l'enregistrement et qui constitue la résolution fréquentielle de l'analyse. La relation $\Delta f = 1/NT$ exprime pour l'analyse spectrale la relation d'incertitude d'Heisenberg.

3.5 Les différents types de fenêtres : [5]

En général, la transformation est appliquée au produit entre le signal et d'une fonction de fenêtre. Mais n'importe quelle fenêtre (rectangulaire y compris) affecte le spectre que nous essayons de mesurer. Il existe plusieurs types de fenêtres.

Le fenêtrage fait que sa transformée de Fourier possède des valeurs différentes de zéro (généralement appelées la *fuite (leakage)*) aux fréquences autres que « f ». Ces valeurs tendent à être plus élevées (plus haut) près de « f » et faibles aux fréquences les plus loin de « f ».

S'il y a deux sinusoïdes, avec différentes fréquences, alors la fuite peut interférer notre capacité de distinguer leurs spectres. Dans ce cas, la fuite s'y mêle quand un sinusoïde est beaucoup plus petit dans l'amplitude que l'autre, i.e. son composant spectral peut être caché par la fuite du composant du sinusoïde le plus grand. Mais quand les fréquences sont près l'une de l'autre, la fuite peut être suffisante pour s'y mêler même quand les sinusoïdes sont d'égales amplitudes, i.e., ils deviennent inconnaisables.

3.5.1. Fenêtre à dynamique de basse gamme :

Les fenêtres à *dynamique de basse gamme* comme la fenêtre rectangulaire ont d'excellentes caractéristiques de résolution pour des signaux possédant des amplitudes comparables, mais c'est un choix mauvais pour des signaux possédant des amplitudes disparates. Cette caractéristique est parfois décrite en tant que « *dynamique à basse gamme* » (*low dynamic range*).

3.5.2. Fenêtre à dynamique de haute gamme :

À l'autre extrémité de la gamme dynamique (*dynamique à haute gamme*) sont les fenêtres qui possèdent la résolution la plus faible. Et elles sont également les plus pauvres en termes de sensibilité, i. e. si la forme du signal contient du bruit aléatoire, son amplitude spectrale, comparée au sinusoïde, apparaîtra plus haut qu'en utilisant une fenêtre moins extrême.

La capacité de trouver des spectres correspondants aux sinusoïdes faibles parmi les spectres du bruit est diminuée par une fenêtre à *dynamique de haute gamme*. Ces fenêtres sont probablement plus souvent justifiées dans des applications à large bande, où on s'attend à ce que le spectre étant analysé contienne beaucoup de différents signaux de diverses amplitudes.

3.5.3. Fenêtre à dynamique de gamme modérée :

Entre les extrémités sont les fenêtres à *dynamique de gamme modérée*, telles que Hamming et Hanning. Elles sont généralement employées dans des applications à bande étroite, telles que le spectre d'une ligne de téléphone.

En résumé, l'analyse spectrale implique un compromis entre la distinction des signaux d'amplitudes comparables avec des fréquences semblables et la distinction des signaux d'amplitudes disparates avec des fréquences différentes. Ce compromis se produit quand la fonction de fenêtre est choisie convenablement.

4. Les limites de la STFT : [5]

Le problème avec STFT est sa similitude avec un problème physique quantique qui est connu comme le *principe d'incertitude de Heisenberg* (December 5, 1901–February 1, 1976) : on ne peut pas mesurer des valeurs (avec une précision arbitraire) de certaines quantités conjuguées, qui sont des paires de quantités observables d'une particule élémentaire simple. Le plus familier de ces paires est la position et le moment d'inertie.

Le microscope des rayons gamma de Heisenberg pour localiser un électron (montré en bleu). Le rayon gamma entrant (montré en vert) est dispersé par l'électron vers le haut dans l'angle de l'ouverture du microscope θ . Les rayons gamma dispersés sont montrés dans en rouge. L'optique classique prouve que la position de l'électron peut être résolue seulement jusqu'à un Δx d'incertitude qui dépend de θ et la longueur d'onde λ de la lumière entrante.

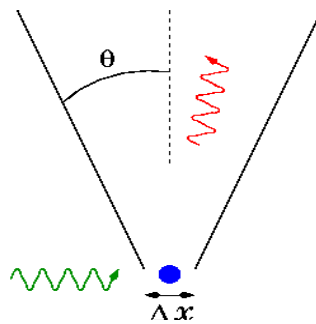


Figure 4.3- principe d'incertitude de Heisenberg

Ce principe peut être appliqué à l'information de temps-fréquence d'un signal : on ne peut pas connaître la représentation exacte de temps-fréquence d'un signal, i.e., on ne peut pas connaître quelles composantes spectrales existent à quels instants du temps. Ce qu'on peut savoir sont les intervalles de temps dans lesquels certaines bandes des fréquences existent, qui est un problème de *résolution*.

Le problème avec la STFT a un rapport avec la largeur de la fonction de fenêtre qui est employée. Pour être techniquement correcte, cette largeur de la fonction de fenêtre est connue comme le *support* de la fenêtre. Si la fonction de fenêtre est étroite, alors elle est connue comme «*compactly supported*».

Dans la STFT, notre fenêtre est de longueur finie, ainsi elle couvre seulement une partie du signal, qui cause la résolution de fréquence de devenir plus pauvre : nous ne connaissons plus les composants exacts de fréquence qui existent dans le signal, mais nous connaissons seulement une bande des fréquences.

Pourquoi ne rendons-nous pas la longueur de la fenêtre dans le STFT infinie, pour obtenir la résolution parfaite de fréquence ?

Nous sommes confrontés au dilemme suivant :

Si nous employons une fenêtre de longueur infinie, nous n'obtenons la FT, qui donne la résolution parfaite de fréquence, mais aucune information de temps. En outre, afin d'obtenir la stationnarité, nous devons avoir une fenêtre assez étroite, dans laquelle le signal est stationnaire. Plus nous rendons la fenêtre étroite, plus la résolution de temps est meilleure, et plus la l'hypothèse du stationnarité est meilleure, mais plus pauvre la résolution de fréquence :

- Fenêtre étroite bonne résolution temporelle, mauvaise résolution fréquentielle
- Fenêtre large bonne résolution fréquentielle, mauvaise résolution temporelle $\Delta f t$

- Résolution temporelle : À quel point deux crêtes dans le temps peuvent être séparées de l'un l'autre dans le domaine de la transformation.

- Résolution de fréquence : À quel point deux composantes spectrales peuvent être séparées l'un de l'autre dans le domaine de la transformation.

5. Application des STFT sur les signaux Doppler :

Les signaux qu'on va utiliser pour faire notre analyse sont les signaux illustrés au chapitre précédent.

5.1 Choix de la fenêtre d'observation :

L'analyse par STFT consiste à associer au signal ultrasonore Doppler (non stationnaire) une suite de transformées de Fourier à court terme en appliquant des fenêtres d'observation glissantes sur des durées où le signal à analyser est localement stationnaire.

La durée maximale de la fenêtre d'observation dépend donc de la stationnarité du signal. Le signal Doppler est considéré comme stationnaire pour une durée de 10 à 20ms, car la variation de sa fréquence (vitesse des globules rouges) est pratiquement nulle dans cet intervalle de temps [8].

La durée de la fenêtre utilisée dans ce cas est de 12.5ms ; ce qui permet d'obtenir un nombre

$$N = T_f * f_e = 12.5 * 10^{-3} * 10240 = 128$$

Où N est le nombre d'échantillons (128) contenus dans une fenêtre de durée $T_f = 12.5\text{ms}$;

T_f est la durée de la fenêtre (12.5ms) ;

f_e est la fréquence d'échantillonnage (10240Hz).

On a appliqué la STFT sur les signaux Doppler à l'aide de programme (.m) sous environnement matlab. Dans les programmes on a utilisé la fenêtre rectangulaire, la fenêtre de Hamming puis la fenêtre de Hanning. Ces programmes nous permettent de calculer la quantité $f(n).g(n-k)$ pour chaque valeurs de k et sa transformée de fourrier rapide.

5.2 Cas de la fenêtre rectangulaire :

L'analyse du signal Doppler de l'artère carotide par la STFT est illustrée sur les figures 4.4

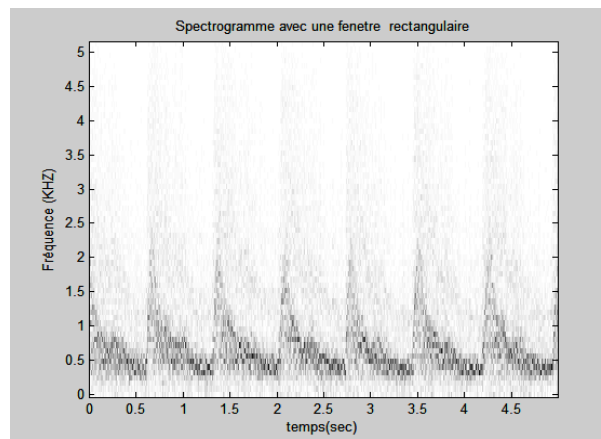


Figure 4.4.a. Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide
(Cas normal)

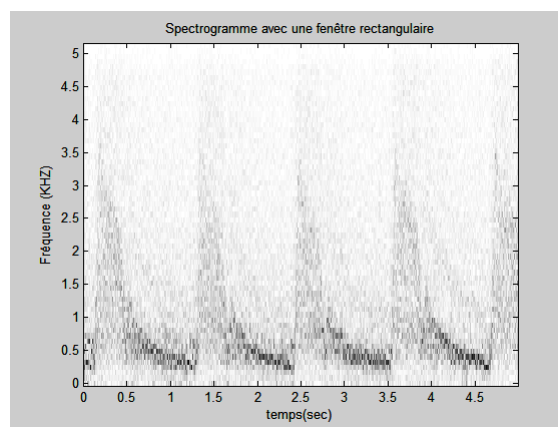


Figure 4.4.b. Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide
(cas pathologique)

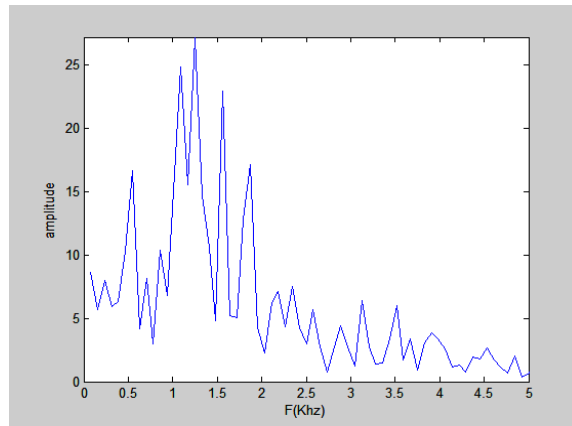


Figure 4.5.a. Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide
(Cas normal)

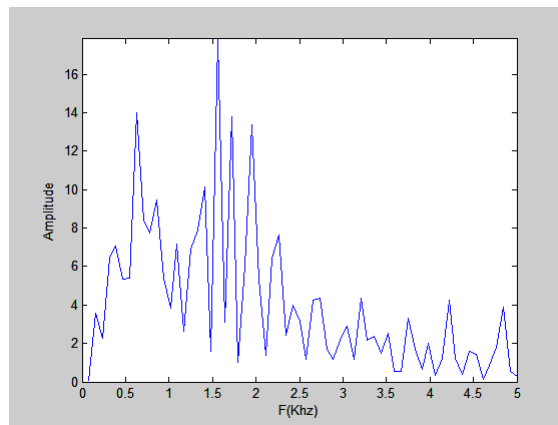


Figure 4.5.b. Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide
(Cas pathologique)

On peut améliorer la stabilité du spectre en utilisant une fenêtre de Hamming qui est donnée par l'équation suivante :

$$w[k + 1] = 0,54 - 0,46 \cdot \cos\left(2\pi \frac{k}{n-1}\right) \quad k=0, \dots, n-1 \quad 45$$

5.3 Cas de la fenêtre de Hamming :

Les sonogrammes du signal carotide en appliquant la fenêtre de Hamming sont donnés sur les figures 4.6

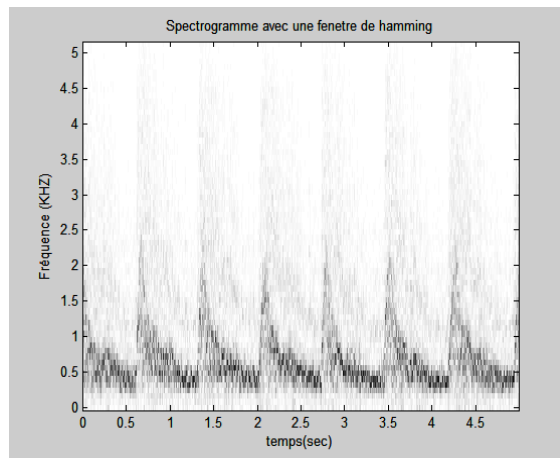


Figure 4.6.a. Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide (Cas normal).

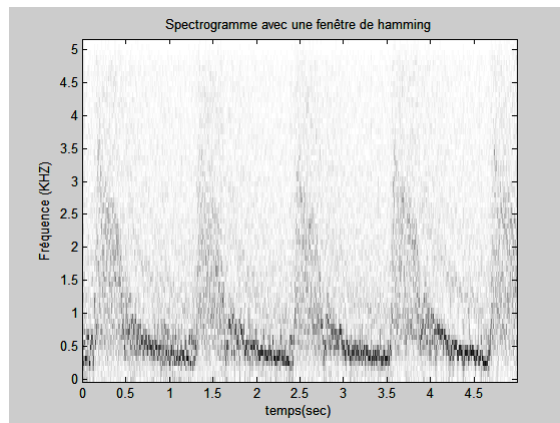


Figure 4.6.b. Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide (Cas pathologique).

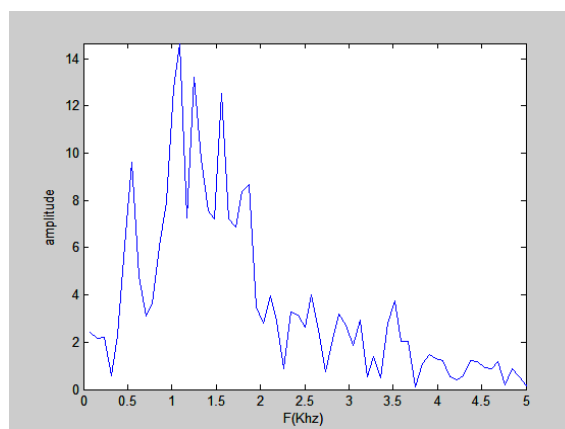


Figure 4.7.a. Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide (Cas normal)

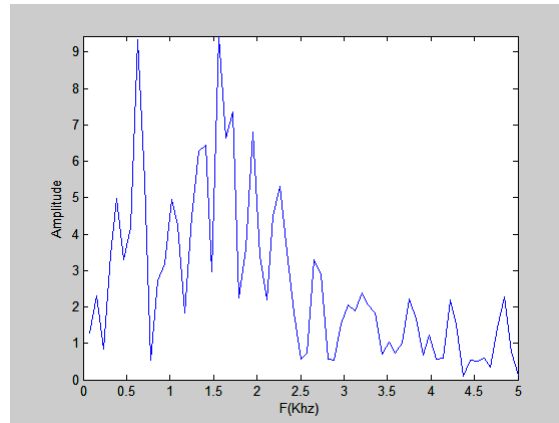


Figure 4.7.b. Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide
(Cas pathologique)

5.4 Cas de la fenêtre de Hanning :

Les sonogrammes du signal carotide en appliquant la fenêtre de Hanning sont donnés sur les figures 4.8

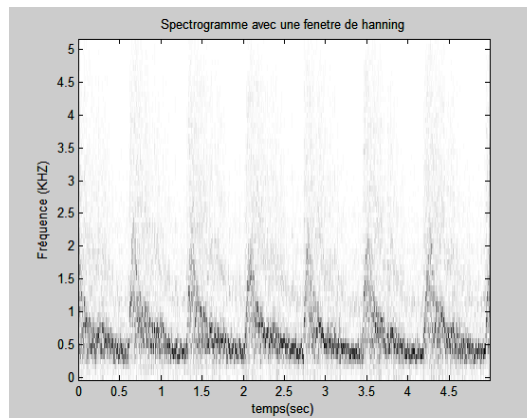


Figure 4.8.a. Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide
(Cas normal).

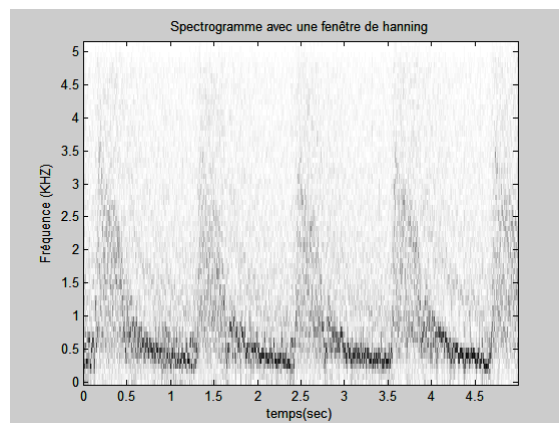


Figure 4.8.b. Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide
(Cas pathologique).

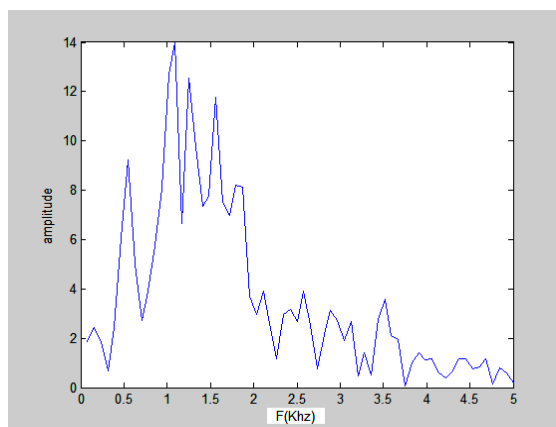


Figure 4.9.a. Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide
(Cas normal)

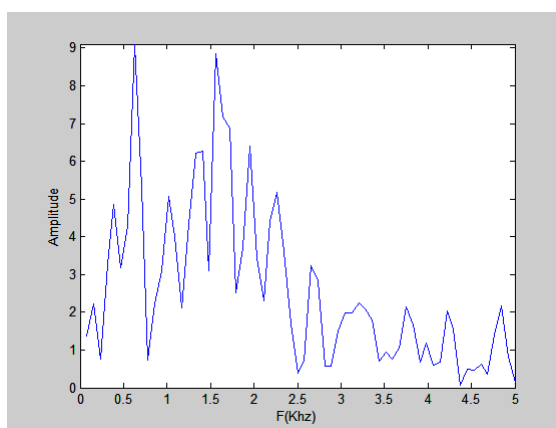


Figure 4.9.b. Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide
(Cas pathologique)

6. Discussion des résultats et Conclusion :

L'étude, sur des signaux Doppler réels, présentée dans ce chapitre a montré que l'analyse spectro-temporelle par STFT permet de générer les sonogrammes à partir du signal Doppler. Dans ce cas la forme d'écoulement dans les artères est clairement représentée. Cependant, en appliquant des fenêtres, il a été démontré que cette forme d'écoulement est très affectée par la fenêtre de pondération adoptée dans la STFT. Les résultats obtenus ont démontré que l'application de la fenêtre de pondération rectangulaire présente des ondulations dans toute la bande de fréquence. Cette instabilité peut être atténuée en utilisant des fenêtres de Hamming ou de Hanning.

L'évolution temporelle du spectre du signal Doppler généré par la STFT souffre du problème de résolution spectral lorsqu'on veut une résolution temporelle ou encore temporelle lorsqu'on veut une résolution spectrale. Ceci est dû au fait que la STFT utilise la même fenêtre d'analyse pour toutes les fréquences. La diminution de la durée de cette fenêtre, augmente la résolution temporelle et diminue la résolution fréquentielle. Par contre l'augmentation de la durée de la fenêtre donne l'effet inverse, ce qui exclut la possibilité d'avoir une bonne résolution à la fois dans les domaines temporel et fréquentiel. Cette résolution simultanée est nécessaire pour une localisation temporelle exacte des pics systoliques et un profil spectral adéquat (correspond au flux sanguin). Ceci est possible par une analyse par transformée d'ondelettes. Cette analyse constitue l'essentiel du chapitre suivant.

Bibliographie :

- [1] José Carlos S. Cardoso, M. Graça, Ruano et peter J. Fish, “Nonstationarity broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using Time-Frequency Estimators”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 43, No. 12, December 1996.
- [2] Fish, P. J. “Nonstationarity Broadening in Pulsed Doppler Spectral Measurements”, *Ultrasound Med. Biol.* 17, 147-155, (1991).
- [3] J.Max et J.Lacoume, “Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physiques”, Tome 2,; Edition MESSON(1997).
- [4] Abdeldjalil Ouahabi, “Techniques avancées de traitement et application” connaissance du monde 1993.
- [5] T. AL-ANI, « cours ISBS 2ème partie » (<http://www.esiee.fr/~alanit>)
- [6] Benaouda Med.B & Kamel B.; Analyse du signal phonocardiogramme par la transformée d'ondelette. Mémoire ingénieur électronique biomédicale Univ.Aboubekr Belkaid.66p.2001.
- [7] Fethi Meghnefi ; Analyse et traitement du signal Doppler des artères carotides et fémorale. Mémoire de magister en électronique. Univ.Aboubekr Belkaid. Tlemcen.99p.2001.
- [8] P.I.J. Keeton, “ Modern digital signal processing techniques applied to Doppler ultrasound”, PHD thesis, Leicester University, UK(1997).

Liste des figures :

- Figure.4.1-** Transformée de Gabor.
- Figure.4.2-** Principe de la STFT.
- Figure 4.3-** Principe d'incertitude de Heisenberg.
- Figure.4.4-** Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide (Fenêtre rectangulaire).
- Figure.4.5-** Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide (Fenêtre rectangulaire)
- Figure.4.6-** Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide (Fenêtre Hamming).
- Figure 4.7-** Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide (Fenêtre Hamming).
- Figure.4.8-** Représentation temps-fréquence du signal Doppler de l'artère carotide (fenêtre de Hanning).
- Figure 4.9-** Spectre fréquentiel obtenu du sonogramme de l'artère carotide (Fenêtre Hanning).

5

Analyse du signal doppler Par la transformée En ondelettes

Sommaire

Introduction	59
1. Rappel théorique sur l'analyse par Ondelettes (WT (Wavelet Transform))	60
2. La transformée en ondelette continue CWT (Continuous Wavelet Transform)	61
3. La Transformée en ondelette discrète DWT (Discrete Wavelet Transform)	62
3.1. Principe de décomposition en bancs de filtres.....	64
3.1.1. Décomposition en bandes de fréquences à plusieurs niveaux	65
3.1.2. Reconstruction à partir de la décomposition	65
3.2. La décomposition en ondelettes	67
3.3. Décomposition en paquets d'ondelettes	68
4. Application de l'analyse en paquets d'ondelettes aux signaux Doppler	70
4.1. Utilisation de la fenêtre de « HAAR »	70
4.2. Utilisation de la fenêtre de « db5 »	72
4.3. Utilisation de la fenêtre de Symlets« sym2 ».....	73
4.4. Utilisation de la fenêtre de « Meyer »	75
Conclusion.....	77
Bibliographie.....	78
Liste des figures.....	78

Introduction :

Souvent, les instants auxquels une composante spectrale particulière apparaît sont d'un grand intérêt. Dans ces cas-là, il sera très important de connaître les intervalles de temps d'apparition de cette composante.

La transformée en ondelette (WT :wavelet Transform)) est capable de fournir une représentation simultanée temps – fréquence du signal.

La WT a été développée comme alternative à la STFT pour pallier quelques défauts de résolution de la STFT.

Le signal temporel passe dans divers filtres passe haut et passe bas qui filtrent les parties hautes et basses fréquences du signal. Cette procédure est répétée, chaque fois une partie du signal, celle qui correspond aux fréquences filtrées est retirée du signal. [1]

Après une description théorique comparative entre la méthode d'analyse par STFT et par ondelettes, la technique de décomposition en paquets d'ondelette est appliquée pour analyser les signaux Doppler préalablement enregistrés.

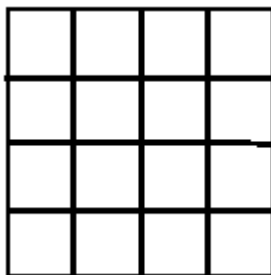
1. Rappel théorique sur l'analyse par Ondelettes (WT (Wavelet Transform)) :

L'analyse par STFT utilise la même fenêtre d'analyse $g(s)$ pour toutes les fréquences. Par conséquent, la résolution d'analyse est la même dans le plan temps-fréquence (figure 5.1.a). De plus la diminution de la durée de cette fenêtre, augmente la résolution fréquentielle. Par contre l'augmentation de la durée de la fenêtre donne l'effet inverse, ce qui exclut la possibilité d'avoir une bonne résolution à la fois dans les domaines temporel et fréquentiel[2] [3].

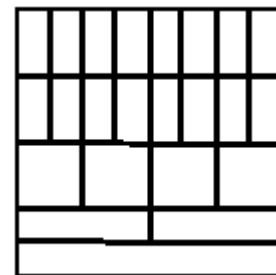
Une résolution simultanée est obtenue par la transformée en ondelettes dans laquelle la fenêtre d'analyse peut avoir des durées différentes qui s'adaptent avec la fréquence (figure 5.1.b) [4] [5].

La transformée en Ondelettes permet donc d'analyser les hautes fréquences du signal avec des fenêtres de faible durée, tandis que l'analyse des composantes base fréquence avec des fenêtres de durée supérieure.

Le principe de l'analyse par transformée en ondelettes est expliquée dans les paragraphes qui suivent.



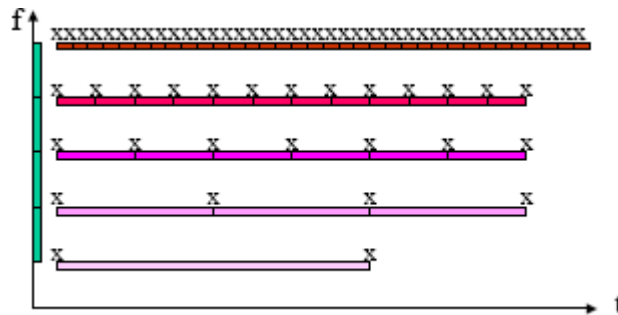
a. Partage plan temps-fréquence STFT



b. Partage plan temps-fréquence WT

Figure 5.1 Résolution temps-fréquence de la STFT et WT

2. La transformée en ondelette continue CWT (Continuous Wavelet Transform) :



Interprétation :

La ligne du haut montre qu'aux fréquences élevées, nous avons davantage d'échantillons correspondant à de plus petits intervalles de temps. En d'autres termes, les hautes fréquences sont mieux résolues en temps. La ligne du bas correspond aux basses fréquences, elle compte moins de points pour caractériser le signal, les basses fréquences sont donc moins bien résolues en temps.

La transformée en ondelettes est une méthode d'analyse agissant en quelque sorte comme un microscope mathématique, c'est-à-dire adaptant sa résolution (ici la taille des fenêtres d'analyse) à la taille de l'objet (ou du détail) analysé. Partant d'une fonction $\psi(t)$ bien localisée (dans le plan temps-fréquence), on lui associe la famille d'ondelettes $\psi_{(a,b)}(t)$ engendrées par des translations et des dilatations de $\psi(t)$ [4] [5] :

$$\psi_{(a,b)}(t) = \frac{1}{a} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad 5.1$$

Où **a** est le facteur d'échelle et **b** le paramètre de translation. La variable **a** joue le rôle de l'inverse de la fréquence : plus **a** est petit moins l'ondelette (la fonction analysante) est étendue temporellement, donc plus la fréquence centrale de son spectre est élevée.

Les ondelettes $\psi_{(a,b)}(t)$ permettent de décrire le plan temps-fréquence de façon assez différente de la description donnée par les gaborettes de la STFT. L'ondelette $\psi(t)$, appelée ondelette mère, est bien localisées autour de l'origine $t=0$ (voir figure 5.2)

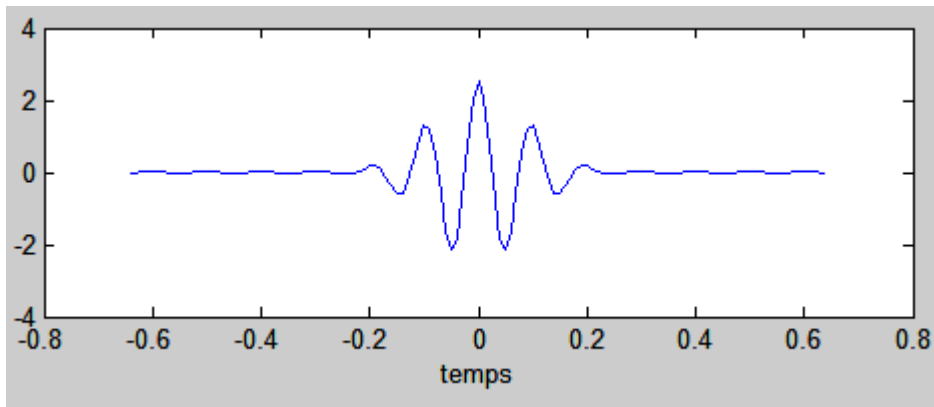


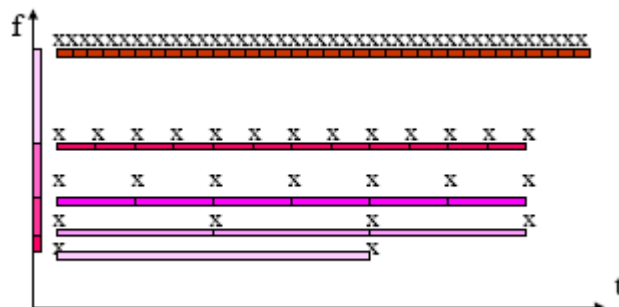
Figure 5.2 Localisation d'une ondelette mère $\psi(s)$ dans l'espace de temps (partie réelle).

L'analyse par ondelettes associe donc au signal Doppler (fonction analysée) l'ensemble des coefficients de l'équation (5.2) [4] [5].

$$T(b, a) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{(b,a)}(t) dt \tag{5.2}$$

La transformation en ondelettes est interprétée comme étant un processus de filtrage du signal traité par un filtre passe bande dont la bande passante est variable. Sa réponse pulsionnelle n'est autre que l'ondelette analysante pour chaque échelle, c'est le facteur d'échelle « a » qui fixe la bande passante du filtre.

3. La Transformée en ondelette discrète DWT (Discrete Wavelet Transform) :



Interprétation :

La résolution temporelle du signal est la même que pour le temps continu, mais maintenant, les informations de fréquence ont également une résolution différente pour chaque niveau. Remarquez que les fréquences les plus basses sont mieux résolues en fréquences (plus de points sur le même intervalle) que les hautes fréquences. L'espace entre les points représentatifs augmente à mesure que la fréquence augmente.

Avant de d'écrire les équations dans l'espace discret, nous allons faire une remarque importante pouvant amener à une réduction considérable du temps de calcul. En effet, lorsque nous modifions le paramètre d'échelle « a », il n'est pas nécessaire de conserver le même échantillonnage pour représenter le signal. Cela vient du fait que pour les ondelettes à grandes échelles (c'est-à-dire pour les basses fréquences) la fréquence d'échantillonnage peut être réduite en accord avec la règle de Nyquist, par contre, pour les ondelettes à petites échelles, la fréquence d'échantillonnage doit être plus élevée.

Le pavage temps-fréquence obtenu par la transformation en ondelettes (figure 5.1.b) suggère une méthode de discrétisation exponentielle pour les échelles et pour le temps. En règle générale le paramètre d'échelle « a » est discrétisé par : $a = a_0^j$, et le paramètre de translation par : $b = ka_0^j b_0$

Le passage de l'espace continu à l'espace discret se fait en remplaçant le couple (a,b) par $(a_0^j, ka_0^j b_0)$, où a_0 et b_0 sont des constantes telles que : $a_0 > 1$, $b_0 > 0$. La remarque importante que nous pouvons faire à ce niveau concerne l'augmentation du pas temporel en rapport avec l'augmentation du facteur d'échelle. Remarquons également que la discrétisation revient à remplacer le couple de variables (a, b) par le nouveau couple (j, k).

Par conséquent l'équation permettant de construire la base ondelettes l'équation De la transformation proprement dite deviennent [6]

$$\psi_{j,k}(t) = a_0^{-j/2} \psi(a_0^{-j} t - kb_0) \quad (5.3)$$

$$T(j,k) = a_0^{-j/2} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi(a_0^{-j} t - kb_0) dt \quad (5.4)$$

Cette dernière équation représente en faite une transformation en série d'ondelettes que nous pouvons voir comme une forme semi-discrète de la transformée en ondelettes.

Dans le cas totalement discret, la transformée en ondelettes est interprétée par l'équation (5.5)[6]. Le choix le plus utilisé pour a_0 et b_0 et qui conduit à un algorithme simple et rapide pour le calcul des coefficients d'ondelettes est $a_0=2$ et $b_0=1$, on parle alors de transformée dyadique (équation 6.3) [7].

Dans ce cas, les algorithmes de transformée en ondelettes discrète mettent généralement en jeu une procédure pyramidale très efficace (rapide) afin de calculer les coefficients $T(j,k)$ [8].

De tels algorithmes utilisent en effet des bancs de filtres miroirs en quadrature « QMF » (demi bande passe haut et demi bande passe bas) associés à des filtres décimateurs afin de procéder à l'analyse du signal à différentes résolutions en temps et en fréquences.

$$T(j,k) = 2^{-j/2} \sum_n x(n) \psi(2^{-j}n - k) \quad (5.5)$$

3.1. Principe de décomposition en bancs de filtres : [9]

Le signal à analyser est décomposé en approximation et en détail en utilisant deux filtres miroirs en quadrature h et g , dont h est un filtre passe bas de bande passante $[0, \pi/2]$ qui donne le signal d'approximation « A » et g un filtre passe haut de bande passante $[\pi/2, \pi]$ qui donne le signal détail « D ». Les signaux filtrés sont sous échantillonnés (décimation). La figure 6.4 montre le processus de la décomposition en deux bandes.

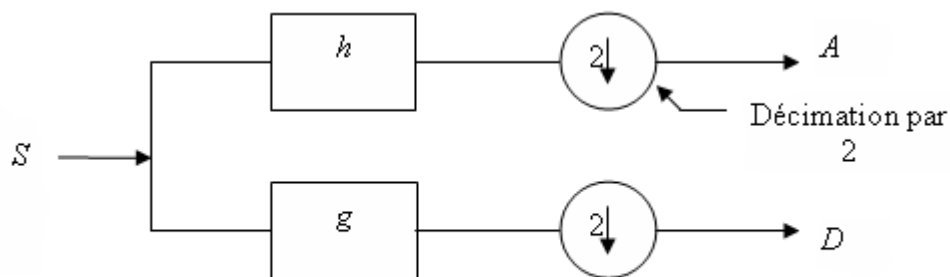


Figure 5.3 Décomposition en bancs de filtres d'un seul niveau.

Si on considère les signaux S , A et D comme des séquences numériques indexées par n ($s[n], A[n]$ et $D[n]$), on peut interpréter les deux signaux $A[n]$ et $D[n]$ par les produits de convolution suivant :

$$A[n] = \sum_k h[2n - k] S[k] \quad (5.6)$$

$$D[n] = \sum_k g[2n - k] S[k] \quad (5.7)$$

Les équations (6.6) et (6.7) sont, en même temps, un produit de convolution et un sous-échantillonnage.

3.1.1 Décomposition en bandes de fréquences à plusieurs niveaux :

Le processus de décomposition, décrit auparavant, peut être utilisé pour les approximations. Chaque approximation est décomposée à nouveau en détail et approximation. Dans ce cas le signal est décomposé en plusieurs bandes de fréquences au lieu de deux bandes. Le nombre de bande dépend de niveau de décomposition. La figure 5.7 montre la décomposition en bandes de fréquences à trois niveaux.

Le passage du niveau j au niveau $j+1$ est interprété par les équations suivantes :

$$A_{j+1}[n] = \sum_k h[2n - k] A_j[k] \quad (5.8)$$

$$D_{j+1}[n] = \sum_k g[2n - k] D_j[k] \quad (5.9)$$

L'indice j est ici un indice d'échelle, puisque le passage de j à $j+1$ correspond à un sous-échantillonnage par 2.

Etant donné un entier L , il est évident que la suite $S[n] = A_0[n]$ est entièrement caractérisée par son approximation $A_L[n]$ à l'échelle numéro L et ses détails $D_j = 1 \dots L$, aux échelles intermédiaires.

3.1.2-Reconstruction à partir de la décomposition :

La séquence $A_j[n]$ peut être reconstituée à partir de la séquence d'approximation $A_{j+1}[n]$ et de la séquence de détail $D_{j+1}[n]$. pour pouvoir comparer $A_j[n]$ à $D_{j+1}[n]$ et $A_{j+1}[n]$, il est nécessaire d'insérer des zéros aux points intermédiaires (pour retrouver des fréquences d'échantillonnages compatibles), puis on utilise des filtres de reconstruction h' et g' et en fait la somme des deux signaux filtrés. Cette reconstruction est interprétée par l'équation suivante :

$$A_j[n] = \sum_k h'[n - 2k] A_{j+1}[k] + \sum_k g'[n - 2k] D_{j+1}[k] \quad (5.10)$$

Le schéma de reconstruction est illustré à la figure 5.7

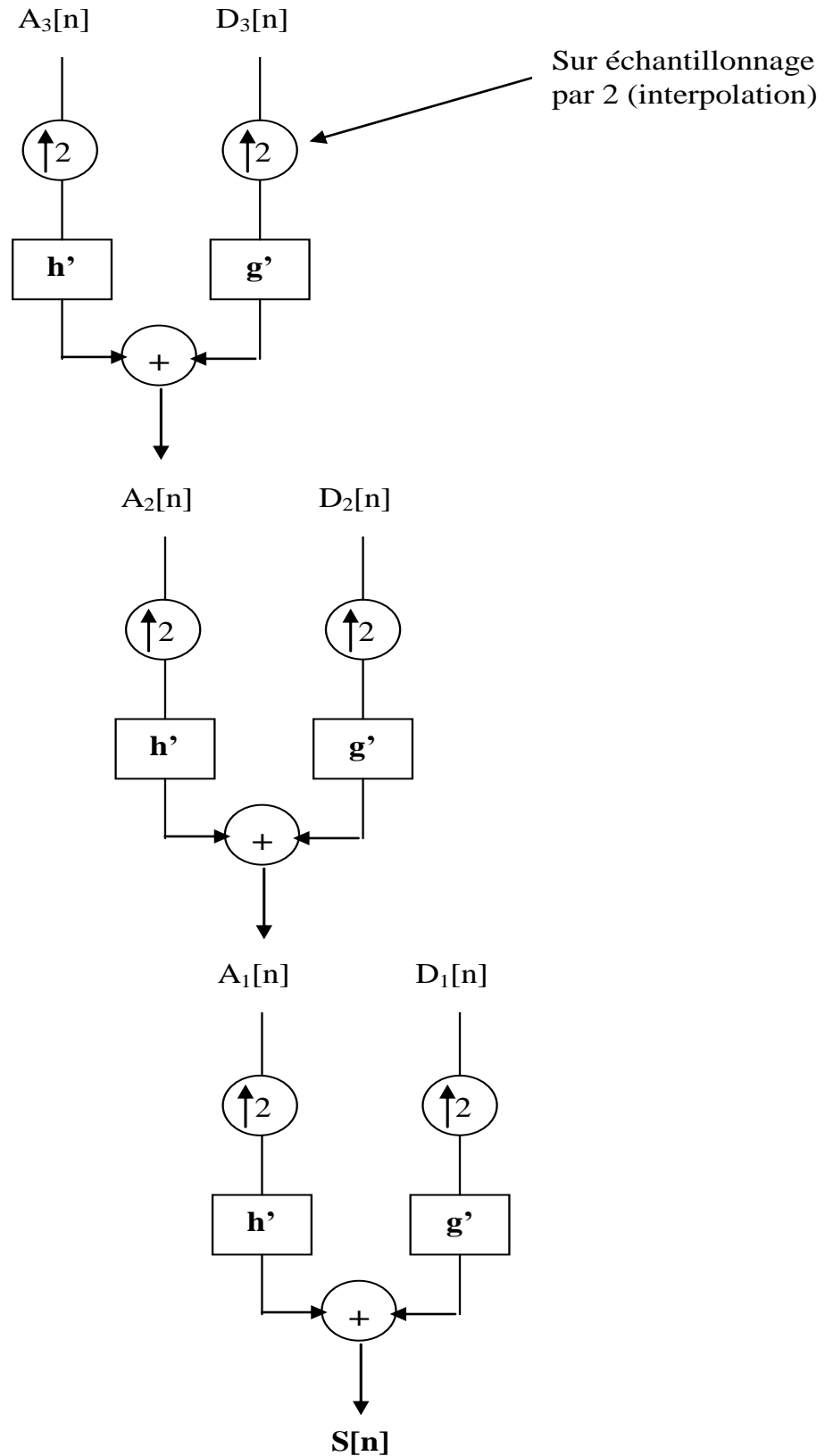


Figure 5.4- Reconstruction à trois niveaux

L'objectif d'un système de décomposition en OMF est d'avoir un signal reconstruit aussi proche que possible du signal d'entrée. Pour une reconstruction parfaite du signal, il est nécessaire que les filtres de décomposition (h et g) et de reconstruction (h' et g') possèdent les propriétés suivantes :

$$g[n] = (-1)^n h[-n] \quad (5.11)$$

$$h'[n] = h[-n] \quad (5.12)$$

$$g'[n] = (-1)^n h[n] \quad (5.13)$$

$$|H(\omega)|^2 + |G(\omega)|^2 = 1 \quad (5.14)$$

$$H(\omega) = G(\omega + \pi) \quad (5.15)$$

$$H'(\omega) = G'(\omega + \pi) \quad (5.16)$$

Où $H(\omega)$, $G(\omega)$, $H'(\omega)$ et $G'(\omega)$ sont respectivement les réponses fréquentielles des filtres $h[n]$, $g[n]$, $h'[n]$ et $g'[n]$

3.2. La décomposition en ondelettes :

Il existe des ondelettes dans lesquelles on peut utiliser une décomposition en bandes de fréquences en utilisant des filtres QMF [10]. Ces ondelettes sont associées à des fonctions dites fonctions d'échelles qui par dilatation et translation engendrent la base des fonctions d'échelles. $\phi_{j,k}(t)$:

$$\phi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \phi(2^{-j}t - k) \quad (5.17)$$

En général, la décomposition de la suite $S[n]$ sur la base des fonctions d'échelle fournit les coefficients de l'approximation à l'échelle j de $S[n]$:

$$A_j[k] = \sum_n S[n] \phi_{j,k}[n] \quad (5.18)$$

Les coefficients de détail à l'échelle j de $S\{n\}$ sont les coefficients de la transformées en ondelettes :

$$D_j[k] = T(j, k) = \sum_n S[n] \psi_{j,k}[n] \quad (5.19)$$

Considérant les deux filtres QMF de reconstruction h' et g' associés respectivement à la fonction d'échelle ϕ et la fonction d'ondelette de telle sorte que :

$$\phi_j[n] = \sum_n h'[n-2k] \phi_{j+1}(k) \quad (5.20)$$

$$\psi_j[n] = \sum_n g'[n-2k] \phi_{j+1}(k) \quad (5.21)$$

A partir des équations (5.18) à (5.21) et en utilisant les propriétés des filtres QMF (5.11) à (5.16), on peut montrer que les coefficients de la transformée d'ondelettes (détail) $D_j[k]$ et les coefficients d'approximation. $A_j[k]$, peuvent être calculés par un algorithme de décomposition en bandes de fréquence en utilisant des filtres QMF :

$$T(j, n) = A_j[n] = \sum_n h[2n-k] A_{j-1}(k) \quad (5.22)$$

$$D_j[n] = \sum_n g[2n-k] D_{j-1}(k) \quad (5.23)$$

3.3. Décomposition en paquets d'ondelettes [11] :

La décomposition en paquets d'ondelettes est une généralisation de la décomposition en ondelettes. La décomposition en approximation et en détail n'est pas faite seulement sur les approximations mais elle est faite aussi sur les détails. L'algorithme correspondant peut être schématisé par la figure 5.8.

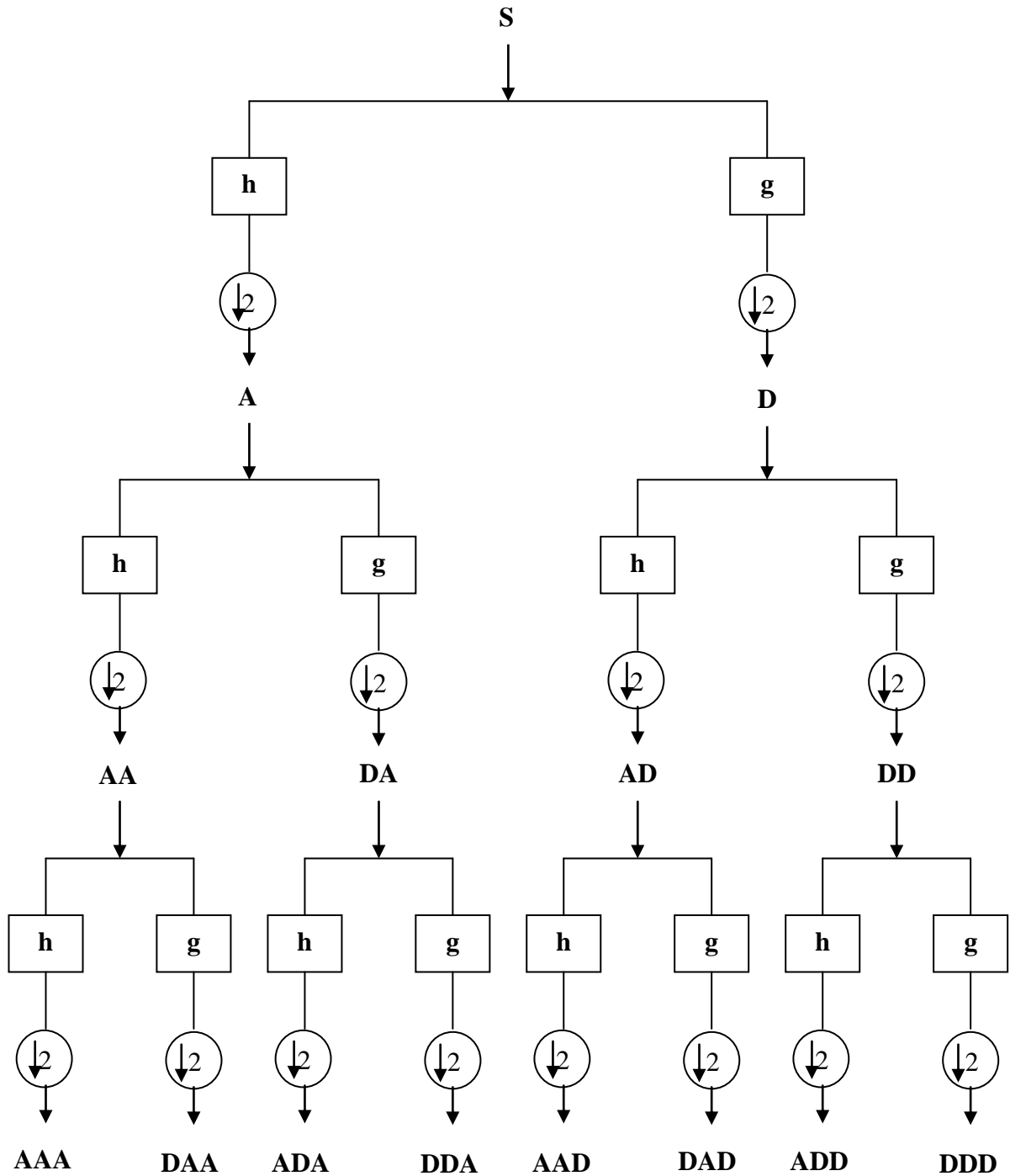


Figure 5.5. Schéma de décomposition en paquets d'ondelettes.

La décomposition en paquets d'ondelettes conduit à une décomposition en sous-bandes de fréquences du signal. Chaque sous-bande fréquentielle correspondant, dans le domaine temporel, à un sous-signal qui donne les instants d'apparition des fréquences appartenant à cette sous-bande fréquentielle. De cette façon, on peut avoir une représentation temps/fréquence en rassemblant et en codant en niveau de gris les sous-signaux obtenus.

4. Application de l'analyse en paquets d'ondelettes aux signaux Doppler :

L'analyse en paquets d'ondelettes permet de décomposer le signal en différents sous signaux, chacun d'eux correspond à une sous-bande fréquentielle. Le nombre des sous-bandes dépend du niveau de décomposition j , il est égal à 2^j . La bande passante des sous-signaux présente le pas fréquentielle de la représentation temps/fréquence. L'augmentation du niveau de décomposition j diminue le pas fréquentiel ce qui implique l'augmentation de la résolution fréquentielle. Pour qu'on puisse faire une comparaison entre la représentation temps/fréquence obtenue par la STFT et celle obtenue par l'analyse en paquets d'ondelettes, il faut que les résolutions temporelles et fréquentielles des deux méthodes d'analyse soit égales. Le nombre d'échantillons des spectres obtenus par la STFT est $128 = 2^7$ Pour cette raison le niveau de décomposition en paquets d'ondelettes sera égal à 7. Dans ce cas la décomposition du signal Doppler permet d'obtenir 128 sous-signaux qui représentent les coefficients de l'analyse en paquets d'ondelettes.

Les coefficients de la décomposition en paquets d'ondelettes des signaux Doppler sont calculés sur un micro-ordinateur par un programme sous environnement MATLAB. Le résultat obtenu par l'exécution de ce programme est une matrice dont les lignes représentent les 128 sous-signaux de la décomposition obtenus par le banc de filtres de la décomposition en paquets d'ondelettes.

Les valeurs absolues des coefficients de cette matrice, codées en niveau de gris, donne la représentation temps/fréquence des signaux Doppler.

Dans ce qui suit nous présentons les résultats de la décomposition en utilisant cinq types d'ondelettes (Haar, Daubechies5, symlet, coiflet et Meyer). La décomposition se fait sur le même signal Doppler utilisés dans le chapitre précédant : le premier signal est celui de l'artère carotide normal et le deuxième pathologique.

4.1. Utilisation de la fenêtre de « HAAR » :

L'ondelette mère de HAAR est représentée sur la figure 5.9 et elle est définie par :

$$\begin{aligned} \psi(x) &= 1, & \text{si} & & x \in [0, 0.5[\\ \psi(x) &= -1, & & & x \in [0.5, 1[\\ \psi(x) &= 0, & & & x \notin [0, 1[\\ \\ \phi(x) &= 1, & \text{si} & & x \in [0, 1] \\ \phi(x) &= 0, & & & x \notin [0, 1] \end{aligned}$$

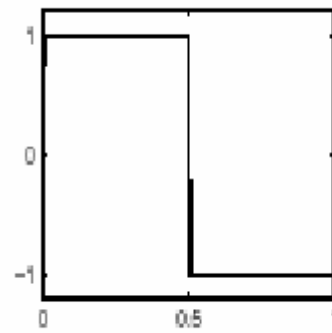


Figure 5.6. L'ondelette mère de HAAR.

La décomposition en paquets d'ondelettes des signaux Doppler, en utilisant l'ondelette de HAAR est représentée sur la figure 5.7 ci-dessous :

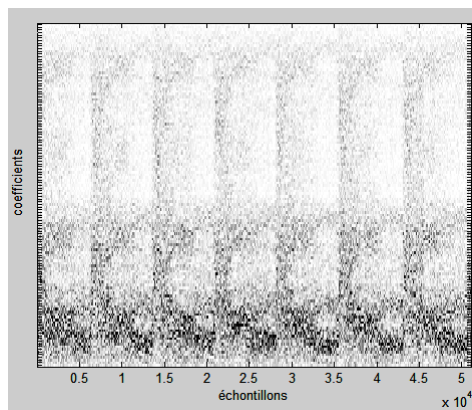


Figure 5.7.a. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de HAAR(cas normal).

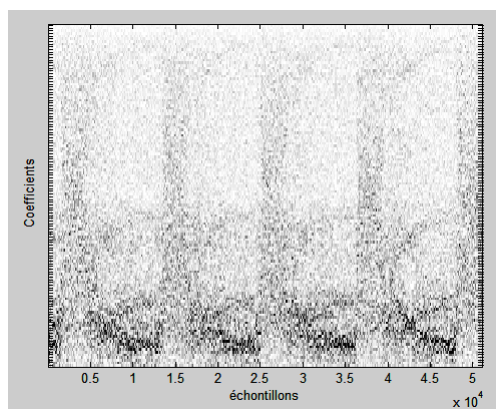


Figure 5.7.b. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de HAAR(cas pathologique).

On remarque que l'analyse par l'ondelette de HAAR ne donne pas une représentation temps-fréquence convenable. Les sonogrammes obtenus ne reflètent nullement la forme d'écoulement du sang. Le résultat obtenu dépend fortement de la nature de l'ondelette mère utilisée pour l'analyse.

4.3. Utilisation de la fenêtre de « db5 » :

Ce type d'ondelettes n'a pas une expression mathématique bien déterminée. L'analyse par la transformation en ondelettes en utilisant l'ondelette de Daubechies peut se faire en utilisant deux filtres conjugués QMF (filtre passe-haut et filtre passe-bas), et également en moyennant un algorithme de calcul de l'ondelette mère qui va permettre par la suite d'analyser le signal Doppler. Le module élevé au carré de la fonction de transfert de h peut s'exprimer par :

$$P(y) = \sum_{K=0}^{N-1} C_K^{N-1+K} y^K$$

Où C_K^{N-1} représentent les coefficients binomiales tels que :

$$|m_0(w)|^2 = (\cos^2(\frac{w}{2}))^N P(\sin^2(\frac{w}{2}))$$

Avec

$$m_0(w) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{K=0}^{2N-1} h_K e^{-ikw}$$

La figure 5.8 ci-dessous illustre l'ondelette de Daubechies calculée à l'ordre 5 :

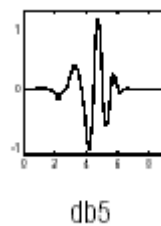


Figure 5.8. L'ondelette mère de db5.

La décomposition en paquets d'ondelettes des deux signaux Doppler, en utilisant l'ondelette de « Daubechies 5 » est représentée sur les figures 5.9 :

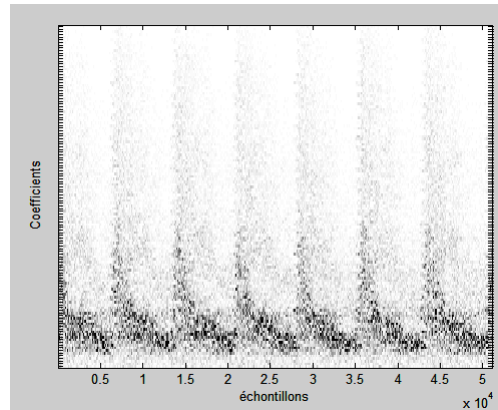


Figure5.9.a. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de db5(cas normal).

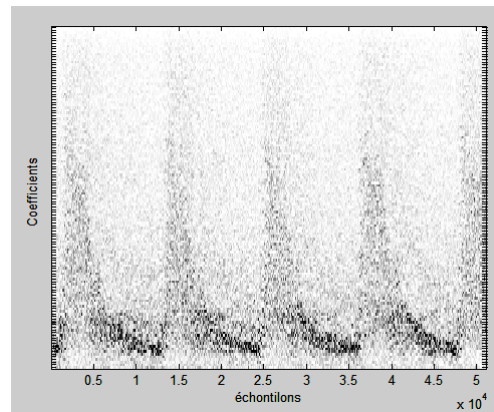


Figure5.9 .b. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de db5(cas pathologique).

Il est clairement illustré que la représentation temps/fréquence est améliorée. Les sonogrammes sont plus représentatifs de la forme d'écoulement au niveau des artères. Il devient clair que l'analyse dépend de la nature de l'ondelette mère.

4.2. Utilisation de la fenêtre de Symlet2« sym2 » :

Dans symN, N est l'ordre. Quelques auteurs utilisent 2N au lieu de N. Symlets est seulement proche symétrique; par conséquent quelques auteurs ne les appellent pas symlets.

Daubechies propose des modifications de son ondelette en augmentant leur symétrie. Cette symétrie est augmentée tout en maintenant leur grande simplicité.

L'ondelette mère de sym2 est représentée sur la figure 5.10 ci-dessous :

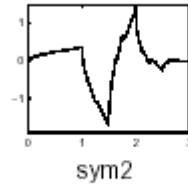


Figure 5.10. L'ondelette mère de Symlet2

La décomposition en paquets d'ondelettes des signaux Doppler, en utilisant l'ondelette de sym2 est représentée sur les figures 5.11:

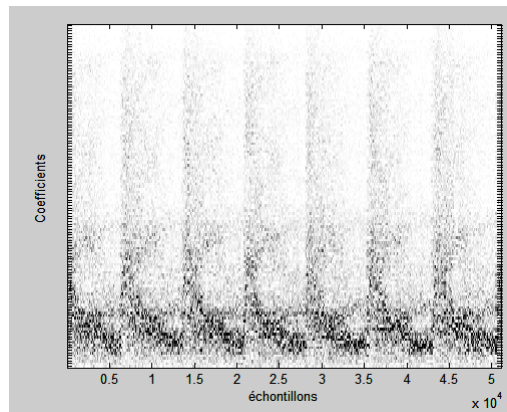


Figure 5.11.a. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de sym2(cas normal).

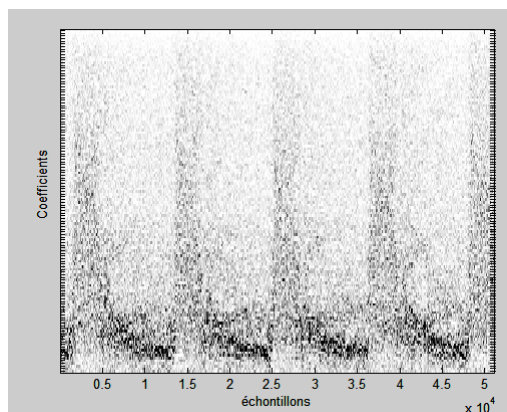


Figure 5.11.b. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de sym2(cas pathologique).

En utilisant l'ondelette de sym2, la représentation temps/fréquence est moins améliorée. Les sonogrammes sont moins représentatifs de la forme d'écoulement au niveau des artères.

4.4. Utilisation de la fenêtre de « Meyer » :

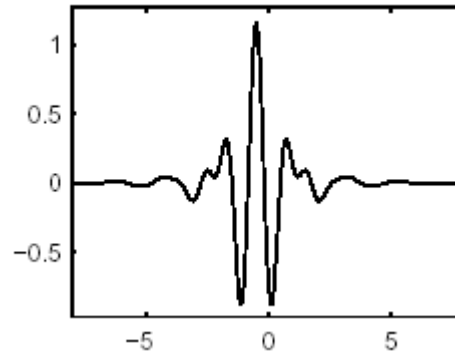


Figure 5.12. L'ondelette mère de Meyer.

L'ondelette mère de Meyer donnée sur la figure 5.12 ci-dessus. Elle est définie dans le domaine fréquentiel par :

$$\hat{\psi}(\omega) = (2\pi)^{-1/2} e^{j\omega/2} \sin\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{2\pi} |\omega| - 1\right)\right) \quad \text{si} \quad \frac{2\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{4\pi}{3}$$

$$\hat{\psi}(\omega) = (2\pi)^{-1/2} e^{j\omega/2} \cos\left(\frac{\pi}{2} v\left(\frac{3}{4\pi} |\omega| - 1\right)\right) \quad \text{si} \quad \frac{4\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{8\pi}{3}$$

$$\hat{\psi}(\omega) = 0 \quad \text{si} \quad |\omega| \notin \left[\frac{2\pi}{3}, \frac{8\pi}{3}\right]$$

où

$$v(a) = a^4(35 - 84a + 70a^2 - 20a^3), \quad a \in [0,1]$$

La décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler en utilisant l'ondelettes de « Meyer » est représentée sur les figures 5.13:

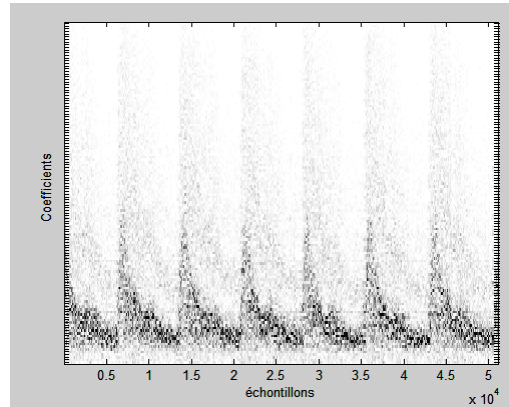


Figure 5.13.a. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de Meyer(cas normal).

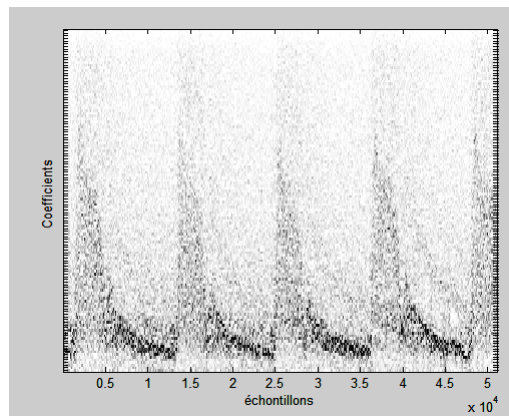


Figure 5.13.b. Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de Meyer (cas pathologique).

Dans ce cas la représentation temps/fréquence est meilleure que les trois précédentes.

En effet, les sonogrammes obtenus sont plus explicites et plus représentatifs de la forme d'écoulement du sang dans les artères confirmant ainsi les résultats que l'analyse est fortement corrélée à la nature de l'ondelette mère.

Conclusion :

Dans ce chapitre une étude descriptive de la théorie des ondelettes était d'abord faite. Cette étude a permis de mettre en relief la manière avec laquelle un signal peut être décomposé dans le domaine temps-fréquence à travers la génération de coefficients d'ondelettes. Ces coefficients d'ondelettes traduisent des signaux d'approximations reflétant l'évolution basse fréquence, et des signaux de détails reflétant l'évolution haute fréquence du signal décomposé : c'est le cas dans la transformée en ondelettes discrètes (DWT) ou encore la transformée en paquets d'ondelettes (PWT) qui, en fait est une généralisation de la DWT.

L'étude a été poursuivie par l'application de la décomposition en ondelettes aux signaux Doppler carotidien en vue de générer les sonogrammes : les enveloppes fréquentielles traduisant la vitesse du sang dans les artères. Cette étude était menée sur l'importance du choix de l'ondelette mère pour faire une décomposition par l'application de quatre type d'ondelettes mère (Haar, Symlet2, Daubechies5, et Meyer). Les résultats obtenus, et à travers une évaluation qualitative des sonogrammes générés, ont montré que la meilleure représentation a été obtenue par l'utilisation de l'ondelette de Meyer. Il apparaît alors qu'une ondelette de nature oscillatoire peut convenir pour l'analyse des signaux Doppler de cette nature. Cependant d'autres tests sur d'autres type d'ondelettes seront nécessaires pour généraliser ce résultat.

Bibliographie :

- [1] T. AL-ANI, « cours ISBS 2ème partie » (<http://www.esiee.fr/~alanit>)
- [2] J. Max et J. Lacoume, « Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physique », Tome 1, Edition Mason (1997).
- [3] G. Gasquet, P. Witomski, « Analyse de Fourier et Applications », Mason, Paris, 1990.
- [4] Jean-Pierre Antoine et Romain Murenzi, « The continuous wavelet transform, from 1 to 3 dimension » Subband and Wavelet Transform, Akan & Smith Eds, Kluwer 1996.
- [5] Bruno Torresani, « Analyse continue par ondelette », InterEditions et CNRS Editions 1995.
- [6] Yves Meyer, « Les ondelettes algorithmes et application », Armond colin éditeur 1994.
- [7] Frederic Truchetet, « Ondelettes pour le signal numérique », Edition Hermes, Paris 1998.
- [8] O. Rioul, P. Duhamel, « Fast algorithmes for discrete and continuous wavelet transform », IEE Signal procesing magazine, pp. 84-87, Nov. 1997.
- [9] M. Vetterli, C. Herley, “Wavelet and filter banks: relationships and new results”, Proc. IEEE, ICASSP, pp. 1723-1726, Albuquerque, 1990.
- [10] M. Vetterli, J. Kovacevic, « Wavelet and subband coding », Prentice Hall Englewood Cliffs, NJ 1995.
- [11] M. Miti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J. Poggi, « Wavelet as toolbox : for use with matlab », COPYRIGHT 96/97 by the MATHWORK.

Liste des figures:

- Figure 5.1** Résolution temps-fréquence de la STFT et WT
- Figure 5.2** Localisation d'une ondelette mère $\psi(s)$ dans l'espace de temps (partie réelle).
- Figure 5.3** Décomposition en bancs de filtres d'un seul niveau.
- Figure 5.4** Reconstruction à trois niveaux
- Figure 5.5** Schéma de décomposition en paquets d'ondelettes.
- Figure 5.6** L'ondelette mère de HAAR.
- Figure 5.7.a.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de HAAR (cas normal).
- Figure 5.7.b.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de HAAR (cas pathologique).
- Figure 5.8.** L'ondelette mère de db5.
- Figure 5.9.a.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de db5 (cas normal).
- Figure 5.10.** L'ondelette mère de Symlet2
- Figure 5.11.a.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de sym2 (cas normal).
- Figure 5.11.b.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de sym2 (cas pathologique).
- Figure 5.12.** L'ondelette mère de Meyer.
- Figure 5.13.a.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de Meyer (cas normal).
- Figure 5.13.b.** Décomposition en paquets d'ondelettes du signal Doppler avec l'ondelette de Meyer (cas pathologique).

6

Détection des enveloppes fréquentielles et calcul du SBI

Sommaire

Introduction.....	79
1. Détection des enveloppes fréquentielles par la méthode paramétrique AR-P (auto-régressif d'ordre P)...	80
1.1. Concept d'un processus auto-régressif (AR).....	80
1.2. Estimation de la matrice de covariance	81
1.3. Relation entre paramètre du modèle et covariance pour un AR-P.....	82
1.4. Estimation des paramètres d'un modèle AR-P	83
1.4.1. Calcul direct par inversion de la matrice de covariance	83
1.4.2. Algorithme de Levinson	83
1.5. Choix du nombre de coefficient du filtre (ordre du modèle).....	84
1.6. Application des filtres autorégressifs sur les sonogrammes.....	86
1.7. Filtrage des enveloppes par un filtre moyenneur.....	90
1.8. Calcul de l'index d'élargissement spectral (SBI).....	92
2. Etude d'un cas pathologique.....	94
Conclusion.....	96
Bibliographie.....	96
Liste des figures.....	96

Introduction : [1] [2] [3]

Les enveloppes fréquentielles extraites par la transformée de Fourier à court terme STFT et par la transformée en paquet ondelettes sont affectées par des bruits de différentes sources. Le filtrage de ces bruits qui constitue l'un des objectifs de ce chapitre est une étape importante et nécessaire pour faire apparaître clairement le profil du signal afin de l'exploiter. Parmi les techniques de filtrage adoptées on a les filtres à réponse impulsionnelle finie type moyenne ajusté MA ou encore filtre auto-régressif AR. On va choisir pour notre application un filtre de type auto-régressif (AR).

Un bon filtrage AR suppose un ordre optimal qui minimise l'erreur de prédiction. L'estimation des coefficients du filtre AR est basée sur la méthode des moindres carrés et réalisé par différents algorithmes de prédiction tel que Burg, Levinson, inversion direct de la matrice de covariance.

Nous allons utiliser l'algorithme de levinson et la méthode d'inversion directe de la matrice de covariance pour implémenter notre filtre AR et extraire les enveloppes fréquentielles.

Les enveloppes fréquentielles obtenues reflètent la vitesse des globules rouges dans les artères et aussi le degré de sévérité des sténoses.

Nous allons étudier dans ce chapitre la détermination des enveloppes fréquentielles ainsi que le calcul de l'index d'élargissement spectral (SBI).

1. Détection des enveloppes fréquentielles par la méthode paramétrique AR-P (auto-régressif d'ordre P) :

L'analyse paramétrique utilise un modèle décrivant le signal à partir duquel il est aisé d'obtenir l'enveloppe. Cette modélisation s'effectue à travers des algorithmes d'estimation très connus en traitement du signal à savoir l'algorithme auto-régressif (AR), l'algorithme à moyenne mobile (MA) et l'algorithme auto-régressif à moyenne mobile (ARMA). Notre objectif dans ce paragraphe sera d'exploiter les performances du modèle (AR) dans le but de filtrer le signal Doppler.

1.1. Concept d'un processus auto-régressif (AR) : [2]

Dans la modélisation auto-régressive le signal est supposé être prédictible en fonction d'un certains nombre de ces valeurs antérieures.

Considérons l'équation récurrente :

$$x(n) + a_1 x(n-1) + \dots + a_p x(n-p) = w(n) \quad (6.1)$$

Où $w(n)$ désigne un processus aléatoire, centré, stationnaire au second ordre blanc de variance σ^2

La suite (a_1, \dots, a_p) constitue les coefficients du modèle à déterminer.

Si on pose :

$$H_r(z) = \frac{1}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_p z^{-p}} \quad (6.2)$$

Le signal $x(n)$ peut être vue comme la sortie du filtre tout-pole de fonction de transfert

$H_{\tau}(z) = \frac{1}{A(z)}$ dont l'entrée est le processus $w(n)$ (figure 6.1).

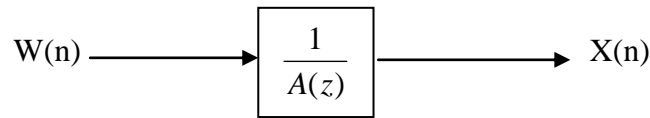


Figure 6.1. Génération d'un processus AR

On considère que l'équation de récurrence (6.1) admet une solution unique $x(n)$ stationnaire au second ordre et qui s'exprime causalement en fonction de $w(n)$ ($x(n)$ ne dépend que de $w(n), w(n-1), \dots, w(n-k)$) si et seulement si les pôles de la fonction de transfert $H_{\tau}(Z)$ sont de module strictement inférieur à 1.

On adopte alors la définition suivante :

Un processus auto-régressif d'ordre P (AR-P) est l'unique solution de l'équation (6.1) où le polynôme

$$A(z) = z^p + a_1 z^{p-1} + \dots + a_p \neq 0 \text{ pour } |z| \geq 1 \tag{6.3}$$

Cette solution a pour expression :

$$x(n) = w(n) + h_1 w(n-1) + \dots + h_k w(n-k) + \dots \tag{6.4}$$

Où la suite h_k est la suite des coefficients du développement en série de fourrier de la fonction $H(f) = H_{\tau}(e^{2\pi jf})$ (périodique de période 1).

Notons que la solution stationnaire de l'équation (6.1) est causale et stable donc si $w(n)$ est gaussien, alors $x(n)$ est lui-même gaussien, puisque le caractère gaussien se conserve par transformation linéaire.

1.2. Estimation de la matrice de covariance : [2] [4]

Un processus aléatoire peut être vue comme multitude de trajectoire correspondant à une multitude de réalisation de l'expérience répété à l'identique, mais en pratique on ne dispose

généralement que d'une seule trajectoire. L'estimation à partir de $(x(0), \dots, x(n-1))$ de la fonction d'auto-corrélation est donnée pour $k \in \{0, \dots, k-1\}$ par :

$$R_{xx}(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-k} x(n+k)x^*(n) = \frac{1}{N} \sum_{m=k}^{N-1} x(m)x^*(m-k) \quad (6.5)$$

Considérons les k premières valeurs $R_{xx}(0), \dots, R_{xx}(k-1)$ obtenus avec l'expression (6.5) ; pour construire une estimation de la matrice covariance d'un processus SSL (stationnaire du second ordre au sens large), il suffit de prendre la matrice de Toëplitz hermitienne dont les éléments de la première colonne sont précisément $R_{xx}(0), \dots, R_{xx}(k-1)$.

La matrice ainsi obtenue peut s'écrire :

$$R = \begin{pmatrix} R_{xx}(0) & R_{xx}(-1) & \dots & R_{xx}(-k+1) \\ R_{xx}(1) & R_{xx}(0) & & \vdots \\ \vdots & & & R_{xx}(-1) \\ R_{xx}(k-1) & \dots & R_{xx}(1) & R_{xx}(0) \end{pmatrix} = \frac{1}{N} D^H D \quad (6.6)$$

1.3. Relation entre paramètre du modèle et covariance pour un AR-P :[2]

Pour établir les relations entre la matrice de covariance et les paramètres du modèle, on commence par multiplier les deux membres de la relation de récurrence (6.1) par $X^*(n-k)$ et on prend l'espérance mathématique, on obtient :

$$E \left\{ (x(n) + \dots + a_p x(n-p)) x^*(n-k) \right\} = E \left\{ w(n) x^*(n-k) \right\}$$

pour $k \geq 1$ le second membre est nul puisque $x(n-k)$ ne dépend que de $w(n-k), w(n-k-1) \dots$ du fait de la causalité de la solution stationnaire et du fait que $w(n)$ est blanc. En utilisant la stationnarité de $x(n)$ et en notant :

$$R(k) = E \left\{ x(m+k) x^*(m) \right\}, \text{ on obtient pour tout } k \geq 1 :$$

$$R(k) + a_1 R(k-1) + \dots + a_p R(k-p) = 0 \quad (6.7)$$

On trouve la relation suivante pour $k > p$:

$$R(k) = - \sum_{i=1}^p a_i R(k-i) \quad (6.8)$$

D'autre part en multipliant les deux membres conjugués de la relation de récurrence (6.1) par $w(n)$ et en prenant l'espérance nous obtenons :

$$E\left[\left(x^*(n) + a_1 x^*(n-1) + \dots + a_p x^*(n-p)\right)w(n)\right] = E\{w^*(n)w(n)\} = \sigma^2$$

Le premier membre se réduit à $E\{x^*(n)w(n)\}$ puisque $x(n-k)$ ne dépend que de $w(n-k), w(n-k-1), \dots$ par causalité et que $w(n)$ est blanc. En conséquence on a :

$E\{x^*(n)w(n)\} = \sigma^2$. En remplaçant $w(n)$ par $x(n) + a_1 x(n-1) + \dots + a_p x(n-p)$, il vient :

$$R(0) + a_1 R(-1) + \dots + a_p R(-p) = \sigma^2 \tag{6.9}$$

Donc en empilant l'équation (6.9) et les p relations obtenues à partir de (6.7) pour $k=1, 2, \dots, p$ il vient la relation suivante :

$$\begin{vmatrix} R(0) & R(-1) & \dots & R(-p) \\ R(1) & R(0) & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & R(-1) \\ R(p) & \dots & R(1) & R(0) \end{vmatrix} \begin{vmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_p \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \sigma^2 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{vmatrix} \tag{6.10}$$

Les équations (6.10) sont dites équations normales ou équations de Yule-Walker

On reconnaît dans cette équation l'expression de la matrice de covariance d'ordre $(p+1)$ du processus $x(n)$. Cette matrice est hermitienne dans le cas générale, $R(-j)=R^*(j)$, et est symétrique si le processus $x(n)$ est réel.

Un résultat important dit que, la matrice de covariance étant positive et de Toëplitz, le polynôme $A(z)=Z^p+a_1Z^{p-1}+\dots+a_p$ a toutes ses racines à l'intérieur du cercle unité.

Ce résultat est encore vrai si on remplace les covariances par leur estimée, à condition que la matrice reste positive et de Toëplitz.

Le fait que $A(z)$ ait toutes ses racines à l'intérieur du cercle unité assure que le filtre de fonction

de transfert $H\tau(Z) = \frac{1}{A(Z)}$ a une représentation causale est stable. Ce filtre est utilisé pour

synthétiser $x(n)$ à partir de $w(n)$.

1.4. Estimation des paramètres d'un modèle AR-P : [2] [3]

1.4.1. Calcul direct par inversion de la matrice de covariance :

Les équations de Yule-Walker (6.10) fournissent une relation entre les paramètres du modèle AR et ses coefficients de covariance. Elles fournissent donc un moyen d'estimer les paramètres d'un modèle AR en substituant aux covariances leurs valeurs estimées, fournis par l'équation (6.5).

Un programme Matlab peut nous aider à estimer la suite des p coefficients d'un modèle AR, à partir d'un échantillon du signal et l'ordre p supposé du modèle.

1.4.2. Algorithme de Levinson :

Nous avons vu que la matrice de covariance d'un processus SSL était une matrice de Toëplitz. Nous allons donner à présent un algorithme rapide du, à l'origine, à Levinson et qui permet de résoudre les équations de Yule-Walker. Si k désigne la dimension de la matrice de covariance, cet algorithme est d'une complexité en k² alors qu'un algorithme général est en k³. son utilisation n'a d'intérêt que dans une mise en œuvre en langage de type « C » ou « fortran », car matlab offre une fonction d'inversion de matrice (fonction<<inv>>). Dans les versions les plus récentes le Toolbox dispose d'une fonction « Levinson ».

L'algorithme de Levinson est récursif : il calcule les coefficients de prédiction au rang (m) à partir de ceux obtenus au rang (m-1).

Pour établir cette récursion nous adaptions pour l'équation (6.10) la notation suivante, dans laquelle nous avons utilisé la symétrie hermitienne R(-k)=R*(k).

$$\begin{vmatrix} R(0) & R^*(1) & \dots & R^*(m-1) \\ R(1) & R(0) & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & R^*(1) \\ R(m-1) & \dots & R(1) & R(0) \end{vmatrix} \begin{vmatrix} a_{m-1}(0) \\ a_{m-1}(1) \\ \vdots \\ a_{m-1}(m-1) \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} V_{m-1} \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{vmatrix} \tag{6.11}$$

Où l'indice (m-1) indique la solution au rang (m-1), où a_{m-1}(0)=1 et où V_{m-1} désigne l'erreur quadratique qui, dans le cas d'un AR d'ordre p représente aussi, pour m≥p, la variance du processus d'excitation.

1.5. Choix du nombre de coefficient du filtre (ordre du modèle) : [3] [5]

Le nombre de coefficients du filtre (ordre de prédiction) n'est pas connu initialement. Pour avoir une meilleure modélisation on doit avoir un ordre de prédiction optimal. Une approche simpliste consiste à considérer un ordre plus élevé pour obtenir un modèle meilleur, mais une

règle basée sur l'expérience nous dit que l'ordre ne devrait pas dépasser $N/3$, avec N nombre d'échantillon du signal [5].

Dans notre travail pour choisir le nombre de coefficient du filtre on a utilisé un critère d'erreur quadratique moyenne sur le filtre. Pour observer plus facilement les courbes d'erreur quadratique nous les avons normalisé (figure 6.2).

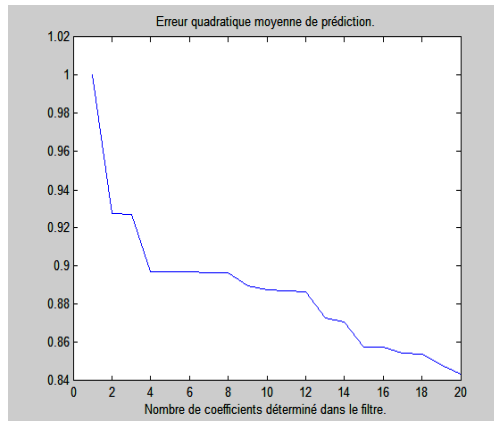


Figure 6.2. Erreur quadratique en fonction du nombre de coefficient du filtre (artère carotide).

On constate que la courbe commence à se stabiliser dès qu'on arrive à 4 coefficients.

Pour avoir une meilleure appréciation dans le choix de l'ordre nous avons tracé le spectre du signal et la réponse fréquentielle du filtre pour différents ordres.

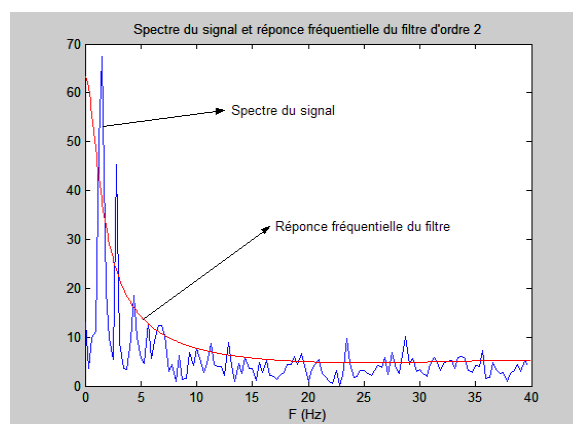


Figure 6.3. Spectre du sonogramme de l'artère carotide et réponse fréquentielle du filtre d'ordre 2

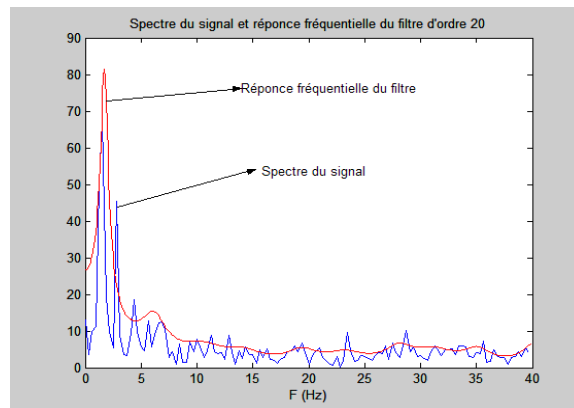


Figure 6.4. Spectre du sonogramme de l'artère carotide et réponse fréquentielle du filtre d'ordre 20

Si on ne prend pas assez de coefficients pour le filtre comme visualiser sur la (figure 6.3), la réponse fréquentielle du filtre s'éloigne considérablement du spectre du signal. Les pôles du filtre ne suffisent plus à représenter le spectre du signal.

Par contre lorsqu'on prend trop de coefficients pour le filtre (figure 6.4), celui-ci prend en compte extrêmement bien le signal. Seulement, le temps de calcul sera beaucoup plus lourd. Il arrive un moment où augmenter le nombre de coefficients n'apporte quasiment rien. C'est-à-dire que l'amélioration apportée par cette augmentation de complexité n'est pas significative.

Donc le choix d'un filtre d'ordre 10 semble optimal pour nos signaux comme on l'avait remarqué sur la figure (6.2), on peut effectivement le voir sur la figure (6.5)

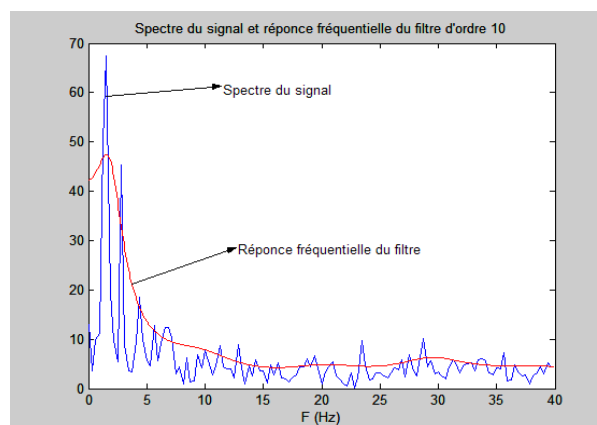


Figure 6.5. Spectre du sonogramme de l'artère carotide et réponse fréquentielle du filtre d'ordre 10.

1.6. Application des filtres autorégressifs sur les sonogrammes : [6] [3]

Le calcul des coefficients et l'implémentation du filtre autorégressif sont faite sous environnement Matlab.

La détermination des coefficients de l'auto-corrélation $R(k)$ nous permet de calculer les coefficients du filtre qui minimisent l'erreur quadratique. Cette dernière opération est totalement effectuée par matlab à l'aide de la fonction « Levinson » ou en utilisant la méthode de l'inversion direct de la matrice de covariance « arcov ». On obtient ensuite le gain du filtre en calculant :

$$G^2 = E = R(0) - \sum_{k=1}^p a_k R(k) \quad (6.12)$$

Le calcul du gain peut être pris en compte en faisant correspondre l'énergie du signal avec le signal obtenue par l'algorithme de prédiction linéaire. Si on revient à l'équation donnée par la fonction de transfert du filtre (donnée dans le chapitre précédant):

$$Gu(n) = s(n) - \sum_{k=1}^p a_k s(n-k) \quad (6.13)$$

Et donc, dans le cas où les coefficients estimés correspondent avec les vrais coefficients du filtre on a $e(n) = Gu(n)$, donc le signal d'entrée $u(n)$ est proportionnel au signal d'erreur. Il est plus raisonnable pour trouver l'énergie qui permet d'approcher ce critère de calculer pour tous les points.

On calcul donc :

$$G^2 \sum_{m=0}^{N-1} u^2(n) = \sum_{m=0}^{N-1} e^2(m) = E \quad (6.14)$$

$u(n)$ est choisi comme étant un bruit blanc stationnaire de moyenne nulle et de variance unitaire. Ainsi $E[u(n)u(n-m)] = \delta(m)$.

Si on appelle $g(n)$ la sortie du filtre dont l'entrée est un bruit blanc, alors :

$$g(n) = \sum_{k=1}^p a_k g(n-k) + Gu(n) \quad (6.15)$$

On note $R(n)$ la fonction d'autocorrelation de $g(n)$. On a pour $m \neq 0$

$$R(m) = E[g(n)g(n-m)] = \sum_{k=1}^p a_k E[g(n-k)g(n-m)] + E[Gu(n)g(n-m)] = \sum_{k=1}^p a_k R(m-k) \quad (6.17)$$

Comme $u(n)$ est un bruit blanc, il est non corrélé avec les échantillons précédents donc pour $m > 0$, $E[Gu(n)u(n-m)] = 0$ et pour $m=0$ on a :

$$R(0) = \sum_{k=1}^p a_k R(k) + GE[u(n)g(n)] = \sum_{k=1}^p a_k R(k) + G^2 \quad (6.18)$$

Car $E[u(n)g(n)] = G$.

Comme l'énergie du signal doit être égale à celle du signal reconstitué, les $p+1$ premiers coefficients de l'autocorrelation $g(n)$ doivent être égaux aux $p+1$ premiers de l'autocorrelation du signal.

D'où finalement le gain est donné par :

$$G^2 = E = R(0) - \sum_{k=1}^p a_k R(k) \quad (6.19)$$

La figure (6.6) illustre le filtrage du sonogramme obtenu par la transformée de fourrier à court terme STFT (figure6.6.a) et par la transformée en paquet ondelettes (figure6.6.b) de l'artère carotide par filtre autorégressif d'ordre 10 (AR-10) en utilisant l'algorithme de Levinson.

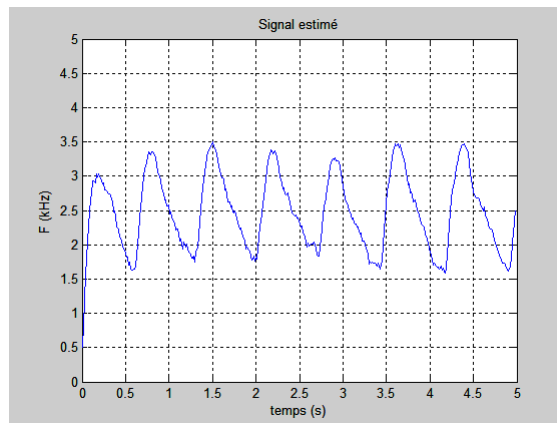


Figure 6.6.a. Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide(STFT).

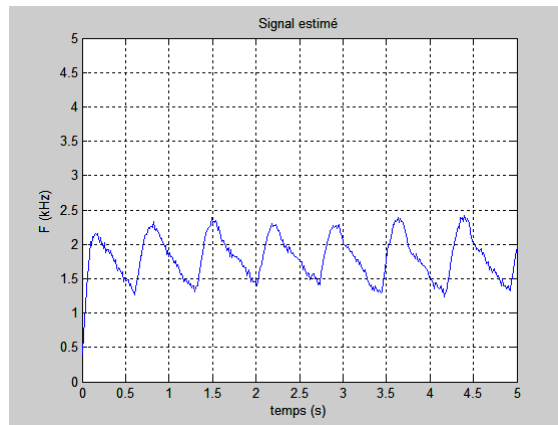


Figure 6.6.b. Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (PWT).

La figure (6.7) illustre le filtrage du sonogramme obtenu par la transformée de fourrier à court terme STFT (figure 6.7.a) et par la transformée en paquet d'ondelettes (figure 6.7.b) de l'artère carotide par filtre auto-régressif d'ordre 10 (AR-10) en utilisant la méthode d'inversion de la matrice de covariance.

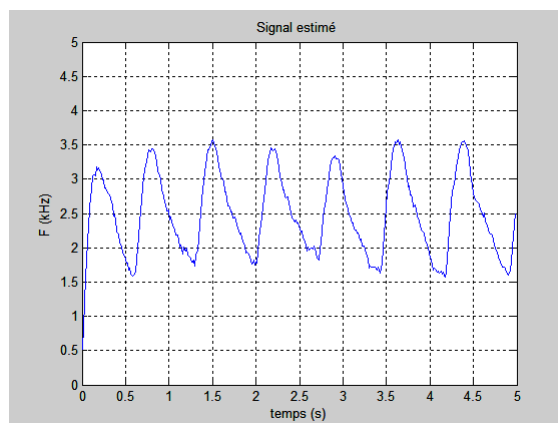


Figure 6.7.a. Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (STFT).

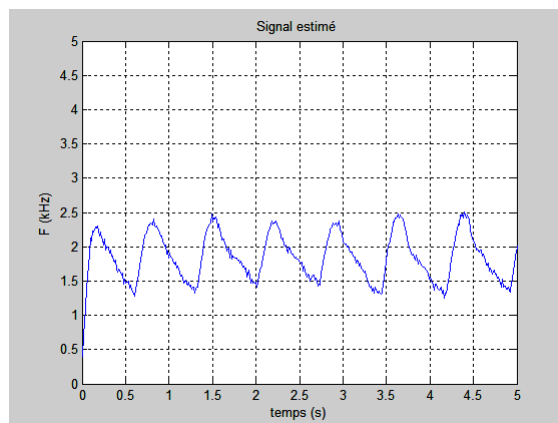


Figure 6.7.b. Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (PWT).

Les résultats obtenus et illustrés sur les figures ci-dessus sont plus ou moins acceptables. Malgré cela, en exploitant ces signaux il peut apparaître des résultats erronés dus aux oscillations sur les enveloppes. A cet effet le signal ultrasonore doit subir d'autres traitements afin de prévenir ces erreurs. Pour cela on a utilisé une routine qui consiste en un filtre moyenneur implémenté en cascade avec le filtre AR-P. Cette opération permet d'avoir un meilleur lissage des enveloppes fréquentielles.

1.7. Filtrage des enveloppes par un filtre moyenneur : [7]

Les enveloppes fréquentielles qui sont extraites des sonogrammes obtenus par la transformée de Fourier à court terme STFT puis filtrées par AR-P seront appliquées à l'entrée d'un filtre moyenneur d'ordre 6 :

$$H_6(z) = \frac{1}{6(1 + z^{-1} + z^{-2} + \dots + z^{-5})} \quad (6.20)$$

Sa réponse impulsionnelle h est limitée à une suite de six échantillons de valeur $1/6$:

$$h = \frac{1}{6} \cdot \frac{1}{6} \cdot \frac{1}{6} \cdot \frac{1}{6} \cdot \frac{1}{6} \cdot \frac{1}{6}$$

Les signaux obtenus à la sortie du filtre moyenneur sont illustrés sur les figures (6.8) et (6.9).

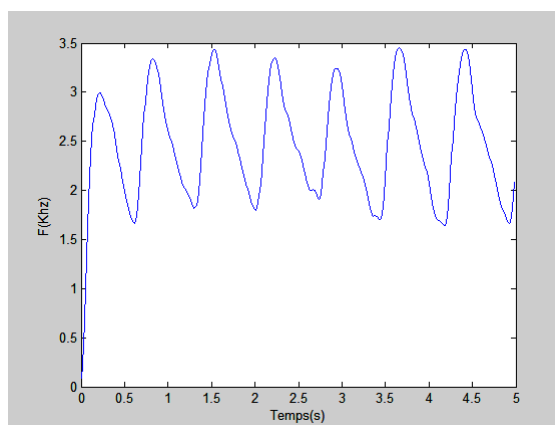


Figure 6.8.a. Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Levinson » et filtré par un filtre moyenneur.(STFT)

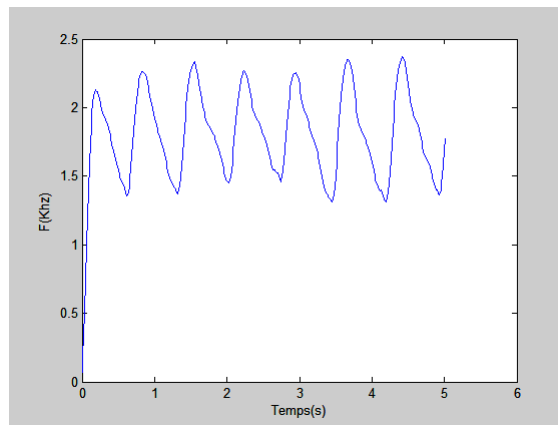


Figure 6.8.b. Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Levinson » et filtré par un filtre moyeneur (PWT).

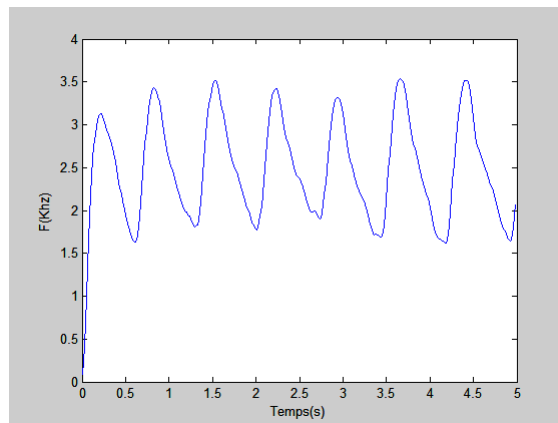


Figure 6.9.a. Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Arcov » et filtré par un filtre moyeneur(STFT).

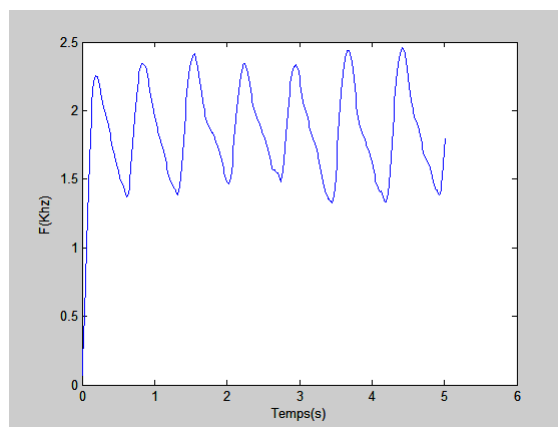


Figure 6.9.b. Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Arcov » et filtré par un filtre moyeneur(PWT).

1.8. Calcul de l'index d'élargissement spectral (SBI) :

Le degré de sténose (donné en pourcentage %) est exprimé par le rapport entre le diamètre réduit par la sténose et le diamètre réel de l'artère. [8]

$$\text{Degré de sténose} = \frac{(A - B)}{A} \times 100\%$$

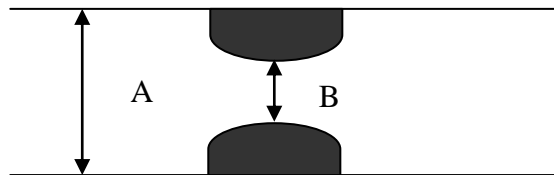


Figure 6.10. Méthode de calcul du degré de sténose.

L'écoulement en amont de la sténose est laminaire et les globules rouges coulent avec une vitesse appelée vitesse moyenne « V_{moy} ». Au niveau de la sténose la vitesse des globules rouges augmente à cause du rétrécissement artériel, et ceci pour maintenir un débit constant dans ce cas, la vitesse est maximale et est appelée « V_{max} ». Immédiatement en aval de la sténose, lorsque le diamètre augmente brusquement, apparaît un mouvement tourbillonnaire désorganisant totalement l'écoulement, ceci permet aux globules rouges de prendre plusieurs vitesses et dans toutes les directions. La valeur moyenne de ces vitesses donne la vitesse moyenne de l'écoulement V_{moy} .

Toutes les vitesses mesurées au niveau et au voisinage de la sténose, y compris la vitesse maximale « V_{max} », sont représentées par le spectre Doppler sous forme de composantes fréquentielles.

Dans ce cas là, on peut dire que la fréquence maximale du spectre Doppler « F_{max} » mesure la vitesse maximale de l'écoulement « V_{max} » et la fréquence moyenne « F_{moy} » mesure la vitesse moyenne « V_{moy} ».

F_{max} est calculée par la moyenne des fréquences au niveau des pics systoliques. Les résultats obtenus sont présentés dans ce qui suit :

➤ Relation entre le SBI et le degré de sténose :

L'accroissement du degré de sténose augmente la vitesse d'écoulement au niveau du rétrécissement artériel, ceci est interprété par l'équation suivante :

$$A.V_{moy} = B.V_{max}$$

Donc

$$B = A \cdot (V_{moy} / V_{max})$$

Où V_{moy} est la vitesse d'écoulement lorsque le diamètre de l'artère est égale à A et V_{max} la vitesse d'écoulement lorsque le diamètre est égale à B.

Alors on peut exprimer le degré de sténose en fonction de V_{moy} et V_{max}

$$\text{Degré de sténose} = (A - B) / A = (A - (V_{moy}/V_{max}) \cdot A) / A = (V_{max} - V_{moy}) / V_{max}.$$

Puisque les vitesses V_{max} et V_{moy} représentent respectivement les fréquences F_{max} et F_{moy} du spectre Doppler, on peut exprimer le degré de sténoses en fonction de F_{max} et F_{moy} :

$$\text{Degré de sténose} = (F_{max} - F_{moy}) / F_{max} = \text{SBI}.$$

Cette dernière équation mesure l'élargissement spectral entre F_{max} et F_{moy} par rapport à F_{max} , elle représente l'index d'élargissement spectral SBI.

$$\text{SBI} = ((F_{max} - F_{moy}) / F_{max}) \cdot 100\%$$

Les fréquences F_{max} et F_{moy} sont obtenues respectivement en faisant la moyenne des différentes F_{max_i} et F_{moy_i} sur une succession des cycles systoliques générés par les sonogrammes ; comme cela est illustré sur le tableau ci-dessous.

FREQUENCES et SBI	STFT		WT	
	ARCOV	LEVINSON	ARCOV	LEVINSON
Fmax1	3.4275	3.3426	2.3416	2.2607
Fmax2	3.5165	3.4368	2.4188	2.3331
Fmax3	3.4241	3.3483	2.3465	2.2692
Fmax4	3.3101	3.2432	2.3359	2.2573
Fmax5	3.5414	3.4539	2.4405	2.3502
Fmax6	3.5195	3.4335	2.4577	2.3689
Fmax	3.4565	3.3764	2.3902	2.3066
Fmoy	2.5046	2.4990	1.8553	1.8189
SBI	27.54%	25.99%	22.38%	21.14%

On constate que les deux méthodes (STFT et WT) donnent des résultats proches pour chaque principe utilisé (arcov et Levinson).

2. Etude d'un cas pathologique :

La même étude qui a été menée sur le cas normal est menée sur un cas pathologique. Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures 6.11 et 6.12.

Il est clairement illustré que aussi pour le cas pathologique l'enveloppe fréquentielle générée par la méthode paquet d'ondelettes et estimation des paramètres par inversion de la matrice de covariance est relativement bruitée (figure 6.11).

Cette enveloppe est filtrée par le même filtre moyeneur d'ordre (voir figure 6.12). Dans le cas de pathologie la valeur du SBI mesuré est résumée sur le tableau ci-dessous où le SBI vaut 45,01%.

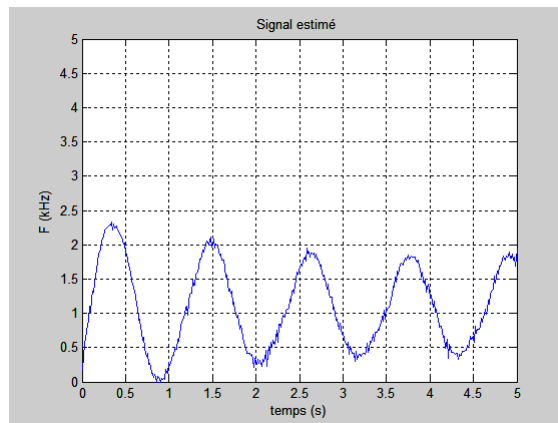


Figure 6.11. Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide.

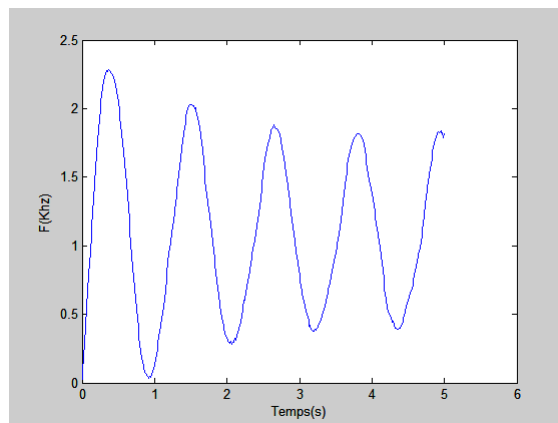


Figure 6.12. Enveloppe fréquentielle filtrée par un filtre moyeneur.

Fmax1	Fmax2	Fmax3	Fmax4
2.2828	2.0317	1.8793	1.8355
Fmoy1	Fmoy2	Fmoy3	Fmoy4
1.2581	1.0560	1.0515	1.0495

$$F_{\text{max}}(\text{moyenne}) = (F_{\text{max}1} + F_{\text{max}2} + F_{\text{max}3} + F_{\text{max}4}) / 4 = 2.0073.$$

$$F_{\text{moy}} = (F_{\text{moy}1} + F_{\text{moy}2} + F_{\text{moy}3} + F_{\text{moy}4}) / 4 = 1.1038.$$

$$\text{SBI} = 45.01\%.$$

Conclusion :

Une étude préalable dans ce chapitre nous a permis de choisir les paramètres du filtre AR. Le nombre de 10 coefficients pour le filtre est acceptable dans la mesure où l'erreur introduite par le filtre diminue faiblement si l'on augmente le nombre de coefficient à partir de 10.

Les algorithmes de calcul des coefficients du filtre que nous avons utilisé, à savoir 'levinson' et 'arcov' diffèrent essentiellement par le nombre d'opération élémentaire.

Nous avons donc pu après utilisation d'un filtre AR avoir un bon profil du signal vélocimétrique Doppler. Malgré cela, il apparaît de petites oscillations sur les enveloppes, ces oscillations ont été atténuées en mettant en cascade un filtre moyennneur avec le filtre AR ce qui nous a permis d'avoir une localisation temporelle optimale des pics systoliques.

Les résultats obtenus en calculant les fréquences maximales et moyennes et le degré de sévérité des sténoses sont comparables pour la méthode de Levinson et la méthode d'inversion directe de la matrice de covariance.

Bibliographie :

- [1] Dutreix, J. ; Desgres, A. ; Bok, B. ; Vinot, J.-M. ; Biophysique des radiations et imagerie médicale. 4^e édit. Coll. Abregés. Ed. Masson. Paris. pp. 168-186. 1997.
- [2] Banchet, G. ; Charpit, M. ; Signaux et images sous matlab. Ed. Hermès. Paris. 689p. 2001.
- [3] Patin, F. & Violette, A. ; Vocodeur paramétrique à deux sources. Projet de conception. Supelec. 69p. 2005.
- [4] Bekka, R. ; Fondements du traitement du signal. 3^e édit. Ed. OPU. Alger. 213p. 2005.
- [5] Le Ballois, S. ; Matlab/Simulink. Application à l'automatique linéaire. Ed. Ellipse. Paris. 231p. 2001.
- [6] www.mathworks.com.
- [7] Mochtari, M. ; Matlab 5.2 & 5.3 et simulink 2. & 3 pour étudiants et ingénieurs. Ed. Springer. Berlin. 662p. 2000.
- [8] P. Mrie-Germaine Bousser, D. Anne Long, P. Mrie-Claude Aumont, « Sténose de l'origine de la carotide interne cervicale et de la bifurcation carotidienne : chirurgie, angioplastie », ANAES/ Service des Références Médicales (septembre 1997).

Liste des figures :

- Figure 6.1.** Génération d'un processus AR
- Figure 6.2.** Erreur quadratique en fonction du nombre de coefficient du filtre (artère carotide).
- Figure 6.3.** Spectre du sonogramme de l'artère carotide et réponse fréquentielle du filtre d'ordre 2
- Figure 6.4.** Spectre du sonogramme de l'artère carotide et réponse fréquentielle du filtre d'ordre 20
- Figure 6.5.** Spectre du sonogramme de l'artère carotide et réponse fréquentielle du filtre d'ordre 10
- Figure 6.6.a.** Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (STFT).
- Figure 6.6.b.** Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (PWT).
- Figure 6.7.a.** Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (STFT).
- Figure 6.7.b.** Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide (PWT).
- Figure 6.8.a.** Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Levinson » et filtré par un filtre moyenneur. (STFT)
- Figure 6.8.b.** Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Levinson » et filtré par un filtre moyenneur (PWT).
- Figure 6.9.a.** Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Arcov » et filtré par un filtre moyenneur (STFT).
- Figure 6.9.b.** Signal de l'artère carotide préalablement obtenue par la méthode de « Arcov » et filtré par un filtre moyenneur (PWT).
- Figure 6.10.** Méthode de calcul du degré de sténose.
- Figure 6.11.** Enveloppe fréquentielle du sonogramme de l'artère carotide.
- Figure 6.12.** Enveloppe fréquentielle filtrée par un filtre moyenneur.

Conclusion générale

L'effet Doppler est le changement de fréquence entrepris lorsqu'il y'a déplacement relatif de la source ou de l'observateur, c'est le principe adopté dans les vélocimètres Doppler. Le travail que nous avons présenté constitue une contribution dans l'analyse et le traitement des signaux doppler adoptés par ces vélocimètres. En fait l'étude descriptive de l'effet Doppler dans ce cas à montré que toute perturbation relative au flux sanguin dans les artères est identifiable au niveau du profil du signal Doppler, de son occurrence temporel et de son contenu fréquentiel. Ces perturbations sont généralement dues à la présence des sténoses au niveau des artères. L'étude présentée à montrer que leur degré de sténose peut être quantifié par un facteur appelé l'index d'élargissement spectral (SBI). Ce facteur est déterminé à partir des enveloppes fréquentielles générées à partir des sonogrammes (F_{max} et F_{moy}).

Les méthodes d'analyses (STFT et paquets d'ondelettes) que nous avons implémenté et étudié pour générer les sonogrammes ont montré que :

- La méthode STFT permet de générer des sonogramme dont la résolution spectrale est réalisé au détriment d'une résolution temporelle et vis versa. De même ces sonogrammes sont affectés d'une instabilité spectrale. Cette instabilité est liée à la nature de la fenêtre de pondération. La fenêtre de Hanning ou de Hamming permettent de réduire le niveau de ces instabilités.
- La méthode d'ondelettes permet de générer des sonogrammes dont la résolution, spectrale et temporelle sont réalisés simultanément. Toutefois, les résultats obtenus ont montré que ces sonogrammes sont fortement liés à la nature de l'ondelette mère utilisée pour l'analyse. L'application de l'ondelette de Meyer à donnée la meilleure représentation du sonogramme. Cependant ce résultat ne peut être généralisé. Il est nécessaire de faire d'autres tests avec d'autres familles d'ondelette mère.

Notre travail s'est poursuivi par une évaluation quantifiée de degré de sévérité de sténose en explorant le SBI. Les résultats obtenus sur des signaux Doppler réels, ont montré que cet index est fortement corrélé à l'identification des pics systoliques présents dans les enveloppes fréquentielles préalablement déterminer à partir des sonogrammes générés par les approches STFT ou paquets d'ondelettes et la nature de ces enveloppes. Ces enveloppes sont obtenues par filtrage des sonogrammes par un filtre autorégressif AR. Après une étude sur le filtre autorégressif et sa mise en œuvre différents résultats ont été présentés pour leurs évaluations. le filtre AR a donné de bons résultats de filtrage si on prend un ordre très élevé, mais il induit

par contre un temps de réponse beaucoup plus long. De même, la localisation temporelle optimale des pics systoliques était déterminée après un lissage par l'application d'un filtre moyenné à 6 points.

En perspectives :

Il est recommandé de faire

- D'autres tests pour la mesure du SBI pour d'autres cas pathologiques de degré de sévérité différents dans le but d'apprécier la puissance de ces outils de traitements.
- De même une étude sur le problème du choix optimal pour la détermination des enveloppes fréquentiels pour justifier théoriquement ce choix.
- La conception et la réalisation d'un système en temps réel de l'analyse en paquets d'ondelettes des signaux Doppler.
- En fin de faire un calibrage avec un système d'échographie Doppler pour quantifier le degré de sévérité des sténoses avec le facteur d'élargissement spectral.