ANNEXE 1

***LA CIRCULATION DU SANG [DOMA-90]***

Chez l'homme et chez les vertébrés supérieurs, le cœur est constitué de quatre chambres : les oreillettes droite et gauche et les ventricules droit et gauche. Le côté droit du cœur pompe un sang pauvre en oxygène et le renvoie aux poumons où il est ré oxygéné ; le côté gauche du cœur reçoit un sang riche en oxygène venant des poumons et le renvoie par les artères vers les différentes parties du corps. La circulation commence chez le fœtus à un stade précoce. On estime à 30 secondes environ le temps nécessaire à une quantité de sang donnée pour effectuer un circuit complet .

Lorsque l'oreillette se contracte, elle propulse le sang par une ouverture vers le ventricule droit. La contraction de ce dernier envoie le sang vers les poumons. La valvule tricuspide, qui se referme complètement pendant la contraction du ventricule, empêche le sang de refluer dans l'oreillette. Lors de son passage dans les poumons, le sang est chargé en oxygène et débarrassé de son gaz carbonique. Il est ensuite renvoyé au cœur par les quatre veines pulmonaires qui débouchent dans l'oreillette gauche. C'est la petite circulation ou circulation pulmonaire.

Lorsque l'oreillette gauche se contracte, le sang est éjecté vers le ventricule gauche, puis, après contraction ventriculaire, dans l'aorte. La valvule mitrale empêche le retour du sang dans l'oreillette, et la valve sigmoïde située au début de l'aorte l'empêche de retourner dans le ventricule. Il existe des valves similaires dans l'artère pulmonaire. L'aorte se divise en plusieurs branches principales qui, elles-mêmes, se ramifient plusieurs fois en artérioles jusqu'à ce que le corps entier soit approvisionné par un fin réseau de vaisseaux minuscules aux parois extrêmement fines, les capillaires. C'est au niveau des capillaires que se produisent les échanges entre le sang et la lymphe, liquide dans lequel baignent les cellules. Le sang libère son oxygène, fournit les substances nutritives et recueille les déchets de la lymphe. Les capillaires se rejoignent ensuite pour former de petites veines qui, à leur tour, forment des veines plus importantes jusqu'à ce que le sang soit finalement recueilli dans les veines caves supérieure et inférieure d'où il est acheminé vers l'oreillette droite. C'est la grande circulation.

Lorsque l'oreillette gauche se contracte, le sang est éjecté vers le ventricule gauche, puis, après contraction ventriculaire, dans l'aorte. La valvule mitrale empêche le retour du sang dans l'oreillette, et la valve sigmoïde située au début de l'aorte l'empêche de retourner dans le ventricule. Il existe des valves similaires dans l'artère pulmonaire.

L'aorte se divise en plusieurs branches principales qui, elles-mêmes, se ramifient plusieurs fois en artérioles jusqu'à ce que le corps entier soit approvisionné par un fin réseau de vaisseaux minuscules aux parois extrêmement fines, les capillaires. C'est au niveau des capillaires que se produisent les échanges entre le sang et la lymphe, liquide dans lequel baignent les cellules. Le sang libère son oxygène, fournit les substances nutritives et recueille les déchets de la lymphe. Les capillaires se rejoignent ensuite pour former de petites veines qui, à leur tour, forment des veines plus importantes jusqu'à ce que le sang soit finalement recueilli dans les veines caves supérieure et inférieure d'où il est acheminé vers l'oreillette droite. C'est la grande circulation.

Outre la petite et la grande circulation, il existe une circulation auxiliaire, dite système porte. Une certaine quantité de sang de l'intestin est recueillie dans la veine porte et transportée au foie. Il pénètre alors dans les espaces ouverts appelés sinusoïdes et entre directement en contact avec les cellules hépatiques. Dans le foie, les composants du sang sont soumis à d'importantes modifications qui permettent de transporter les produits de la digestion des aliments absorbés au niveau des capillaires intestinaux. Le sang est recueilli une deuxième fois dans les veines, où il rejoint la circulation générale à travers l'oreillette droite. La composition du sang est continuellement modifiée par son passage dans les organes.

La circulation coronarienne permet d'approvisionner le tissu cardiaque en nutriments et en oxygène, et de le débarrasser de ses déchets. Juste après les valves sigmoïdes, deux artères coronaires, droite et gauche, partent de l'aorte. Celles-ci se divisent ensuite en un réseau complexe de capillaires dans le muscle cardiaque et le tissu valvulaire. Le sang de la circulation capillaire coronarienne passe ensuite dans plusieurs petites veines qui débouchent directement dans l'oreillette droite, sans passer par la veine cave.

Cette activité est une suite de contractions (systoles) et de relâchements (diastoles) des parois musculaires des oreillettes et des ventricules. Au cours de la diastole, le sang passe des veines dans les deux oreillettes qui se gonflent progressivement. À la fin de la diastole, les oreillettes sont complètement dilatées ; leur paroi musculaire se contracte, éjectant presque la totalité de leur contenu dans les ventricules à travers les valves auriculo-ventriculaires. Cette contraction se produit presque simultanément dans les deux oreillettes. Le volume de sang présent dans les veines empêche tout retour en arrière. Le débit sanguin dans les ventricules n'est pas assez puissant pour ouvrir les valves sigmoïdes, mais il dilate les ventricules, toujours relâchés. Les valves tricuspides

et mitrales s'ouvrent sous l'effet du volume sanguin et se referment naturellement au début de chaque contraction ventriculaire.

La systole ventriculaire suit immédiatement la systole auriculaire. La contraction ventriculaire est plus lente, mais beaucoup plus puissante ; les chambres ventriculaires sont pratiquement vidées lors de chaque systole. La pointe du cœur est projetée en avant et vers le haut. Ce battement, appelé choc systolique, peut être détecté entre la cinquième et la sixième côte. Le cœur est entièrement au repos pendant une courte période après la systole ventriculaire. L'ensemble du cycle peut être divisé en trois périodes : contraction des oreillettes ; contraction des ventricules ; repos des oreillettes et des ventricules. Chez l'Homme, dont la fréquence cardiaque normale est d'environ 72 battements par minute, le cycle cardiaque dure environ 0,8 seconde ; la systole auriculaire 0,1 seconde ; la systole ventriculaire 0,3 seconde. Le cœur est donc complètement au repos pendant 0,4 seconde, soit à peu près la moitié de chaque cycle.

Lors de chaque battement, le cœur émet deux bruits suivis d'une courte pause. Le premier bruit, coïncidant avec la fermeture des valves tris cupides et mitrales et le début de la systole ventriculaire, est faible et prolongé. Le second bruit, produit par la fermeture soudaine des valves sigmoïdes, est plus court et nettement plus distinct. Les maladies des valves cardiaques peuvent modifier ces sons, et de nombreux facteurs, comme l'exercice physique, entraînent d'importantes variations dans le battement cardiaque. Chez les animaux, la fréquence cardiaque varie largement d'une espèce à l'autre : le cœur des mammifères en hibernation peut ne battre que quelques fois par minute, tandis que l'oiseau-mouche a une fréquence cardiaque de 2 000 battements par minute.

L'afflux de sang au moment de la contraction ventriculaire provoque la dilatation des artères. Au cours de la diastole, les artères distendues reprennent leur diamètre normal, grâce à l'élasticité de leur tissu conjonctif et à la contraction des muscles de leurs parois. Ce retour à la normale est important pour maintenir la constance du débit sanguin à travers les capillaires au cours de la période de repos du cœur. On appelle pouls la dilatation et la contraction des parois artérielles perçues dans toutes les artères superficielles.

La fréquence et la force du battement cardiaque sont contrôlées par des nerfs au moyen d'une série de réflexes. Toutefois, les contractions ne dépendent pas d'un stimulus

nerveux externe, mais sont commandées par le cœur lui-même. Un tissu spécialisé, appelé nœud sino auriculaire, ou nœud de Keith et Flack, enchâssé dans la paroi de l'oreillette droite, est l'initiateur du battement cardiaque, qui s'étend aux deux oreillettes : la stimulation parvient au septum situé entre les oreillettes où elle excite un autre nœud, le nœud auriculo-ventriculaire. Le faisceau auriculo-ventriculaire conduit l'influx vers les muscles des ventricules et, grâce à lui, la contraction et le relâchement du cœur sont coordonnés. Chaque phase du cycle cardiaque est associée à la génération d'un potentiel électrique qui peut être enregistré et former un tracé appelé électrocardiogramme.

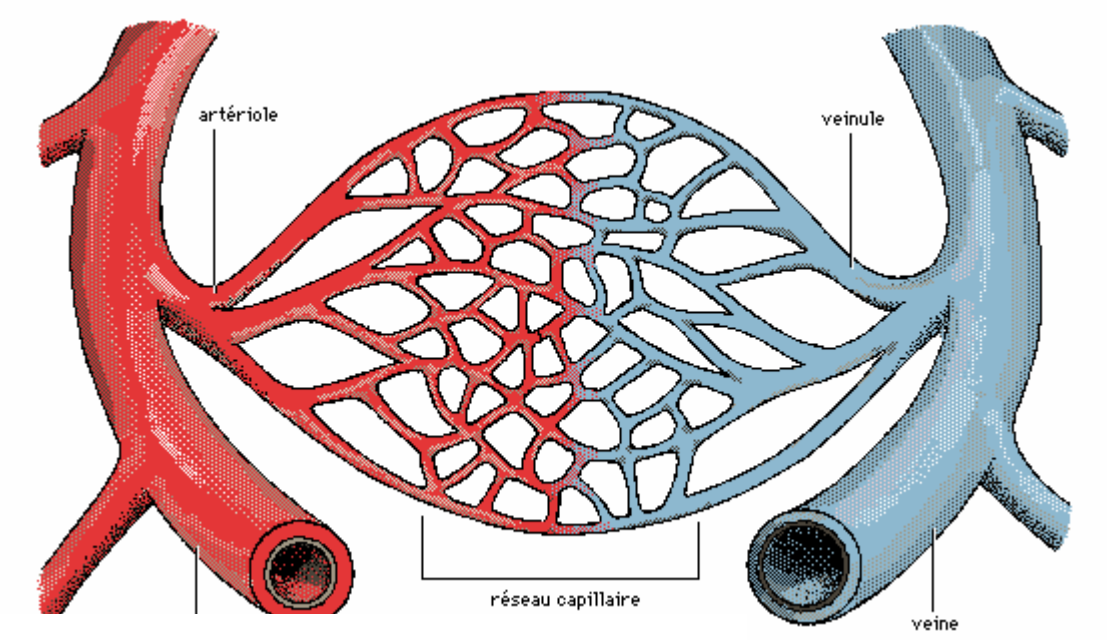



*Figure A.1 Capillaires sanguins*

Le sang parvient aux organes par les artères, et en repart par les veines. Les capillaires, qui réalisent la jonction entre les artères et les veines, parcourent les tissus et sont le lieu des échanges entre le plasma sanguin et les cellules de l'organisme.

La circulation du sang dans les capillaires superficiels peut être observée au microscope. On peut voir les globules rouges se déplacer rapidement dans le flux sanguin, tandis que les leucocytes avancent plus lentement le long des parois des capillaires. Le sang circule très lentement dans ces vaisseaux de faible diamètre qui opposent une grande résistance à son écoulement.

**LES VAISSEAUX SANGUINS**

On appelle vaisseau tout canal ramifié dans tout organisme où circule le sang ou lymphe. On distingue :

- **Aorte :** Tronc d'origine de toutes artères du corps. Le trajet de l'aorte permet de distinguer trois segments successifs : la crosse, l'aorte thoracique et l'aorte abdominale. Son diamètre intérieur est de 25mm et son épaisseur est de 2mm.

- **Artère :** Un des vaisseaux à ramifications divergentes qui véhicule le sang sous pression du cœur vers les capillaires. Son diamètre intérieur est de 5mm et son épaisseur est de 2mm.

- **Artériole :** Vaisseau de petit calibre intercalé entre les artères et les capillaires. Son diamètre est en général de 100 à 200 $\mu$ et son épaisseur est de 80 $\mu$.

- **Capillaires :** Ceux sont des vaisseaux sanguins très fins, ils relient les artérioles et les veinules où se passe l'échange tissulaire. Ils ont des diamètres de 5 à 10 $\mu$ et une longueur de 0.5 à 1mm.

- **Veine :** Un des vaisseaux qui ramène le sang des tissus vers le cœur droit, elle a un diamètre de 5mm et une épaisseur de 0.4mm.

- **Veines caves :** Les veines caves supérieures et inférieures ramènent à l'oreillette droite le sang chargé de gaz carbonique provenant de tous les organes périphériques. Leur diamètre est de l'ordre de 30mm et leur épaisseur est de 1,5mm.

- **Veinule :** Petite veine de diamètre de 30 $\mu$ et une épaisseur de 3 $\mu$.

ANNEXE 2

***ARTEROSCLEROSE [DOMA-90]***

La maladie des artères appelée athérosclérose se caractérise par la formation dans la paroi de l'artère (sous les cellules endothéliales formant une couche appelée intima), de plaques dites d'athérome. Ce sont des plaques riches en cholestérol et en calcium, plus ou moins inflammatoires. Les plaques d'athérome provoquent l'épaississement de la paroi artérielle et, par conséquent, la réduction de sa cavité et donc du débit sanguin. À partir d'un certain degré de rétrécissement, il apparaît dans les tissus en aval une insuffisance de la circulation (ischémie). Ce déficit d'irrigation est responsable de plusieurs types de maladies, en fonction de la localisation de la plaque d'athérome : angine de poitrine, infarctus du myocarde, troubles du rythme cardiaque, accidents vasculaires cérébraux (paralysie faciale, hémiplégie…). Par ailleurs, un caillot peut se former sur la plaque d'athérome, provoquant un arrêt total de la circulation sanguine dans la zone concernée, entraînant les mêmes conséquences que précédemment. Enfin, des morceaux de la plaque d'athérome peuvent se détacher et, transportés par le sang, aller boucher un vaisseau plus fin : c'est l'embolie.

Photo Researchers, Inc./Martin M. Rotker/Science Source

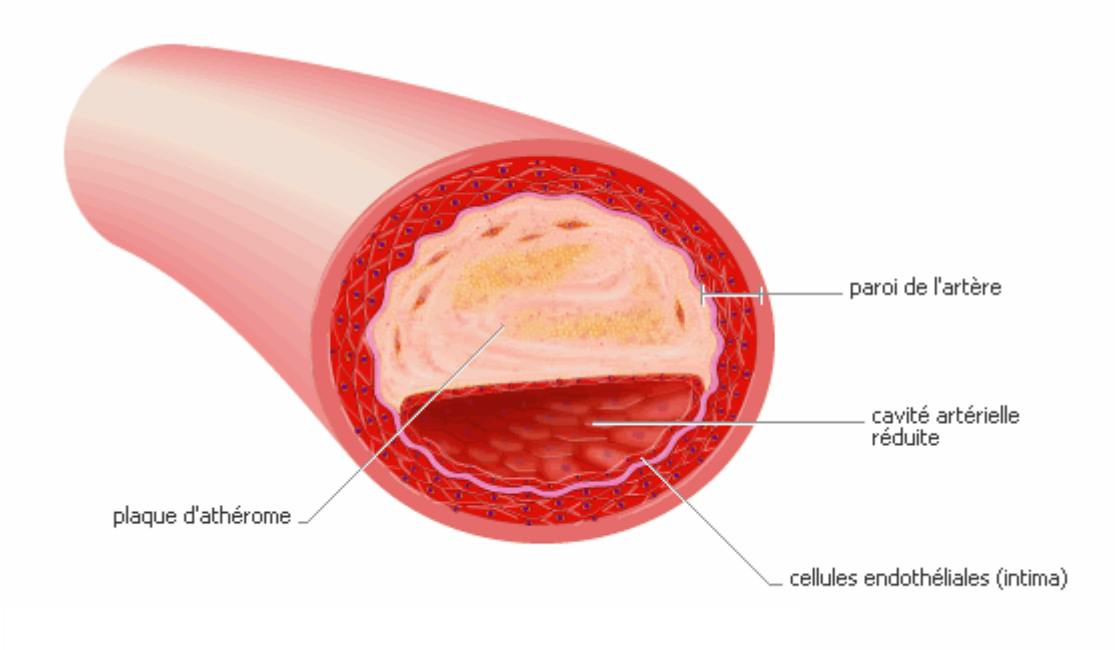



*Figure A.2 : Artère sclérosée*

## ANNEXE 3

### DOMAINES D'APPLICATIONS DES ULTRASONS [Arbe-83]

De nombreux services utilises les techniques des ultrasons pour l'exploration, l'aide au diagnostic et les contrôles per opératoires et thérapeutique.

- **Ophtalmologie** : la détection du décollement de la rétine et de la pseudo-membrane de l'uvée dans la chambre postérieure, ainsi que la mesure du débit de l'artère centrale de la rétine.

- **Neurologie** : La visualisation de l'écho médian et des hématomes crâniens, la mesure du débit carotidien pourraient être réalisées par un seul appareil.

- **Gynécologie-Obstétrique :** Ces services font largement appel à l'exploration ultrasonore en particulier pour le diagnostic des malformations cardiaques fœtales et la recherches de la mesures du débit placentaire.

- **Cardiologie et pathologie cardio-vasculaire :** Les examens pratiqués peuvent se classer en deux catégories, la visualisation anatomiques ( atteintes valvulaires, dissection aortique), ainsi que la débitmétrie et la cinématique cardiaque( volume d'éjection systolique, sténose et thrombose vasculaires, mouvement des parois et des valves). Par ailleurs, d'autres applications peuvent être trouvées en chirurgie cardiaques.

- **Appareil digestif** : Les points essentiels concernant la visualisation des organes ( foie, vésicule biliaire, …) et le contrôle pré opératoire du cholédoque et du canal de Wirsung.

- **Urologie –néphrologie :** Les ultrasons sont utilisés pour la détection des calculs et des kystes rénaux, l'examen de la prostate, la mesure du débit dans l' artère rénale et dans les fistules artério-veineuses chez les hémodialysés.

- **Caractérisation de tissus :** Elle est nécessaire dans les examens cliniques (exploration de la thyroïde, du foie, détection des kystes ou tumeurs…) ou dans les études de laboratoire sur les tissus (étude fondamentale et service d'anatomo-pathologie). Dans ce dernier cas, une mesure de transmission peut facilement être réalisée avec deux sondes et le même appareil.

Thrombose vasculaires : c'est la formation de caillot de sang.

## I.1 La circulation sanguine

La physiologie est une science essentiellement expérimentale et descriptive qui étudie le comportement fonctionnel des structures vivantes.

La biomécanique a pour but d'établir les relations mathématiques permettant d'énoncer les propriétés mécaniques des tissus et des organes, et d'expliquer le fonctionnement mécanique des systèmes physiologiques.

Par rapport aux milieux inertes, les milieux vivants présentent la caractéristique remarquable, mais déconcertante, que certaines de leurs propriétés physiques ne sont pas constantes mais dépendent des milieux divers où elles se trouvent. La rhéologie du sang ne fait pas exception ; aussi, nous limiterons-nous à rappeler les résultats essentiels d'une étude qui reste fort complexe

### I.1.1 L'appareil circulatoire

La mise en mouvement du sang est due à l'action du cœur qui joue un rôle d'une double pompe à quatre cavités : le cœur droit et le cœur gauche, tous deux formés d'une oreillette et d'un ventricule (figure I .1) [Doma-90].

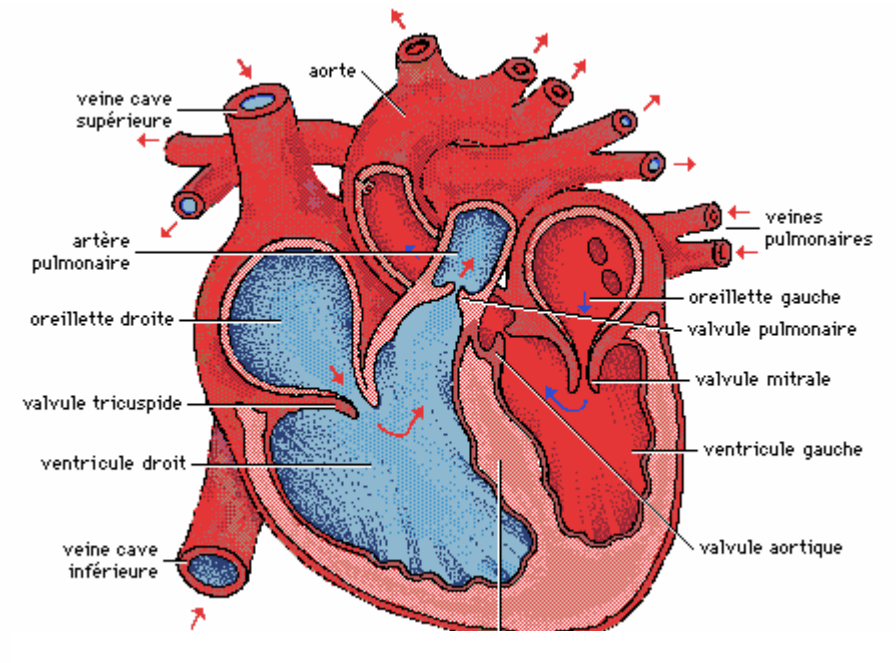



*Figure I.1 : Le cœur*

La contraction ou systole et le relâchement ou diastole des parois ventriculaires droite et gauche se produisent à la cadence de 60 à 75 cycles par minute pour un sujet normal au repos.

Le débit sanguin est donc essentiellement pulsatile et ce caractère se manifeste dans les artères. Le réseau vasculaire est très diversifié. La forme, la texture et le comportement mécanique des vaisseaux ont rendu leur classification nécessaire en artères, capillaires et veines [Como-84].

En réalité, l'élasticité du vaisseau n'est pas linéaire. Elle dépend de nombreux paramètres liés à son environnement et aux contraintes mécaniques qu'il subit.

Le sang est une suspension d'éléments globulaires, dans une solution aqueuse, le plasma.
Les éléments globulaires sont des cellules qui occupent 50% du volume total dont :
97% sont des globules rouges ou hématies ;
3% sont des globules blanches et plaquettes.

Le plasma est une solution aqueuse comparable à l'eau de mer. Il contient des sels inorganiques et des macromolécules de haut poids moléculaire.

Le sang est un fluide très complexe, qui sédimente au repos, coagule au contact de l'air et dont les caractéristiques sont les suivantes :

- masse volumique du sang : 1,05 g/cm$^3$
- masse volumique des globules rouges : 1,10 g/ cm$^3$
- conductivité électrique : 0,012 $\Omega^{-1}$cm$^{-1}$
- célérité du son : 1540m.s $^{-1}$

### I.1.2 Hémodynamique

Le schéma classique de la circulation sanguine est donné par la figure I.2. La mise en mouvement du sang est principalement due à l'action du cœur qui joue le rôle d'une double pompe. Venant du corps et circulant dans les veines, le sang arrive au cœur droit avec une pression légèrement supérieure à la pression atmosphérique passant ensuite dans le ventricule droit, le sang est envoyé sous faible pression (25-30mm Hg au maximum) dans les poumons par l'artère pulmonaire qui se divise en conduits artériels de plus en plus nombreux jusqu'aux capillaires pulmonaires au niveau desquels s'effectuent des échanges avec les alvéoles pulmonaires : le sang perd son $CO_2$ et récupère $O_2$ . Il se rassemble

ensuite dans les conduits veineux de plus en plus gros jusqu'aux deux veines pulmonaires qui débouchent dans l'oreillette du cœur gauche [annexe1].

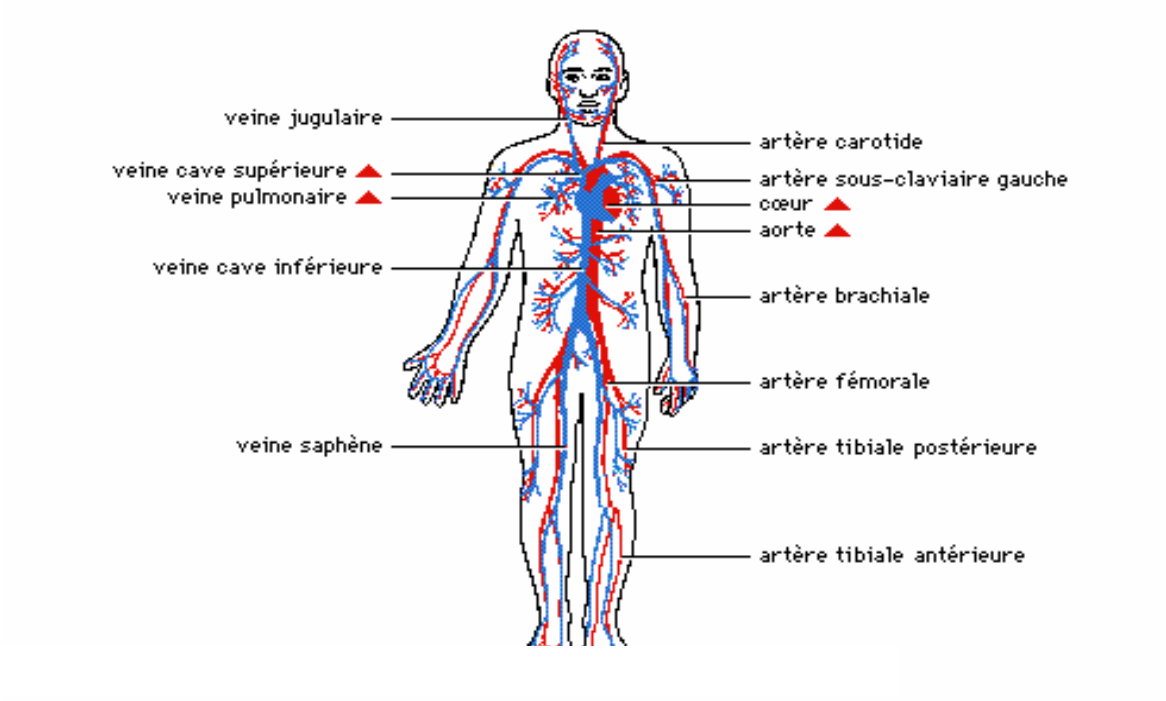



*Figure I.2 : Appareil circulatoire*

Dans le cœur gauche, le sang passe de l'oreillette au ventricule d'où il est expulsé sous forte pression (110-140 mm Hg au maximum) dans l'aorte puis dans les artères, chaque artère se divise en conduits de plus en plus fins et nombreux jusqu'aux capillaires où s'effectue l'échange du gaz où le sang cède de $O_2$ et récupère $CO_2$. Le sang retourne par la suite au ventricule droit.

La complexité de la circulation sanguine est traduite par l'ensemble des forces mises en jeu. Aux forces de pression et de viscosité viennent s'ajouter les forces d'inertie du fluide et le rôle des parois élastiques des vaisseaux qui entretiennent le caractère pulsatile du débit.

Les équations du comportement dynamique des fluides sont très complexes et réclament un certain nombre d'hypothèses simplificatrices. On considère le sang comme un fluide visqueux incompressible, où les propriétés hydrodynamiques jouent un rôle très important dans la dispersion de ce fluide.

Deux régimes d'écoulement se distinguent selon la gamme des vitesses présentes dans le flux ainsi la connaissance de la nature du flux permet la quantification des vitesses d'écoulement.

Le nombre de REYNOLDS Re est un indicateur des régimes d'écoulement et il est défini

$$Re = VD/\gamma \qquad (1.1)$$

D = diamètre de la conduite

V = vitesse débitante moyenne.

$\gamma$ = viscosité cinématique du fluide ($m^2.s^{-1}$)

D'après [Como-84], on montre que pour un nombre de REYNOLDS inférieur à la valeur critique, Re = 2200, le profil des vitesses est parabolique et le régime est laminaire, alors pour des valeurs supérieures à Re critique, l'écoulement sanguin devient turbulent. Le tableau (figure I.3) représente les régimes d'écoulement dans les vaisseaux sanguins de l'être humain[Mich-91].

| **Vaisseau Sanguin** | **Diamètre ( cm )** | **Nombre de vaisseaux** | **Longueur ( cm )** | **Re** |
|---|---|---|---|---|
| **Aorte ascendante** | 2.0-3.2 | 1 | 59 | 4500 |
| **Aorte descendante** | 1.6-2.0 | 1 | 50 | 1125 |
| **Larges artères** | 0.2-0.6 | 40 | 29 | 350 |
| **Petites artères** | 0.014-0.07 | 78400 | 2.1-14 | 4 |
| **Artérioles** | 0.002-0.004 | $96 .10^6$ | 0.3-0.15 | 0.020 |
| **Capillaires** | 0.0005-0.002 | $3. 10^9$ | 0.15 | 0.01 |
| **Veinules** | 0.005-0.01 | $146. 10^6$ | 0.3-0.15 | 0.028 |
| **Petites veines** | 0.03-0.3 | 78400 | 2.1-14 | 3 |
| **Larges veines** | 0.5-1.0 | 40 | 29 | 164 |
| **Veine cave** | 2.0 | 1 | 59 | 300 |

*Figure I.3 : Réseau artério-veineux*

Nous noterons la valeur élevée du nombre de Reynolds dans l'aorte qui laisse présager d'un écoulement turbulent.

## I.2 Les méthodes physiques de la mesure du débit sanguin instantané

Les contraintes inhérentes à la mesure des paramètres physiologiques du corps humain ont conduit à développer le plus souvent des techniques et une instrumentation médicale traumatiques [Coma-84]. .

L'évaluation du débit sanguin n'échappe pas à cette règle comme en témoignent les principales méthodes développées [Gira-70]..

Les exigences du diagnostic réclament en général un contrôle fréquent sinon permanent des paramètres concernés [Midd-90].

Le développement de la résonance magnétique nucléaire offre quelques perspectives intéressantes, actuellement limitées par des problèmes théoriques et technologiques.

Néanmoins, la comparaison de ces différentes méthodes permet de mieux saisir le rôle et l'intérêt de la débimétrie ultrasonore que nous développerons dans le chapitre III.

### I.2.1 La débimétrie électromagnétique [Wyat-84].

Le principe de la mesure repose sur l'effet Faraday : Lorsqu'un conducteur se déplace dans un champ d'induction magnétique, il se crée entre ses extrémités une force électromotrice d'induction qui dépend du champ magnétique et de la vitesse de déplacement du conducteur (figure I.4).

La tension recueillie aux bornes des électrodes est de la forme :

$$E = K_1 B V + K_2 \frac{\partial B}{\partial t} + \sum_{i=1}^{N} e_i \qquad (1.2)$$

Où $K_1$ et $K_2$ sont deux constantes, B est l'induction magnétique uniforme et V la vitesse moyenne de débit.

Le premier terme est proportionnel au flux magnétique B et à la grandeur à mesurer V.

Les deux autres termes sont des termes parasites qui viennent se superposer au signal utile.

$K_2 \frac{\partial B}{\partial t}$ correspond à un couplage électromagnétique alors que les phénomènes de polarisation, l'influence des écoulements voisins et les variations de conductivité des milieux en présence engendrent les tensions $e_i$. Les moyens de s'en affranchir s'appuient sur le choix convenable de l'induction magnétique, l'électronique de traitement du signal et l'amélioration des électrodes.

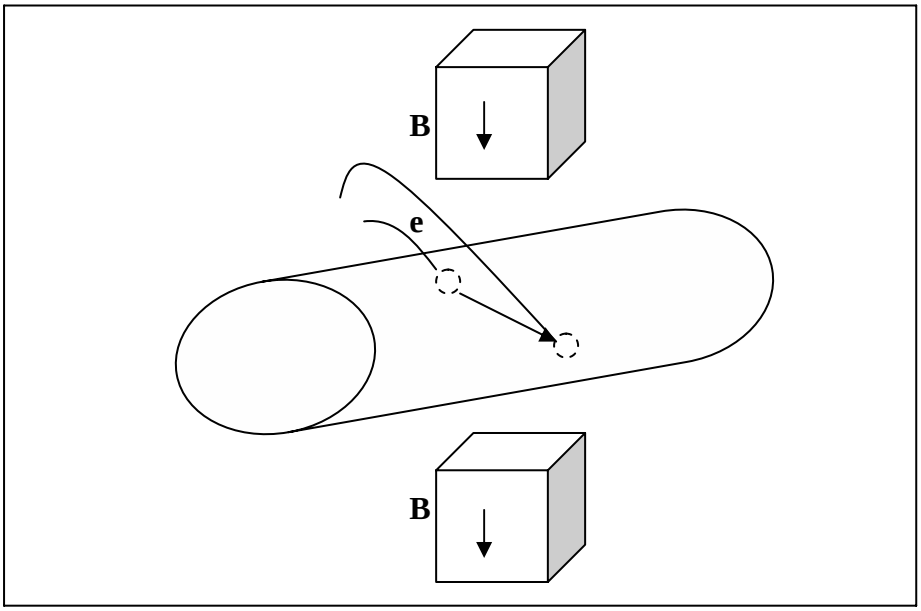



*Figure I.4 : Débitmètre électromagnétique*

**I.2.1.1 Induction continue**

Kolin fut le premier en 1936 à réaliser un tel débitmètre [koli-36]. Dans ce cas, la force de couplage électromagnétique n'existe pas, mais il se produit rapidement un phénomène de polarisation des électrodes. Les électrodes non polarisables permettent de ramener la tension induite au niveau de l'interface métal-milieu à l'ordre de grandeur de celle du signal de débit, mais sans possibilité de les séparer.

D'autre part, la tension E reste faible et le niveau de bruit, dans la gamme de fréquence 0-30Hz qui nous intéresse, est suffisamment élevé pour diminuer le rapport signal/bruit. Aussi, cette technique fut-elle rapidement abandonnée.

### I.2.1.2 Induction sinusoïdale

L'utilisation d'un champ magnétique alternatif de la forme $B = B_0 e^{j\omega}$ supprime en partie les difficultés précédentes.

Ce qui met en évidence un terme parasite en quadrature avec la tension utile. Si le plan ainsi défini n'est pas rigoureusement parallèle à celui du champ magnétique, nous observons des forces électromotrices proportionnelles à $\frac{\partial B}{\partial t}$, bien plus grandes que le signal de débit. La mise en œuvre de circuits électroniques de compensation reste délicate, même si on arrive à réduire l'effet transformateur d'un facteur 50.

Par contre, la conjugaison de la technique d'induction alternative et d'un démodulateur à variation de phase permet de détecter le sens de l'écoulement.

### I.2.1.3 Induction alternative de forme carrée

En 1955, DENISSON [Deni-55] proposa un débitmètre à induction magnétique alternative de forme carrée pour tenter d'éliminer l'effet transformateur. Son idée était de recueillir le signal aux instants où le champ magnétique B garde sa valeur maximale et par conséquent au moment où $\frac{\partial B}{\partial t}$ est nul. C'est dans ce même esprit que YANOF et SALZ utilisèrent en 1961 une induction alternative trapézoïdale.

Dans chacun des cas, l'effet transformateur se traduit par un pic de tension plus facile à réduire dans des proportions acceptables. Aussi, cette méthode s'est-elle rapidement imposée.

Les débitmètres électromagnétiques permettent de mesurer le débit sanguin instantané dans des vaisseaux dénudés mais non sectionnés (sondes péri vasculaires), de façon précise et avec une largeur de bande suffisante. Ils sont sensibles au sens de l'écoulement et fournissent une mesure du débit volumique théoriquement indépendante du régime d'écoulement si la répartition des vitesses présente une évolution autour de l'axe du vaisseau.

La diminution de la taille des électrodes augmente la puissance dissipée par unité de surface, ce qui est de nature à détériorer le vaisseau et son proche environnement.

L'utilisation doit alors être limitée à de courtes périodes. De plus, le contact entre la sonde et le vaisseau doit être excellent, sous peine de provoquer des tensions parasites supplémentaires.

Les problèmes de calibration restent délicats et il est bien souvent nécessaire de clamper le vaisseau pour repérer le zéro.

Une autre méthode s'appuie sur les résultats établis à partir de modèles mathématiques représentatifs de la zone à explorer. Cette modélisation a pour origine la mesure du débit de manière non invasive à partir d'électrodes directement implantées sur la peau. Pour cela, il faut tenir compte du nombre et de la position des vaisseaux qui fournissent le signal utile. La contribution de chacun d'entre eux est alors calculée à partir de la représentation théorique, mais les sources d'erreur son encore trop importantes.

### 1.2.2 La débimétrie par résonance magnétique nucléaire

La résonance magnétique nucléaire (R.M.N) n'est pas une nouveauté, puisque c'est en 1946 que E.M PURCLL et F.BLOCH ont mis en évidence ce phénomène. La R.M.N met en application la propriété de certains noyaux atomiques de se comporter à la fois comme de petits aimants et de petits gyroscopes [Sall-81].

Le très grand magnétisme du noyau d'hydrogène H+ et son abondance dans le corps humain sous forme de molécule d'eau qui représente 70 % de la masse totale, en font l'élément fondamental de l'imagerie et du diagnostic médical en R.M.N.

En 1951 que SURYAN débuta les premières expériences de la R.M.N sur les liquides en s'intéressant à leur temps de relaxation [Batt-83]. Ce n'est que huit ans plus tard que SINGER parvint à déterminer le débit sanguin. L'idée de mesurer des débit s'est rapidement imposée, à partir du moment où l'on s'est rendu compte que les mouvements du sang pouvaient qualitativement modifier l'aspect des images R.M.N. des vaisseaux. Les techniques d'excitation des protons du fluide en mouvement diffèrent suivant que l'écoulement est lent ou rapide.

Dans le premier cas, on utilise une séquence multi-impulsions sur la tranche observée, ce qui a pour effet d'obtenir une image du sang à l'intérieur des vaisseaux nettement plus dense que les protons immobiles des tissus adjacents. Ces derniers sont en effet saturés et fournissent un signal bien plus atténué que les spins des protons du sang qui sont partiellement ou totalement renouvelés entre deux pulses consécutifs.

Lorsque l'écoulement est rapide, on utilise des techniques d'écho de spin. Le sang dans la tranche a le temps de disparaître totalement ou partiellement entre l'impulsion de 90° et le déphasage provoqué par une impulsion de 180°. Le liquide frais qui le remplace n'a pas subi l'impulsion de 90° et ne contribue pas au signal R.M.N. .

Nous évoquons enfin les travaux de BATTOCLETTI, SANCES et SALLES-CUHNA sur la mesure du débit [Sall-81] [Batt-83]. Le principe essentiel consiste à exciter les spins dans une première antenne et à repérer leur passage dans une antenne de réception située en aval du parcours du liquide en mouvement. La mesure du temps de transit entre les deux bobines renseigne directement sur la valeur du débit. L'avantage de cette méthode est que l'on enregistre uniquement la réponse des noyaux immobiles provenant des tissus voisins du vaisseau sanguin. Par contre, c'est une technique peu sélective qui ne permet pas, dans le cas d'une observation de plusieurs vaisseaux, d'attribuer à chacun d'entre eux sa réponse.

**I.3 Conclusion**

La mesure du débit dans les vaisseaux du corps doit répondre à des contraintes sévères pour être à la fois continue, facile à utiliser et non traumatique.

Le clinicien dispose de trois grandes techniques, reposant chacune sur un principe physique élémentaire.

Les débitmètres électromagnétiques furent les premiers utilisés ; Bien que sensibles au sens de l'écoulement, ils posent des problèmes de calibration, d'échauffement du site exposé et surtout ne permettent pas la mesure transcutanée, limitant ainsi leur utilisation presque exclusivement à la chirurgie opératoire.

La R.M.N., surtout connue par ses résultats remarquables en imagerie médicale, offre des perspectives en débitmétrie sanguine [Sall-81] [Reut-85]. Elle autorise en particulier des mesures non invasives. Cependant cette technique doit encore faire face à un certain nombre de problèmes d'ordre théorique et technologique encore imparfaitement maîtrisés. Les débitmètres sont insensibles aux fortes vitesses de débit, comme celle que l'on peut enregistrer dans les grosses artères au passage de l'onde systolique et il est très difficile d'apprécier les débits locaux dans chacun des

vaisseaux englobés dans la zone de mesure. les procédures de calibration restent complexes et peu précises, la mise en œuvre du système  demeure lourde et délicate.

Face aux limites des moyens précédents, la débitmétrie ultrasonore propose des solutions qui répondent plus précisément aux exigences de la mesure du débit sanguin dans un vaisseau. Apprécié par sa facilité d'emploi, son innocuité et l'interprétation directe des résultats, cette technique d'exploration n'est au terme de son développement et la richesse des informations qu'elle apporte n'est pas entièrement exploitée.

## II Propagation des ondes acoustiques dans les fluides et transducteurs ultrasonores

### II.1 Introduction

Une onde est une propagation d'énergie. Cette propagation peut être de nature électromagnétique ou mécanique.

- une onde électromagnétique est caractérisée par son champ électrique et son champ magnétique.
- L'onde mécanique est caractérisée par un déplacement de particules à cause d'une perturbation de pression ou contrainte.

Les ondes acoustiques sont des vibrations mécaniques de la matière solide ou fluide que l'on répartit en quatre domaines de fréquences distincts :

- Les infrasons en dessous de 16 Hz
- Les sons entre 16 Hz et 16 KHz
- Les ultrasons entre 16 KHz et 100 MHz.

Les limites du domaine sonore (16 Hz – 16 KHz) résultent du comportement moyen de l'oreille humaine.

L'échelle des fréquences de la figure II.1 illustre le vaste champ d'application des techniques ultrasonores.

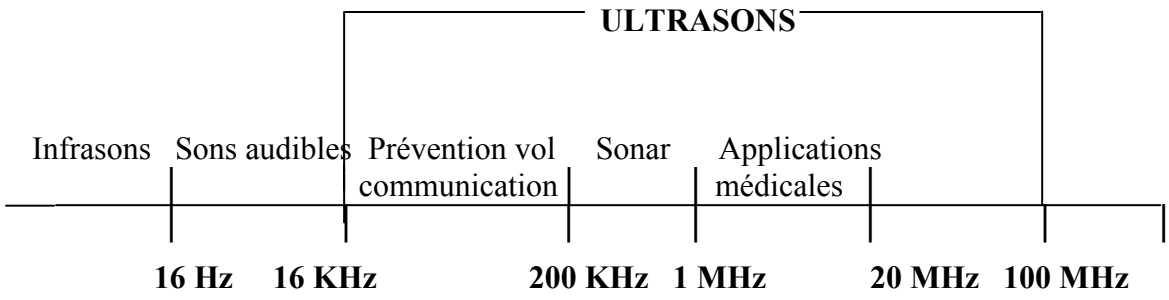



*Figure II.1 : Domaines d'application des ondes acoustiques*

La plage comprise entre 1 MHz et 20 MHz, est attribuée aux applications en recherche biomédicale.
La répartition des diverses applications sur cette échelle s'explique par les contraintes de résolutions pour l'imagerie et d'absorption de l'onde ultrasonore pour l'exploration, toutes deux liées à la fréquence [Ange-80].

Les vibrations mécaniques se transmettent par excitation des molécules qui oscillent de part et d'autres de leur position d'équilibre sans qu'il y ait pour autant un mouvement d'ensemble de la matière.

L'ensemble des ébranlements locaux et leur propagation forment une onde de vibrations. Celle-ci se propage à travers un milieu avec une vitesse constante qui ne dépend en première approximation, que de la nature de ce milieu et du type d'onde considérée.

### II.1.1 Différents types d'ondes

On définit les différents types d'ondes à partir de la surface d'onde :

- Si les lieux des points, qui sont à un instant donné dans un même état vibratoire sont des plans parallèles, on dira qu'on est en présence d'une onde plane.
- Si les lieux des points, qui sont à un instant donné dans un même état vibratoire sont des sphères concentriques, on dira qu'on est en présence d'une onde sphérique.

La manière dont on applique la source d'émission au milieu détermine le mode de propagation de l'onde. Deux types d'excitations sont possibles :

- Direction d'oscillation parallèle à la direction de propagation de l'onde alors appelée onde de mode longitudinal.
- Direction d'oscillation perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde alors appelée onde de mode transversal.

D'autres modes de propagation, qui dérivent en partie des deux précédents, peuvent être également cités :

- Les ondes de RAYLEIGH résultent de la superposition d'une onde de mode longitudinal et d'une onde de mode transversal de même direction, parallèle à la surface d'un corps solide.

  Les particules en surfaces décrivent une ellipse disposée autour de leur position de repos.

  Ces ondes existent aussi lorsqu'on pénètre dans le matériau, mais leur amplitude diminue exponentiellement avec la profondeur. En pratique, pour une distance de la surface égale à la longueur d'onde, les particules sont au repos.
- Les ondes de LAMB prennent naissance dans des plaques dont l'épaisseur est du même ordre que la longueur d'onde. Elles sont obtenues de la même manière que précédemment, mais la direction de propagation de l'ensemble est parallèle à la grande dimension de la plaque. Les particules en volume comme en surface décrivent des ellipses. Ce type d'onde se présente sous deux formes possibles.

  On distingue en effet, les ondes de LAMB symétriques, appelées ondes de dilatation et les ondes de LAMB antisymétriques, ou ondes de déformation.

Les autres types d'ondes cités dans certains ouvrages, sont des cas particuliers, des quatre précédents.

Les ondes transversales sont également employées dans les techniques d'essais non destructifs.

Pour l'ensemble des applications ultrasonores, ce sont indiscutablement les ondes longitudinales qui sont les plus utilisées. Nous nous intéresserons donc plus particulièrement à celles-ci.

### II.1.2 Propagation des ondes acoustiques dans un fluide

Contrairement aux solides, les fluides ne possèdent pas de structure bien définie. Une molécule déterminée, est entourée par d'autres molécules dont les dispositions relatives changent à chaque instant. En moyenne, les forces exercées par ces molécules seront les mêmes quelle que soit l'orientation choisie autour de la molécule considérée. Dans la mesure où l'on néglige les effets de viscosité, les efforts transversaux sont inexistants. Par suite, il ne se propage au sein des fluides que les ondes longitudinales.

Lorsqu'on considère un fluide comme un milieu continu, trois paramètres suffisent pour définir entièrement son état : la pression P, le volume V et la température T. Ces paramètres sont liés entre eux par l'équation d'état :

$$F(P, V, T) = 0 \qquad (2.1)$$

L'effet d'une onde acoustique plane qui se propage dans un fluide sera de comprimer et de dilater alternativement le volume V occupé par une masse m du fluide.

Pour une compression et dilatation adiabatique, il s'ensuit une variation de pression qui entraîne une variation de volume ainsi quand V augmente, P diminue et réciproquement.

On définit un coefficient de dilatation :

$$\theta = \delta V / V \qquad (2.2)$$

L'effet de dilatation est de faire varier la densité locale ρ du fluide. Puisque la masse m est invariante, on a :

$$\delta\rho/\rho = -\delta V/V = -\theta \qquad (2.3)$$

Il en résulte des variations de pression. Les dilatations et compressions successives se succédant très rapidement, les échanges calorifiques entre éléments de volume adjacents n'ont pas le temps de se faire et il faut utiliser l'équation d'état adiabatique pour relier les variations de pression aux variations de volume soit :

$$PV^{\gamma} = \text{cste} \qquad (2.4)$$

$\gamma$ est le rapport des chaleurs spécifiques.

En différentiant cette équation nous obtenons :

$$\delta P/P = -\gamma\,\delta V/V = -\gamma\,\theta \qquad (2.5)$$

On définit un coefficient de compressibilité K par la formule :

$$K = -\frac{\delta V / V}{\delta P} = -\frac{\theta}{\delta P} \qquad (2.6)$$

En remplaçant par sa valeur tirée de (2.5), on obtient :

$$K = \frac{1}{P\gamma} \tag{2.7}$$

La relation qui existe entre les variations de pression et la dilatation est :

$$\delta P = -\frac{\theta}{K} \tag{2.8}$$

en un point donnée, si la variation de pression δP est faible, on peut écrire δP = P et :

$$P = -\frac{\theta}{K} \tag{2.9}$$

La variation de pression engendrée par un déplacement d'une onde acoustique dans un fluide de masse m, crée une force qui provoque le déplacement $\xi$ des particules du milieu dans une direction identique à celle de l'onde. Le coefficient de dilatation s'écrit alors :

$$\theta = \frac{\delta\xi}{\delta x} \tag{2.10}$$

L'expression suivante traduit l'équation de la dynamique appliquée au système.

$$\frac{\partial \delta P}{\partial x} = \rho \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} \tag{2.11}$$

en remplaçant δP par son expression (2.8), en tenant compte de l'expression (2.10), on obtient l'équation de propagation de l'onde plane longitudinale.

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} - \rho K \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} = 0 \tag{2.12}$$

**II.2 Grandeurs fondamentales d'un fluide [Craw-80]**

Un fluide est une substance dont les molécules glissent facilement les unes sur les autres (liquides) ou se déplacent librement les unes par rapport aux autres (gaz) de sorte qu'elle prenne la forme du récipient qui la contient.

### II.2.1 Mouvement des particules

Le déplacement des particules d'un fluide traversé par une onde acoustique sinusoïdale, est donné par l'équation suivante ( solution de (2.12)) :

$$\xi = \xi_0 \sin(\frac{2\pi}{\lambda}(ct - x)) \tag{2.13}$$

où $\lambda$ est la longueur d'onde et c est la vitesse de propagation de l'onde.

Les dérivées premières et secondes de (2.13) par rapport au temps donnent respectivement la vitesse et l'accélération d'une particule du milieu insonifié.

$$\frac{\delta\xi}{\delta t} = \text{v} = \omega\xi_0 \cos(\omega t - \frac{2\pi}{\lambda}x) \tag{2.14}$$

$$\frac{d^2\xi}{dt^2} = \text{a} = -\omega^2\xi_0 \sin(\omega t - \frac{2\pi}{\lambda}x) \tag{2.15}$$

avec $\omega = 2\pi\frac{c}{\lambda}$, pulsation de l'onde.

### II.2.2 Pression instantanée

Les oscillations des particules pendant la propagation d'une onde forment des régions de compression et de pression acoustique alternative P en un point donné est reliée à la vitesse de la particule dans un milieu par l'équation :

$$\text{P(t)} = \text{c}\ \rho\ \frac{\delta\xi}{\delta t} \tag{2.16}$$

Où $\rho$ est la masse volumique du milieu et $\frac{\delta\xi}{\delta t}$ est la vitesse de la particule.

### II.2.3 Intensité acoustique :

L'intensité acoustique est le produit de la vitesse de la particule par la pression et comme on peut le voir dans la transformation ci-dessous, elle est équivalente à la puissance par unité de surface :

Intensité = Pression x Vitesse

Intensité = (Force/Surface) (Distance/Temps)

Intensité = Energie/ (Surface x Temps)

Intensité = Puissance / Surface

L'intensité moyenne d'une onde acoustique est :

$$\text{I} = \frac{1}{2}cv_0{}^2\rho \tag{2.17}$$

Avec $v_0 = (\omega\xi_0)^2$ vitesse maximale de déplacement des particules du fluide sous l'action de l'onde.

### II.2.4 Impédance acoustique [Quen-74]

Les ultrasons sont des ondes acoustiques qui traversent les fluides et les tissus des organismes vivants suivant un mode de propagation longitudinale. Leur célérité c dépend des propriétés physiques des milieux, ce qui permet de définir pour chacun d'entre eux une impédance acoustique Z à partir de leur masse volumique $\varphi$ et de c telle que :

$$Z = \varphi c \qquad (2.18)$$

L'impédance acoustique des principaux tissus biologiques est donnée (figure II.2).

| **Milieu** | **Vitesse de propagation c (m. $s^{-1}$)** | **Densité ρ** | **Impédance acoustique Z ($Kg.cm^{-2}.s^{-1}.10^{-4}$)** |
|---|---|---|---|
| Eau | 1480 | 1 | 1.48 |
| Graisse | 1400 | 0.97 | 1.36 |
| Muscle | 1400 | 1.04 | 1.66 |
| Os compact | 3600 | 1.70 | 6.10 |
| Os crânien | 4080 | 1.91 | 7.80 |
| Sang | 1540 | 1.06 | 1.63 |
| Foie | 1549 | 1.05 | 1.65 |
| Rein | 1561 | 1.05 | 1.59 |
| Kyste | 1504 | 1.006 | 1.51 |
| Moelle | 1700 | 0.97 | 1.65 |
| Cerveau | 1532 | 1.036 | 1.59 |
| Cervelet | 1537 | 1.04 | 1.60 |
| Cristallin | 1620 | 1.14 | 1.84 |
| Dentine | 4000 | 2.20 | 8.40 |
| Email | 4500 | 2.95 | 13 |

*Figure II.2 : Impédance acoustique des principaux tissus biologiques*

Dans le cas d'ondes planes se propageant dans un milieu non absorbant, celui-ci se comporte comme une pure résistance [Evan-89].

### II.2.5 Viscosité

La viscosité représente la résistance à l'écoulement du liquide, ce qui peut être assimilé aux frottements du liquide sur les surfaces ou des différentes couches de liquides entre elles. Elle diminue lorsque la température augmente et s'accroît avec la pression. La viscosité est liée à la complexité des molécules du fluide ; elle est faible dans les gaz inertes liquéfiés et élevée dans les huiles lourdes [Como-84].
On peut considérer en première approximation qu'un liquide est constitué de lames distinctes glissant l'une sur l'autre, avec des vitesses différentes, sous l'action de contrainte τ (figure II.3).

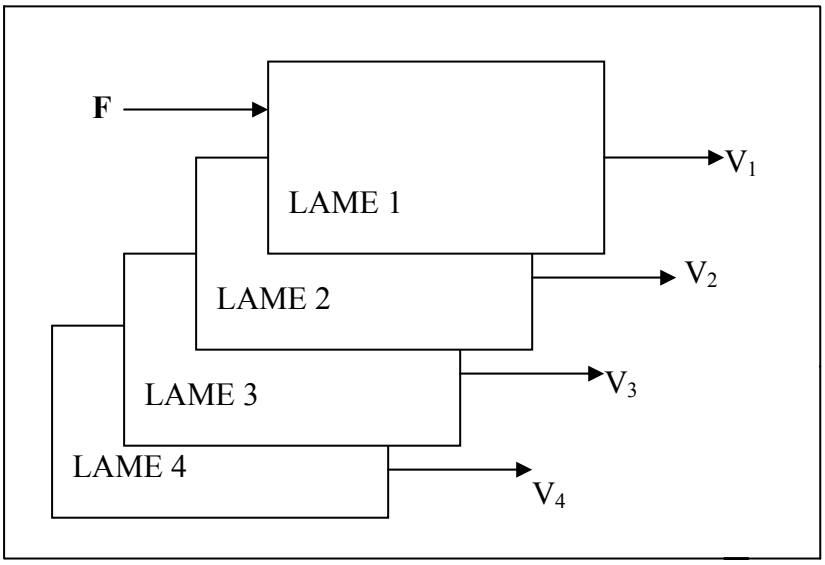



*Figure II.3 : Processus d'écoulement des liquides*

Cette contrainte est l'expression de la force de viscosité F tangente à la lame, appliquée sur la surface S.

$$\tau = \frac{F}{S} \tag{2.19}$$

En introduisant le paramètre du gradient de la vitesse de cisaillement,

$$\gamma = \frac{dv}{dx} \tag{2.20}$$

où dx représente la distance entre les deux lames et dv une variation de vitesses.

Pour un liquide Newtonien, la relation est linéaire :

$$\tau = \eta\gamma \tag{2.21}$$

$\eta$ est appelé coefficient de viscosité dynamique et s'exprime en POISEUILLE :

$$\eta = \frac{F}{S}\frac{dx}{dv} \tag{2.22}$$

pour l'eau, $\eta = 10^{-3}$ Pl

Dans le cas d'un liquide, la viscosité décroît lorsque la température croît, mais elle est pratiquement indépendante de la pression P.

La viscosité cinématique est une grandeur qui intervient fréquemment dans la mécanique des fluides :

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \tag{2.23}$$

Avec $\rho$ masse volumique du liquide.

La viscosité cinématique de l'eau est égale à $\nu = 100 m^2.s^{-1}$, alors que celle du sang a pour valeur $\nu = 9.5.10^{-2} m^2.s^{-1}$.

Un fluide parfait est un fluide exempt de viscosité.

La dispersion du fluide est directement liée à ces propriétés hydrodynamiques comme la viscosité, la densité et la nature de l'écoulement.

**II.2.6 Nature de l'écoulement :**

Le problème général de la dynamique des fluides est fort complexe et exige un développement mathématique très rigoureux. Il faut tenir compte de la viscosité du fluide, du mouvement tourbillonnaire qui se superpose au mouvement d'ensemble du fluide, ainsi que la durée limitée de l'écoulement.

Notre étude est limitée aux écoulements permanents dont la vitesse V est indépendante du temps en chaque point de l'espace.

Le mouvement d'un fluide est permanent quand, en un point quelconque de la masse en mouvement, les molécules qui se succèdent en ce point sont toutes animées de la même vitesse, sont soumises à la même pression et ont la même masse volumique [Roev-74].

Notre étude s'appuie sur la connaissance de la nature du flux qui nous permet de déterminer la vitesse circulatoire du sang.

L'expérience de Reynolds consiste à envoyer à l'aide du dispositif (figure II.4), un liquide coloré, au sein d'une masse liquide en mouvement, dans un tube de verre.

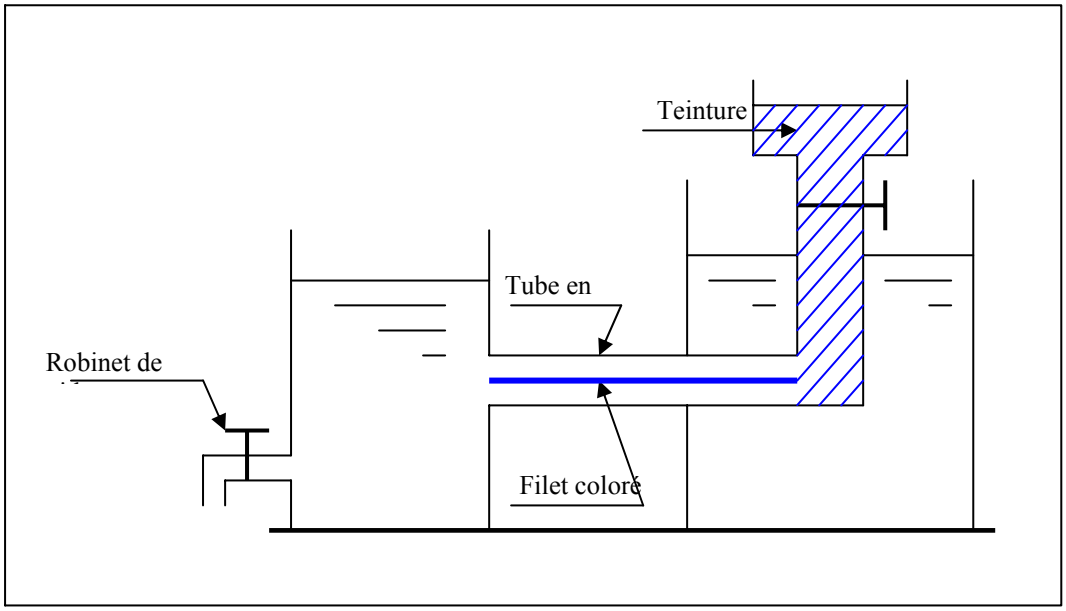



*Figure II-4 : Schéma de l'expérience de Reynolds.*

En ouvrant plus au moins le robinet de vidange, on fait varier la vitesse d'écoulement dans le tube. Tant que la vitesse d'écoulement est suffisamment faible, la teinture forme dans le tube un filet coloré parfaitement net, très bien délimité et qui ne se mélange pas aux filets voisins. C'est le régime laminaire ou tranquille on l'appelle aussi « régime de Navier » ou « régime de Poiseuille ».

Si la vitesse d'écoulement s'accroît dans le tube, le filet coloré paraît osciller et vibrer, il devient sinueux puis, la vitesse augmente encore, le filet se rompt, ne conserve plus son identité propre et se divise en un très grand nombre de particules animées chacune de mouvements transversaux désordonnés : C'est le régime turbulent.

D'après l'expérience fondamentale de Reynolds, les régimes d'écoulement sont nettement distingués selon le nombre de Reynolds.

### II.2.6.1 Nombre de Reynolds :

Le nombre de Reynolds (Re) est un nombre sans dimensions qui permet de définir le caractère laminaire ou turbulent d'un écoulement [Bude-74].

$$\mathrm{Re} = \frac{\overline{V}}{\nu} D \qquad (2.24)$$

$$\mathrm{Re} = \frac{\overline{V}}{\eta} D\rho \qquad (2.25)$$

Avec :

$\overline{V}$ : vitesse de débit en cm/s.

D : diamètre intérieur du tube en cm.

$\nu$ : viscosité cinématique en cm²/s.

$\eta$ : viscosité dynamique en PL.

$\rho$ : densité volumique en g/cm$^3$.

### II.2.6.2 Régime laminaire :

Tant que la vitesse d'écoulement est suffisamment faible, la teinture forme dans le tube un filet coloré parfaitement ( figure II.5), très bien délimité et qui ne se mélange pas aux filets voisins. Ceci montre que la masse liquide en mouvement dans le tube est formée de filets liquides juxtaposés restant parallèles sans aucun enchevêtrement, c'est le régime tranquille ou laminaire.

Dans ce cas : Re < 2000 pour tout fluide incompressible et visqueux [Roev-74].

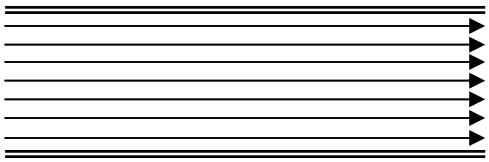


*Figure. II.5 : Trajectoires des particules du fluide en régime d'écoulement laminaire.*

### II.2.6.3 Régime turbulent:

Si la vitesse d'écoulement s'accroît dans le tube, le filet coloré paraît osciller et vibrer, il devient sinueux puis, la vitesse augmentant encore, le filet se rompt, ne conserve plus son identité propre et se divise en un très grand nombre de particules animées chacune de mouvements transversaux désordonnés (figure. II.6), de telle sorte que toute la matière, colorante se répartit dans la masse en mouvement qui acquiert une coloration uniforme, c'est le régime turbulent [Roev-74].

Dans ce cas : Re > 2000 pour tout fluide incompressible et visqueux.

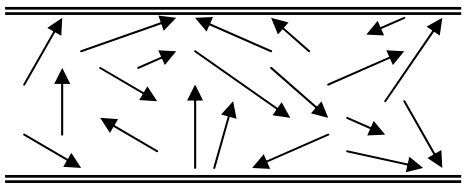


*Figure. II-6 : Trajectoires des particules du fluide en régime d'écoulement turbulent.*

Le nombre de Reynolds critique pour l'écoulement sanguin est voisin de 2500 [Como-84].

**II.3 Profils de vitesse**

Si la vitesse de déplacement de chacun des filets liquidiens qui composent un écoulement est représentée par un vecteur, l'amplitude et l'orientation de ces vecteurs au sein du tuyau conducteur permettent de dégager un profil de vitesses. Cette notion revêt une importance cruciale pour certaines applications de l'échocardiographie - Doppler [Schl-79], notamment la débitmétrie.

Pour un écoulement donné, une différence de section de l'élément conducteur suffit à induire des modifications sensibles du profil de vitesse.

**II.3.1 Le vecteur vitesse [Schl-79]**

Comme le montre l'expérience de Reynolds, lorsque le nombre de Reynolds devient supérieur à la valeur 2000, le mouvement du liquide s'effectue de telle sorte qu'en chaque point les particules semblent animées de mouvements désordonnés. Les trajectoires de deux particules issues d'un même point à deux instants différents sont totalement distinctes.

Soient X ,Y, Z, trois composantes instantanées du vecteur vitesse (figure. II.7), ces composantes subissent des variations qui paraissent désordonnées. la vitesse moyenne

pendant un espace de temps suffisamment petit prend une valeur déterminée, c'est celle que nous appelons $\overline{V}$ .

Soient :

$$\overline{X} = \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} X dt \tag{2.26}$$

$$\overline{Y} = \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} Y dt \tag{2.27}$$

$$\overline{Z} = \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} Z dt \tag{2.28}$$

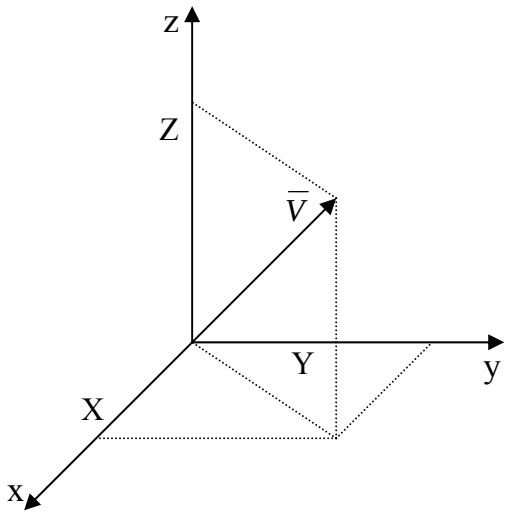



*Figure II.7 : Vecteur vitesse*

Avec, $\overline{X}$ , $\overline{Y}$ , $\overline{Z}$ les valeurs moyennes des trois composantes X, Y, Z respectivement, et $\tau$ intervalle de temps très grand devant les durées de fluctuation.

On constate expérimentalement que $\overline{X}$ , $\overline{Y}$ , $\overline{Z}$ sont indépendantes de $\tau$ .

A un instant donné, on a :

$$\begin{cases} X = \overline{X} + x \\ Y = \overline{Y} + y \\ Z = \overline{Z} + z \end{cases}$$

avec x, y, z les fluctuations des composantes X, Y, Z respectivement.

Les valeurs moyennes des fluctuations sont nulles. En effet, on a :

$$\bar{x} = \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} x dt = \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} (X - \overline{X}) dt$$

$$\bar{x} = \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} X dt - \frac{1}{\tau}\int_{t}^{t+\tau} \overline{X} dt = \overline{X} - \overline{X} = 0$$

$$\bar{x} = \bar{y} = \bar{z} = 0$$

donc :

$$\overline{V} = \sqrt{\overline{X}^2 + \overline{Y}^2 + \overline{Z}^2} \qquad (2.29)$$

cette valeur moyenne de la vitesse en chaque point définit un mouvement fictif appelé mouvement moyen qui, en réalité, constitue le mouvement d'ensemble de la masse auquel se superposent les mouvements d'agitation tourbillonnaire et de turbulence.

Pour un écoulement en régime laminaire, par exemple dans un tuyau, le profil des vitesses dans une section transversale et dans un plan longitudinal passant par l'axe du tuyau a la forme parabolique.

### II.3.2 Vitesse d'écoulements

### II.3.2.1 Régime laminaire [Schl-79]:

$$V(r) = V_{max}\left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) \qquad (2.30)$$

Où r est le rayon du profil des vitesses et R est le rayon du tube (figure II.8).
La vitesse V est maximale pour r = 0 (au centre) et nulle pour r = R (aux parois).

La vitesse moyenne ou vitesse de débit est :

$$\overline{V} = \frac{Qv}{S} \qquad (2.31)$$

le débit volumique :

$$dQ_v = V dS . \qquad (2.32)$$

la section variable du tuyau :

$$dS = 2\pi r dr \qquad (2.33)$$

Ainsi d'après l'équation (2.30), (2.32) et (2.33)

$$dQ_v = (2\pi r)(V_{\max}(1-\frac{r^2}{R^2}))dr \tag{2.34}$$

$$Q_v = 2\pi V_{\max}\int_0^R (r-\frac{1}{R^2}r^3)dr \tag{2.35}$$

$$Q_v = \frac{1}{2}\pi V_{\max} R^2 \tag{2.36}$$

D'après la relation (2.31)

$$\overline{V}=\frac{V_{\max}}{2} \tag{2.37}$$

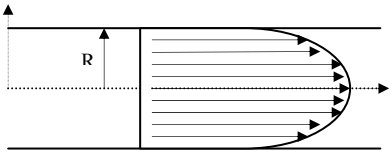



*Figure. II-8 : Profil de vitesse en régime laminaire.*

### II.3.2.2 Régime turbulent

En régime turbulent, les fluctuations transversales tendent à égaliser les vitesses beaucoup plus rapidement et le profil prend une forme beaucoup plus aplatie (Figure II.10) [schl-79].

$$\mathrm{V}(\mathrm{r}) = \mathrm{V}_{\max}\ (1-\frac{r}{R})^n \tag{2.38}$$

En tenant compte des équations, (2.32), (2.33) et (2.38) :

$$Q_v = 2\pi V_{\max}\int_0^R r(1-\frac{r}{R})^n dr \tag{2.39}$$

D'après l'équation (2.31) et l'intégration par partie de la (2.40), la vitesse moyenne devient :

$$\overline{V} = \frac{2n^2}{(n+1)(2n+1)}V_{\max} \tag{2.40}$$

La vitesse V est maximale pour r = 0 (au centre) et nulle pour r = R (aux parois).

$V_{\max}$ : vitesse maximale du flux

Le tableau (figure II.9) donne les valeurs de n en fonction de Re [schl-79] .

| Re ($10^3$) | 4 | 23 | 110 | 1100 | 2000 | 3200 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| n | 6 | 6.6 | 7 | 8.8 | 10 | 10 |

*Figure. II-9 : Variation de n en fonction de Re.*

n dépend du nombre de Reynolds, il varie lentement avec Re et pour Re < 4000, n = 6 ( dans notre expérimentation Re < 4000).

Ainsi la vitesse moyenne devient :

$$\overline{V} = \frac{V_{max}}{1.26} \qquad (2.41)$$

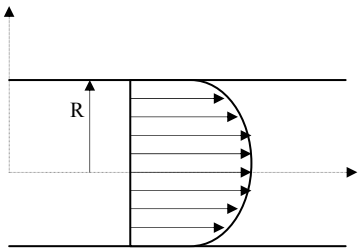



*Figure II.10 : Profil de vitesse en régime turbulent.*

## II.4 Frottement aux parois

### II.4.1 Vitesse de Frottement

L'écoulement des fluides dans les conduites induit des frottements aux parois, les particules au voisinage des parois sont munies d'une vitesse de frottement $V_f$ dont l'expression est la suivante [Schl-79]:

en régime laminaire : $$V_f = 2(\overline{V})^{\frac{1}{2}}\left(\frac{\nu}{R}\right)^{\frac{1}{2}} \qquad (2.42)$$

en régime turbulent. $$V_f = 0.182(\overline{V})^{\frac{7}{8}}\left(\frac{\nu}{R}\right)^{\frac{1}{8}}$$

$\overline{V}$ : la vitesse moyenne du fluide.

$\nu$ : viscosité cinématique du fluide.

R : rayon du conduit.

### II.4.2 Coefficient de frottement:

Les frottements sont représentés par un paramètre sans dimension $C_f$ qui relie la vitesse moyenne à la vitesse de frottement [schl-79].

en régime laminaire $$C_f = 2\left(\frac{V_f}{V_{\max}}\right)^2 = 0.5\left(\frac{V_f}{\overline{V}}\right)^2 \qquad (2.44)$$

en régime turbulent. $$C_f = 2\left(\frac{V_f}{V_{\max}}\right)^2 = 1.25\left(\frac{V_f}{\overline{V}}\right)^2 \qquad (2.45)$$

Où :

$V_f$ :vitesse de frottement.

$V_{\max}$ : vitesse maximale du fluide.

$\overline{V}$ : vitesse moyenne du fluide.

La vitesse de frottement reflète l'agitation des particules du fluide et le mouvement désordonné des filets liquidiens.

La quantification de cette vitesse traduit les fluctuations de vitesse de chaque particule ce qui induit des erreurs non négligeables sur le calcul de la vitesse d'écoulement quelque soit la méthode d'estimation de celle - ci.

Le degré d'inégalité des vitesses aux parois est estimé par le calcul du coefficient de frottement, ce paramètre qui est en fonction de la vitesse de frottement. La vitesse de débit donne une idée sur l'évolution de la vitesse du fluide et le passage progressif du régime laminaire au régime turbulent; cette zone critique qui définit le comportement rhéologique des fluides selon leur densité volumique et leur viscosité.

Pour notre application, nous avons supposé que le sang est incompressible et visqueux; ainsi l'écoulement du sang est jugé laminaire pour des valeurs de Re < 2500, et turbulent pour Re > 2500 **[**Como-84**]**.

## II.5 Transducteurs ultrasonores

### II 5.1 Introduction

Un transducteur est un dispositif qui permet la transformation d'une forme d'énergie (mécanique ou thermique lumineuse etc…) en une autre sous forme différente (acoustique ou électrique etc…).

La production d'ultrasons est réalisée à partir d'une source d'énergie mécanique ou électrique. Les types de générateurs ultrasonores se distinguent surtout en fonction de leur fréquence et leur puissance d'émission.

Les transducteurs électriques se partagent en deux types suivant les propriétés physiques des éléments qui entrent dans leur composition ; on distingue les générateurs à magnétostriction et les générateurs piézoélectriques.

### II.5.2 Générateurs magnétostrictifs [Asch-83]

Certaines substances soumises à un champ magnétique subissent une modification de leurs dimensions physiques : allongement, réfraction, flexion, torsion… ou de leurs propriétés mécaniques (modification de leur module d'Young). Ce phénomène, connu sous le nom de magnétostriction, fut décrit pour la première fois par J.P JOULE en 1847 et concerne les éléments ferromagnétiques. Ils sont caractérisés à l'échelle microscopique, par l'existence d'un moment magnétique permanent associé à chaque atome.

Le choix du matériau dépend de plusieurs facteurs comme la fréquence, l'intensité ultrasonore, le milieu d'exploration, etc.

Les pertes par courant de Foucault dans les métaux apportent une limitation sévère aux transducteurs métalliques. Aussi préfère-t-on les ferrites qui ont une très haute résistivité et offrent par conséquent moins de pertes. Par contre, les métaux restent

préférables aux ferrites lorsqu'on souhaite obtenir une intensité ultrasonore élevée, puisqu'elle dépend des limites d'élasticité du matériau.

### II.5.3 Générateurs piézoélectriques [Asch-83]

La piézoélectricité fut mise en évidence en 1880 par Pierre et Jacques Curie. Elle consiste en l'apparition d'une polarisation électrique où la variation d'une polarisation déjà existante dans certains diélectriques naturels (quartz, tourmaline…) où artificiels (quartz artificiel, céramiques…) lorsqu'ils sont déformés sous l'effet d'une force appliquée suivant une direction convenable. Cette propriété est réversible : un matériau piézoélectrique change de dimensions lorsqu'on le soumet à un champ électrique de direction appropriée. Dans le cas de la piézoélectricité, une polarisation à l'échelle macroscopique existe souvent dans le matériau qui est dit polaire ; cette polarisation peut varier non seulement en fonction d'une contrainte mais aussi de la température.
Les ferroélectriques, matériaux largement utilisés pour la production des ultrasons en sont un exemple. La possibilité de traiter thermiquement les céramiques ferroélectriques pendant leur fabrication afin de leur imposer les caractéristiques électromécaniques souhaitées, justifie l'importance qui leur est accordée.

#### II.5.3.1 Transducteurs piézoélectriques

De nombreux composés ferroélectriques peuvent être utilisés dans la fabrication des transducteurs céramiques piézoélectriques. Le titanate de Barium ( $Ba\ Ti\ O_3$) utilisé dés 1947, est partiellement remplacé par une solution solide de Zircono-Titanate de Plomb communément appelé PZT. Ce matériau présente une plus grande gamme de température utilisable et un plus grand choix de paramètres variables avec la concentration en zirconate et titanate.

En règle générale, les céramiques en PZT sont utilisées pour des fréquences inférieures à 15MHz, ce qui est le cas en imagerie médicale, alors qu'au-delà le quartz s'impose par ses excellentes propriétés mécaniques et sa faible capacité électrique.

#### II.5.3.2 Schéma électrique équivalent

En technique Doppler, les céramiques les plus répandues sont les plaques ou les disques minces utilisés en mode de vibration en épaisseur. Le phénomène piézoélectrique est à son maximum pour une vibration en demi-onde, c'est-à-dire telle

que l'épaisseur du transducteur soit égale à la moitié de la longueur d'onde, du son correspondant, dans le matériau. L'épaisseur des transducteurs utilisés ne dépasse pas quelques dixièmes de mm.

L'attaque de la céramique se faisant par un signal électrique, on a pour habitude de représenter son impédance électrique au voisinage de la fréquence de résonance par le schéma (figure II.11)

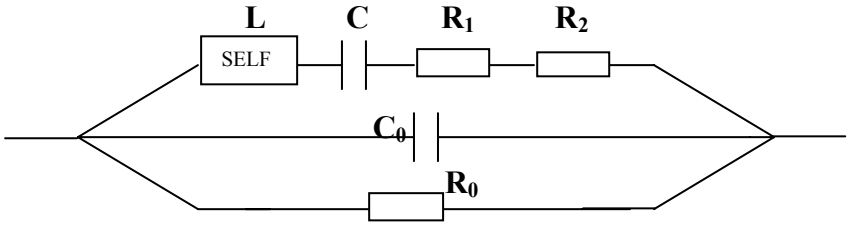



*Figure II.11 : Schéma électrique équivalent*

$C_0$ : capacité de la céramique bloquée. C'est la capacité d'un condensateur dont le diélectrique non piézoélectrique, aurait la même permittivité que l'élément céramique en haute fréquence.

$R_0$ : résistance représentant les pertes électriques. Sa valeur est en général élevée, ce qui permet de la négliger dans la plupart des cas.

La troisième branche est la branche motionnelle où figurent en série les éléments L, C, $R_1$ ,$R_2$ .

L : est une self proportionnelle à la masse de la céramique,

C : est une capacité proportionnelle à la compliance ou la susceptibilité élastique du matériau,

$R_1$ : est une résistance dans laquelle se dissipe une énergie égale à l'énergie mécanique rayonnée par la céramique,

$R_2$ : est une résistance qui traduit les pertes mécaniques dans le piézoélectrique.

On détermine classiquement deux fréquences caractéristiques pour ce types de circuit : une fréquence de résonance série $F_0$ telle que :

$$F_0 = (2\pi (LC)^{1/2})^{-1} \quad (2.46)$$

et une fréquence de résonance parallèle encore appelée fréquence d'antirésonance

$$F_a{}^2 = F_0 (1 + \mathbf{C}/ C_0) \quad (2.47)$$

Lors de la résonance série, l'impédance de la céramique passe par une valeur minimale de r :

$$r_{min} = (QC2\pi F_0)^{-1} \quad (2.48)$$

où Q est le facteur de qualité ou encore coefficient de surtension de la branche motionnelle.

Le facteur de qualité peut aussi se relier aux fréquences caractéristiques que sont la fréquence de résonance $F_0$ et les fréquences de coupures à - 3 dB ($F_1$ et $F_2$ , telles que $F_1 < F_0 < F_2$ ),

$$Q = F_0 / (F_2 - F_1) \quad (2.49)$$

Toutes ces caractéristiques sont particulièrement importantes pour la détermination de l'attaque des céramiques. Il s'agit de transformer et de transmettre le maximum de l'énergie électrique appliquée et ce dans une bande de fréquence donnée.

### II.5.3.3 Adaptation de l'onde d'une céramique

- **Adaptation de l'onde arrière**

Le transducteur, de par sa technologie de fabrication, est un élément symétrique. Lorsqu'il est excité, il envoie une onde de pression à chacune de ses deux faces. Or une seule d'entre elles est en contact avec le milieu de mesure, si bien qu'une partie seulement de l'énergie totale s'y propage. L'onde arrière peut être éliminée dans un matériau très absorbant ou bien récupéré après réflexion sur un matériau fortement réfléchissant. Dans le premier cas, l'impédance du matériau sera voisine de celle du transducteur pour que toute l'onde arrière soit transmise sans qu'une partie vienne se superposer à l'onde avant. Dans le second cas, un réflecteur comme l'air par exemple,

permet de propager une plus grande énergie dans le milieu et les pertes sont alors minimales. Ce choix est bien entendu effectué au moment de la réalisation du transducteur et dépend de l'objet pour lequel il est destiné.

- **Transmission de l'énergie dans le domaine de propagation**

En pratique, la face de sortie de la céramique est appliquée sur le milieu de mesure, souvent par l'intermédiaire d'un gel aqueux. Cette précaution empêche l'air de se glisser entre les surfaces qui devraient être en contact.

### II.5.3.4 Diagramme de rayonnement de l'énergie ultrasonore.

La connaissance du champ ultrasonore dans le milieu étudié est indispensable pour apprécier le degré de validité des mesures par ultrasons [Pero-74].

La détermination du champ en un point de l'espace est très compliquée et nous rappellerons simplement quelques résultats importants.

La surface d'un transducteur peut être considérée comme la juxtaposition d'éléments infiniment petits qui rayonnent uniformément l'énergie acoustique dans toutes les directions à l'émission et qui, réciproquement, ont une sensibilité uniforme non directionnelle à la réception.

Pour un transducteur dont le diamètre est petit devant la longueur d'onde du son émis, chaque point de l'espace sera en concordance de phase vis à vis de chacune des sources élémentaires. En d'autres termes, chaque point sera le siège d'un son non nul (figure II.12).

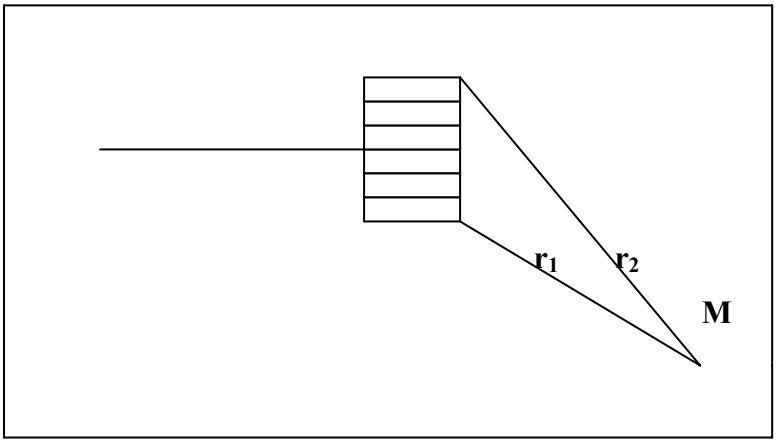



*Figure II.12 : Diamètre du transducteur petit devant la longueur d'onde.*

Supposons au contraire que le diamètre du transducteur n'est pas petit devant la longueur d'onde du son émis. Il y aura alors un certain nombre de points situés loin de l'axe, pour lesquels les impulsions envoyées par les sources élémentaires axialement opposées s'annuleront mutuellement (figure II.13).

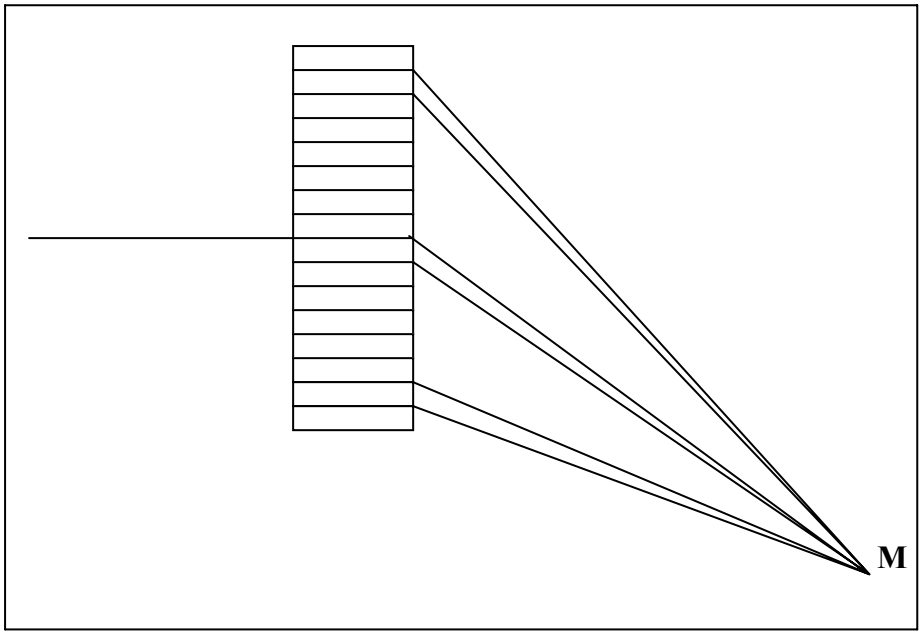



*Figure II.13 : Diamètre du transducteur grand devant la longueur d'onde.*

Nous voyons ainsi, qu'il est possible d'avoir une émission de son suivant la normale à la source et un silence dans une direction oblique à celui-ci. Ainsi, l'énergie ultrasonore émise par une source plane est distribuée autour de l'axe perpendiculaire au plan de la source et en son centre conformément à la courbe (figure II.14). Les caractéristiques du champ sont donc essentiellement déterminées par le diamètre D du disque et la longueur d'onde λ.

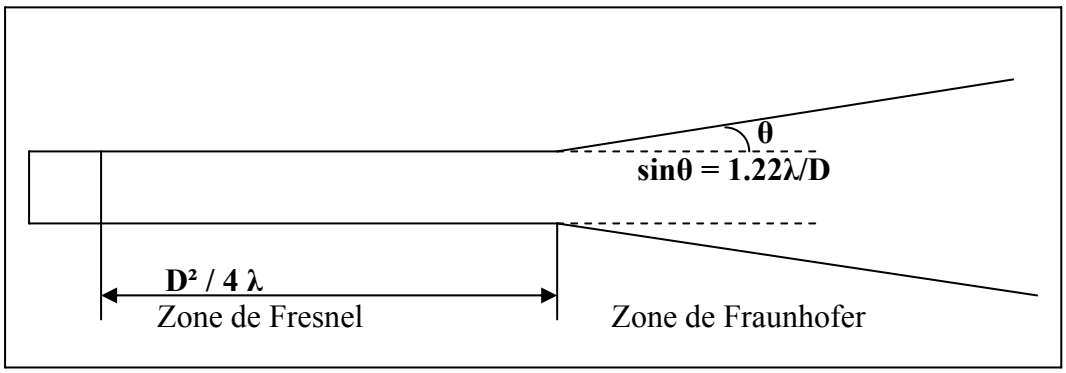



*Figure II.14 : Répartition de l'énergie ultrasonore dans le milieu*

Deux zones sont habituellement déterminées : la zone de FRESNEL, ou zone de champ proche et la zone de FRAUNHOFFER ou zone de champ lointain.

Dans la zone de FRAUNHOFFER, le diagramme de rayonnement diverge avec un angle d'ouverture 2α donné par la relation :

$$2\alpha = 2Arc\sin(1.22\frac{\lambda}{D}) \tag{2.50}$$

Les mêmes conclusions s'énoncent pour le recueil de l'énergie par un récepteur. On verrait de la même manière, que si les dimensions du récepteur sont petites par rapport à la longueur d'onde, la réception des ondes sonores aura lieu quelle que soit l'orientation du récepteur par rapport à la direction de la propagation des ondes. Au contraire, si les dimensions de la surface réceptrice sont grandes par rapport à la longueur d'onde, le récepteur ne sera attaqué en tous ses points de la même manière, avec la même phase que s'il est normal à la direction de propagation.

## III Débitmétrie sanguine ultrasonore

### III.1 Introduction

La mesure des écoulements sanguins dans les vaisseaux reste complexes, peu précise et par conséquent difficile à interpréter. L'effort actuel de quantification se traduit par la recherche de valeurs de débit ou de vitesses moyennes de débit auxquelles est associé un vocabulaire spécifique. Aussi oppose-t-on les termes débitmétrie et vélocimétrie par souci de précision et à cause des risques d'erreurs encore trop importants dans les calculs de vitesses et section.

L'effet Doppler est un phénomène qui s'applique aux vibrations propagées, le glissement en fréquence entre deux signaux permet la détermination de la vitesse d'un mobile.

L'étude de l'écoulement du sang par effet Doppler ainsi que l'analyse spectrale du signal Doppler ont été longtemps employées pour l'évaluation non - invasive du système artériel et veineux.

Cette situation a pour conséquence positive de développer deux grandes familles de débitmètres ultrasonores à travers les appareils de temps de transit et à effet Doppler.
De part leur principe de fonctionnement qui permet de les distinguer, elles couvrent pratiquement tous les domaines de la mesure du débit sans se concurrencer réellement.
Si l'effet Doppler ne se produit qu'au sein des fluides contenant des particules sphériques mobiles, la mesure par temps de transit s'applique à n'importe quel fluide en mouvement.

### III.2 Débitmètrie à temps de transit

Ces débitmètres mesurent la variation de phase d'une onde ultrasonore transmise entre deux points fixes dans un liquide en mouvement [Gira-70]. Deux transducteurs $T_1$ et $T_2$ , alternativement émetteurs et récepteurs, sont disposés de part et d'autres d'un vaisseau dans lequel circule le sang à une vitesse moyenne de débit V (figure III.1).

Le temps de transit $\tau$ est défini comme le rapport de la distance d, comprise entre les deux transducteurs, à la vitesse de l'onde dans le milieu. On le note

$$\tau = d / (c \pm V \cos\theta) \qquad (3.1)$$

où c est la vitesse de propagation dans le milieu.

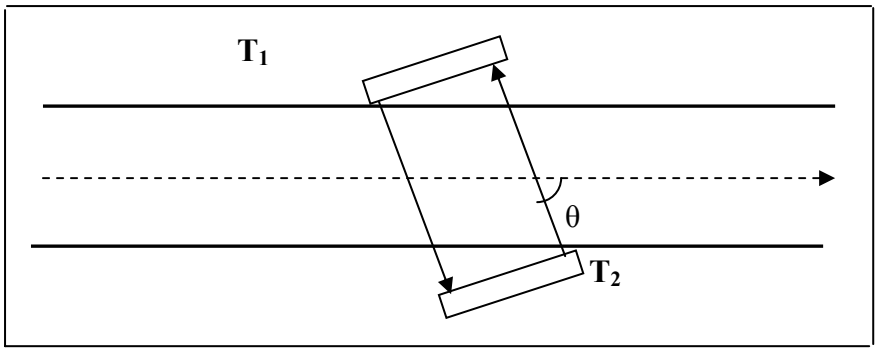



*Figure III.1 : Schéma de principe d'un débitmètre à temps de transit*

Dans le sens de l'écoulement :

$$\tau_1 = \frac{d}{c + v\cos\theta} \qquad (3.2)$$

en sens inverse :

$$\tau_2 = \frac{d}{c - v\cos\theta} \qquad (3.3)$$

la différence a pour expression :

$$\Delta\tau = \frac{2vd\cos\theta}{c^2 - v^2\cos^2\theta} \qquad (3.4)$$

Dans les systèmes biologiques où les vitesses de débit les plus élevées dépassent 1,5 $m.s^{-1}$ et c = 1540 $m.s^{-1}$, on commet une erreur inférieure à $10^{-6}$ en négligeant $v^2\cos^2\theta$ devant $c^2$. le temps de transit différentiel est alors :

$$\Delta\tau = \frac{2vd\cos\theta}{c^2} \qquad (3.5)$$

la différence de phase associée pour deux ondes sinusoïdales de fréquence F se propageant en sens inverse l'une de l'autre dans le vaisseau est :

$$\Delta\Phi = 2\pi F\Delta\tau \qquad (3.6)$$

Les expressions du déphasage et du temps de transit permettent de calculer la vitesse v, mais l'ordre de grandeur $\Delta\tau$ - nanoseconde – reste trop faible pour être facilement mesurable [Gira-70].

Les débitmètres à temps de transit fournissent une réponse linéaire, bidirectionnelle, instantanée et l'énergie dans le volume insonifié est trop faible pour modifier les structures du milieu. Leur aptitude à fonctionner aussi bien dans les liquides échogènes que dans des écoulements dépourvus de cibles réfléchissantes, demeure leur atout principal en regard des autres dispositifs ultrasonores.

Les problèmes calibrage restent difficiles à résoudre. Mais l'impossibilité de pratiquer des mesures transcutanées limites sérieusement l'intérêt des débitmètres à temps de transit pour des applications médicales courantes.

### III.3 Débimètrie par effet Doppler

#### III.3.1 Introduction

L'effet Doppler concerne les variations de fréquence perçues par un récepteur, lorsque ce dernier et une source d'ondes sont en mouvement relatif.

Quand une source sonore se rapproche d'un observateur il y'a une compression des ondes sonores ; la longueur d'onde est plus courte et le son émis plus aigu.

Quand une source sonore s'éloigne d'un observateur il y'a une décompression des ondes sonores ; la longueur d'onde est plus longue et le son émis plus grave.

L'effet découvert par Doppler fut étendu à la lumière. Ce qui est vrai pour le son est vrai pour la lumière : le grave correspond au rouge et l'aigu au bleu.

C'est en 1842 que Johann Christian Doppler présenta à la société royale de Bohème, un article sur « La lumière colorée des étoiles doubles et autres corps célestes ». Ce n'est que bien plus tard que sa contribution à la science fut unanimement reconnue et que le phénomène acoustique qu'il mit en évidence prit le nom d'effet Doppler [Whit-82].

**III 3.2 principe [Fish-86]:**

En biomédical, l'appareil Doppler permet d'étudier le mouvement des fluides biologiques.

Une sonde émet des ondes ultrasonores, et ce sont les globules rouges qui font office d'obstacle et les réfléchissent. L'analyse de la variation de la fréquence des ondes réfléchies reçues par cette même sonde permet ainsi de déterminer la vitesse du sang dans les vaisseaux.

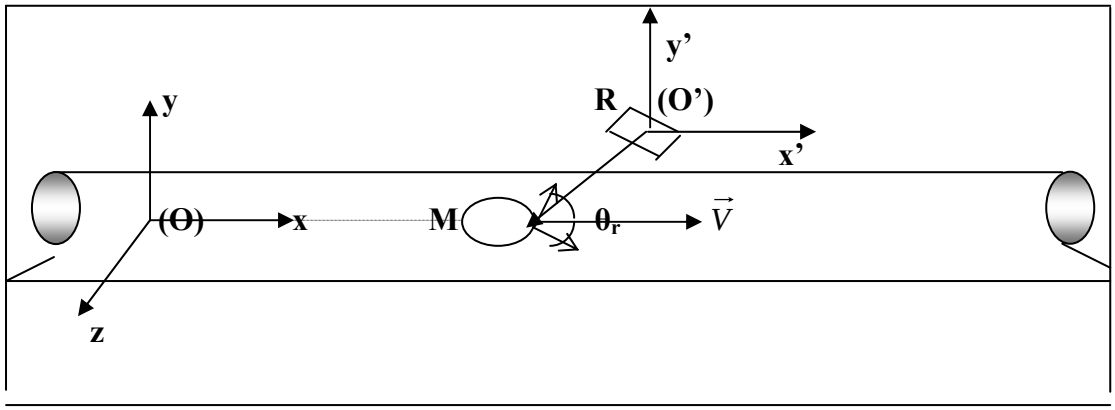



*Figure III.2 : Référentiel (O) lié au milieu de propagation élastique.*

Considérons un référentiel (O) lié au milieu de propagation élastique (figure III. 2). Dans (O), la phase de l'onde, pour une cible M située à une distance x de l'origine, s'écrit :

$$\Phi = \omega_M (t-x/c) \qquad (3.7)$$

Où c représente la vitesse de propagation de l'onde acoustique dans le milieu.

$$\Phi = \omega_M t - kx \qquad (3.8)$$

Avec $$k = \omega_M / c \qquad (3.9)$$

Si la cible se déplace avec une vitesse V, l'expression de la phase pour un récepteur R fixe lié au référentiel (O') et situé à une distance X de(O), est obtenue à partir de l'équation de changement de repère suivante :

$$x = X - V \cos\theta_r t \qquad (3.10)$$

$$\Phi = \omega_M t - k (X - V \cos\theta_r t)$$

$$\Phi = (\omega_M + k\ V \cos\theta_r)\ t - kX \qquad (3.11)$$

Dans ce nouveau repère (O'), la pulsation de l'onde s'exprime par :

$$\omega_r = \omega_M + k\ V \cos\theta_r \qquad (3.12)$$

Le raisonnement est identique en considérant une source S liée au référentiel (O') et qui émet des ondes acoustiques vers une cible M en mouvement (figureIII.3).

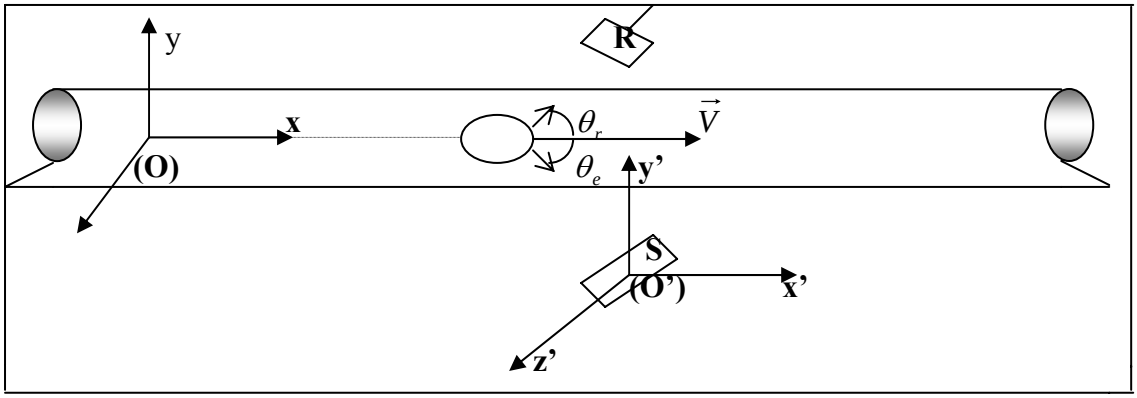



*Figure III.3. Référentiel (O') lié à la source S fixe*

Par rapport à la source, l'équation de changement de repère s'écrit :

$$x = X + V \cos\theta_e\ t \qquad (3.13)$$

la phase devient : $\Phi = \omega_M t - k\ (X + V \cos\theta_e\ t)$

$$\Phi = (\omega_M - k\ V \cos\theta_e)\ t - kX \qquad (3.14)$$

Dans le repère (O') lié à la source, la pulsation de l'onde s'écrit :

$$\omega_e = \omega_M - k\ V \cos\theta_e \qquad (3.15)$$

$$\omega_r / \omega_e = (1 + V \cos\theta_e/c)\ / (1 - V \cos\theta_r/c) \qquad (3.16)$$

Dans la mesure où la vitesse V de la particule est très inférieure à la vitesse de propagation des ultrasons dans le milieu, cette relation devient :

$$\omega_r / \omega_e = (1 + V \cos\theta_e/c)\ (1 + V \cos\theta_r/c) \qquad (3.17)$$

$$\omega_r = 2\ \pi\ F_r \quad \text{et} \quad \omega_e = 2\ \pi\ F_e$$

$$F_r / F_e = 1 + V\ (\cos\theta_r + \cos\theta_e)/c \qquad (3.18)$$

En posant $F_d = F_r - F_e$

$$F_d = F_e V (\cos\theta_r + \cos\theta_e)/c \qquad (3.19)$$

Cette relation montre que la fréquence $F_d$ , appelée la fréquence Doppler, est directement proportionnelle à la vitesse de la particule.

Pour $\theta = \theta_e = \theta_r$

La fréquence Doppler est alors donnée par la relation :

$$F_d = \frac{2F_e V \cos(\theta)}{C} \qquad (3.20)$$

avec:

$F_d$ : fréquence Doppler.

$F_e$ : fréquence d'émission.

V : vitesse du sang.

C : célérité des ultrasons dans les tissus biologiques.

$\theta$ : angle formé entre le faisceau ultrasonore et la direction de l'écoulement sanguin.

L'effet Doppler est donc dépendant :

- De le fréquence initiale de la source $F_e$ ( émission).

- De la vitesse apparente du sang par rapport à la sonde (si l'angle $\theta$ est supérieur à 90°, la direction du flux apparaît négative par rapport à la sonde).

- Inversement proportionnel à la vitesse de propagation de l'onde dans la milieu (C). Ce paramètre est variable selon les milieux traversés et on utilise une « valeur moyenne » de 1540 m/s ; ceci peut être à l'origine d'erreurs de localisation des échos de retour lorsque le faisceau ultrasonore traverse un milieu dont l'impédance acoustique est très différente.

En exploration cardiovasculaire, la fréquence d'émission $F_e$ est comprise entre 2 et 10 MHz et la fréquence Doppler est la différence entre la fréquence d'émission et la fréquence de l'onde réfléchie, cette dernière se comprime ou se dilate légèrement par

rapport à l'onde émise. Ce glissement de fréquence est situé dans la gamme des fréquences audibles (entre 20Hz et 20 KHz), donc le signal Doppler :

- est un signal de faible fréquence et se mesure en KHz.

-Il est audible : l'analyse qualitative des vitesses d'écoulement peut se faire à l'oreille.

- L'analyse quantitative des vitesses peut se faire sur une courbe vélocimètrique.

### III.3.3 Appareillage Doppler

#### III.3.3.1 Le Doppler à émission continue [Schm-85] :

##### III.3.3.1.1 Appareils à émission continue non directionnels

Historiquement, ce furent les premiers systèmes ultrasonores à effet Doppler. Ils utilisent habituellement deux transducteurs piézoélectriques (figure III.4), le premier étant destiné à émettre des ondes ultrasonores et le second à les recevoir. L'excitation du transducteur émetteur se fait de manière continue par une onde sinusoïdale de fréquence fixe, généralement comprise entre 2 et 10 MHz, suivant la grandeur de l'exploration souhaitée. L'onde acoustique ainsi produite se propage dans les tissus du corps où elle est en partie réfléchie par les différentes interfaces des organes qu'elle traverse et rétro diffusée par les éléments figurés du sang.

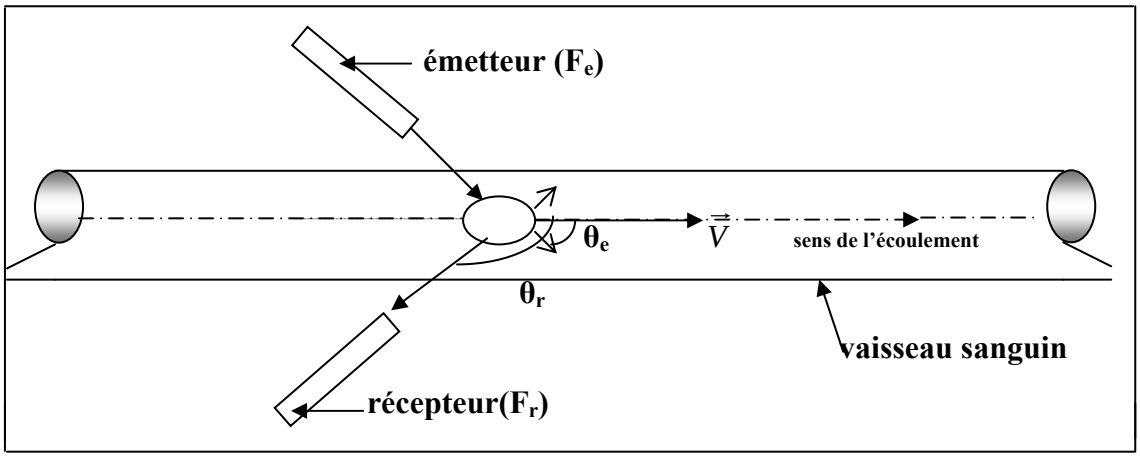



*Figure III.4 : Vélocimétrie Doppler à émission continue non directionnelle*

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 en raison de l'absorption d'une partie de leur énergie par les tissus.

Les signaux acoustiques réfléchis ou rétro diffusées par des structures en mouvement, comme les parois du cœur ou bien les globules rouges, sont reçus avec une fréquence décalée de l'effet Doppler par rapport à l'émission.

Pour les vitesses d'écoulement du sang dans les différents vaisseaux du corps et aux fréquences d'émission classiques, le signal Doppler est situé dans la gamme audible.

Le mouvement des parois produit des fréquences Doppler comprises entre 0 et 1200 Hz, alors qu'elles atteignent 5 KHz pour un écoulement sanguin normal et occupent l'intervalle 5KHz – 20 KHz pour certaines pathologies des valves cardiaques [Sand-95].

Il s'agit d'appareils légers et compacts, encore très utiles dans l'étude des vaisseaux superficiels.

Les avantages du Doppler continu sont : sa grande sensibilité pour détecter des flux lents et son coût peu élevé.

Le médecin dispose de la seule écoute du signal pour établir son diagnostic, ce qui est généralement insuffisant.

#### III.3.3.1.2 Appareils à émission continue directionnels

Cette deuxième génération d'appareils précise le sens de l'écoulement. La méthode employée est empruntée aux techniques radar qui permettent de connaître la vitesse d'une cible et sa direction.

La sonde est représentée par un crayon constitué d'un système émetteur – récepteur d'ultrasons (figure III.5). Le cristal émetteur envoie un faisceau d'ultrasons de façon continue à une fréquence donnée, la fréquence réfléchie est différente et l'appareil transforme cette variation en signal visuel, auditif, ou graphique.

Cette technique donne l'évolution dans le temps de la vitesse des globules rouge : on obtient une courbe de vélocité. L'aspect de cette courbe évolue en fonction des territoires explorés et des pathologies rencontrées.

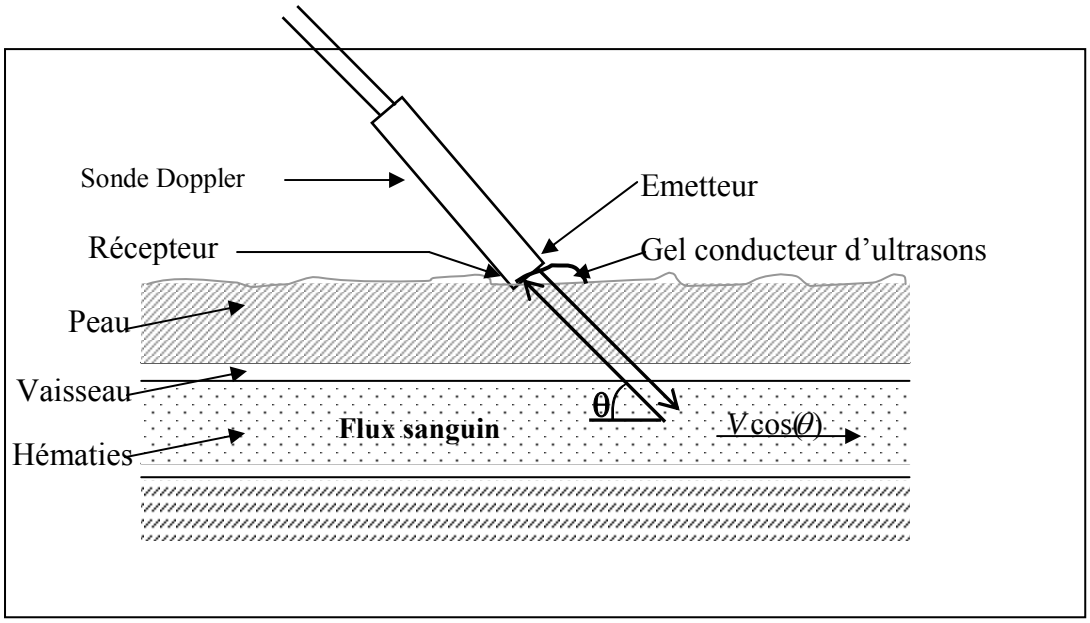



*Figure III.5 :Vélocimétrie Doppler à émission continue directionnelle*

Si la connaissance du sens de l'écoulement, à partir de l'écoute du signal Doppler est un apport intéressant pour le praticien, l'information n'en demeure pas moins qualitative.

### III .2.3.2 Le Doppler pulsé [Van-86]

Les appareils Doppler à émission continue offrent très peu de renseignements sur le profil de la vitesse d'un écoulement et sur la résolution spatiale de la zone explorée. Le signal reçu est indépendant de la profondeur. La fréquence Doppler mesurée, est la résultante des fréquences Doppler du signal, qui est la moyenne des signaux venant de l'ensemble des vaisseaux traversés. C'est la raison pour laquelle de nouvelles techniques furent mises au point; ainsi le Doppler pulsé utilise une sonde alternativement en émission et réception. Elle émet de brèves salves d'ultrasons puis passe à l'écoute de l'écho sonore. Le temps de répétition des séries d'écho peut être ajusté, et d'autre part, le moment où la sonde est en réception peut être modulé, ce qui permet de définir une zone exclusive d'examen : la fenêtre d'exploration.

Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition PRF (Pulse Repetition Frequency ), le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte. Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la fenêtre d'exploration, détermine la profondeur sélectionnée pour l'analyse du signal Doppler (figure III.6).

Ce type de Doppler permet l'exploration des vaisseaux plus profonds, de l'abdomen (aorte abdominale, artère rénale) ainsi que l'exploration cardiaque [Fran-90].

Le transducteur émetteur, incliné en direction de l'axe du vaisseau est alimenté par des impulsions de durée $\tau$ et de fréquence $F_e$ avec une fréquence de récurrence $F_r$ (PRF) [Fish-91].

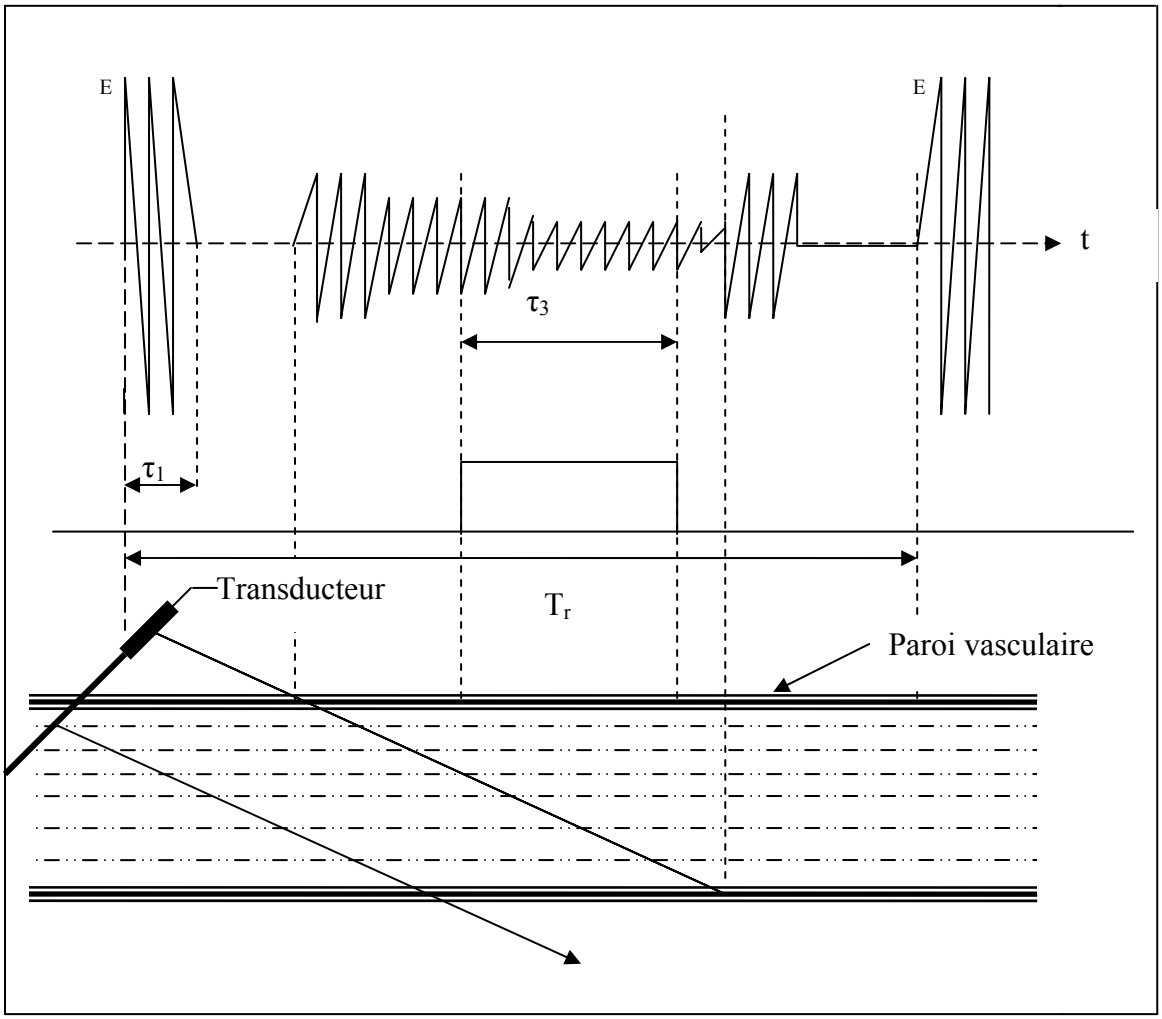



*Figure IV.6 :Vélocimétrie Doppler à émission pulsée*

L'énergie ultrasonore est réfléchie partiellement au niveau des différentes interfaces situées sur le trajet du faisceau. Entre deux séries d'impulsions, le capteur reçoit les échos correspondant aux parois vasculaires et aux globules rouges. On peut sélectionner différentes fenêtres temporelles de mesure suivant l'instant de recueil du signal de retour et l'intervalle de temps pendant lequel on l'enregistre. On dispose de deux paramètres qui caractérisent la distance de la cible au transducteur et la profondeur de champ exprimée par la largeur de la fenêtre.

Pour avoir une bonne résolution en distance, la durée du signal transmis doit être la plus courte possible. Malheureusement, pour avoir un bon rapport (signal/ bruit) et une information précise sur les valeurs des vitesses, il est nécessaire d'augmenter la durée d'émission des impulsions.

La valeur de la fréquence de répétition est soumise à deux contraintes :

- Premièrement, pour éviter les ambiguïtés en distance, nous devons analyser le retour du train d'onde avant d'en envoyer un nouveau.

D'où l'inégalité [Evan-89] :

$$F_r < c / 2 R_m \qquad (3.21)$$

Si $R_m$ est la profondeur maximale.

- Deuxièmement, afin d'éviter des pertes d'informations sur le signal Doppler, il faut vérifier le théorème de Shanon soit :

$$F_r \geq 2 F_{dmax} . \qquad (3.22)$$

En combinant ces deux équations (3.21) et (3.22) avec l'équation (3.20) , nous obtenons l'inégalité :

$$V_{max} \cos\theta R_{max} < c^2 / 8 F_e \qquad (3.23)$$

Celle-ci prouve que le produit de profondeur d'exploration par la vitesse maximale est limité.

En choisissant une fréquence qui tient compte de ce facteur, on parvient à limiter les incertitudes sur la vitesse.

L'avantage essentiel du Doppler pulsé est de bénéficier d'une résolution spatiale qui permet de localiser l'enregistrement Doppler en profondeur.

### III.2.3.3 Le Doppler Couleur [Eick-93]

Les appareils à émission pulsée présentent l'inconvénient majeur de ne pas pouvoir mesurer, à une profondeur donnée, des vitesses supérieures à la valeur donnée par l'équation (3.23).

Il est en effet difficile d'associer sans ambiguïté l'écho de retour de l'onde qui lui a donné naissance.

Dans ce cas les caractéristiques du signal d'émission sont très complexes et sont données par la fonction d'ambiguïté qui traduit la possibilité de séparer deux cibles de vitesses différentes.

Il s'agit d'une extension du Doppler pulsé bidimensionnel, la première image est une image échographique en noir et blanc sur laquelle on fait ensuite un Doppler ligne par ligne de pixels.

Le codage des informations peut être effectué selon la vitesse du sang dans les vaisseaux ou bien l'énergie restituée par le signal de retour, on observe la circulation du sang en couleurs.

Le premier codage est appelé Doppler mode vitesse ou vélocité, permet de visualiser en une image un vaisseau sur 40mm et d'apprécier la régularité du flux ou au contraire, la présence de turbulences.

Le second est le Doppler énergie, plus récent encore, a trouvé des applications dans l'évaluation du degré de vascularisation des tumeurs [Sand-95].

La chaîne électronique de traitement du signal mise en œuvre dans de tels systèmes, se heurte à des problèmes de fabrication industrielle en raison de sa complexité. Il s'en suit des coûts de production élevés qui limitent actuellement le développement commercial des appareils à émission codée.

**III.4 Méthodes de mesure**

Dans le cas d'un fluide composé de plusieurs réflecteurs circulant à des vitesses différentes, l'analyse de l'écoulement sera menée de diverses manières suivant le but recherché. La quantification d'un débit réclame, outre la valeur de la section, le calcul d'une vitesse moyenne à travers celle-ci.

Les vélocimètres Doppler utilisent généralement un compteur de passages par zéro pour une estimation de ce paramètre [Lunt-75].

Le compteur de passage par zéro est un comparateur qui émet une pulse à chaque passage du signal à travers une ligne de référence, lorsqu'il la franchit dans un sens bien déterminé. La sortie fournie par le compteur est une moyenne des pulses obtenues sur une période de temps habituellement égale à 50ms (figure III.7).

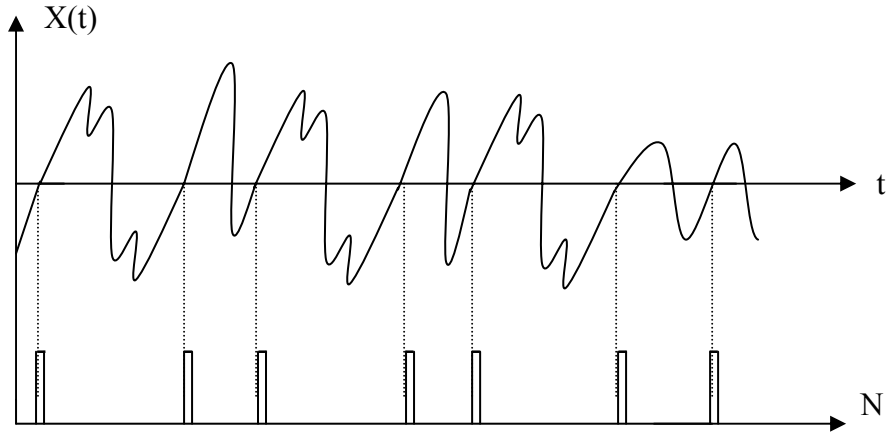



*Figure III.7 : Schéma de principe d'un fréquencemètre*

Les détecteurs de passages par zéro sont également sensibles au spectre des signaux qui les traversent. C'est en 1954 que Rice [Rice-44] montra que le nombre N de passages par zéro d'un signal était relié à son spectre S (f) par la relation :

$$N^2 = \frac{\int f^2 S(f) df}{\int S(f) df} \tag{3.24}$$

La fréquence moyenne donnée par les compteurs de passages par zéro à partir de l'équation (3.24), peut être entachée d'erreur suivant le profil du spectre. Ainsi pour un spectre Doppler plat (figure III.8), compris dans l'intervalle de fréquences [0, $F_{max}$], la fréquence moyenne est égale à $\overline{F} = \frac{F_{max}}{2}$.

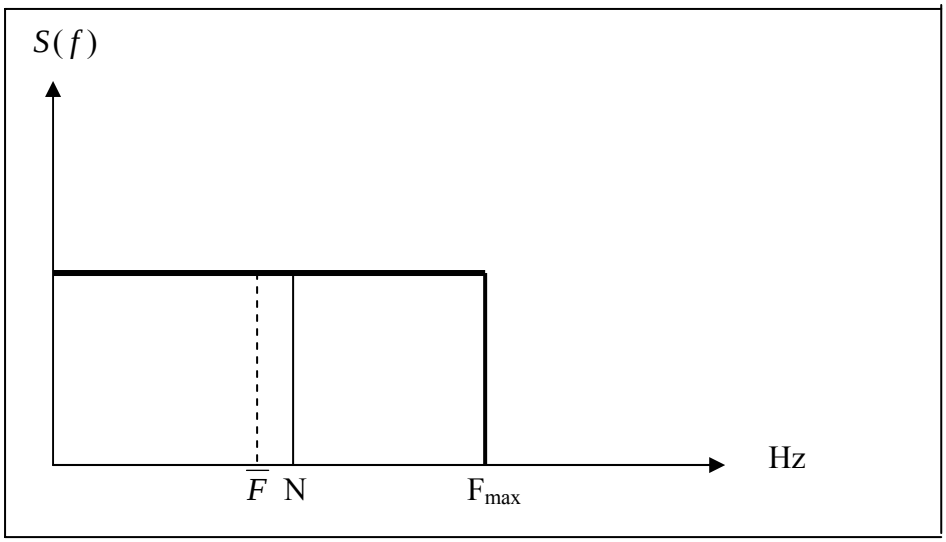



*Figure III.8 : Fréquence moyenne pour un spectre Doppler plat*

Le calcul à partir de l'équation (3.24) donne :

$$N = \left( \frac{\int_0^{F_{max}} f^2 S(f) df}{\int_0^{F_{max}} S(f) df} \right)^{1/2} = \left( \frac{\int_0^{F_{max}} f^2 df}{\int_0^{F_{max}} df} \right)^{1/2} = \frac{F_{max}}{\sqrt{3}}$$

le rapport $\frac{N}{\overline{F}}$ est égale à :

$$\frac{N}{\overline{F}} = \frac{2F_{max}}{\sqrt{3}F_{max}} = 1.16$$

l'erreur commise sur la fréquence moyenne peut donc atteindre 16% avec un compteur de passages à zéro.

Les travaux de Roevros [Roev-74] ont montré que la vitesse moyenne $\overline{V}$ pouvait être calculée directement à partir du spectre d'amplitude S(f) du signal Doppler. La fréquence moyenne $\overline{F}$ , est donnée par l'équation :

$$\overline{F} = \frac{\int_0^\infty fS(f)df}{\int_0^\infty S(f)df} \qquad (3.25)$$

est en effet reliée à $\overline{V}$ par l'égalité :

$$\overline{F} = \mathrm{k}\ \overline{V} \qquad (3.26)$$

Avec k = 2 Fe cosθ /c , où $F_e$ est la fréquence d'émission, $\theta$ est l'angle formé entre le faisceau ultrasonore et la direction du flux, c est la vitesse des ultrasons dans le milieu considéré.

**III.5 Conclusion**

Si la mesure des vitesses par temps de transit d'une onde ultrasonore s'applique à n'importe quel type de fluide et en particulier le sang, elle ne permet pas les mesures transcutanées. L'intérêt médical pour les systèmes basés sur ce principe reste limité.

Il n'est pas de même pour les appareils à effet Doppler, qui connaissent de constant développement en médecine.
Le tracé analogique est le plus simple des procédés d'exploitation du signal Doppler, mais il ne donne aucune information sur le profil de l'écoulement et notamment de la dispersion des vitesses à l'intérieur du vaisseau. Ce procédé permet de détecter les anomalies mais moins de les caractériser.

Les vélocimètres à émission continue furent historiquement les premiers systèmes utilisés dans le diagnostic médical, pour la mesure du débit sanguin. S'ils permettent de recueillir le signal de débit pour autoriser l'écoute, détecter le sens de l'écoulement et analyser le spectre Doppler, ils demeurent incapables d'en préciser spatialement l'origine.

Cet inconvénient présente certains risques d'ambiguïté dans les cas assez fréquents où deux écoulements voisins rétro diffusent le faisceau ultrasonore.

Les vélocimètres à émission pulsée s'affranchissent de ces problèmes au prix de nouvelles contraintes qui concernent l'incapacité de mesurer des vitesses élevées à de grandes profondeurs pour une fréquence d'excitation donnée. Les possibilités d'association simultanée avec l'image échographique sont à l'origine de leur important développement sur les appareils actuels.

Enfin les vélocimètres à émission codée essayent de répondre aux insuffisances de la technique pulsée. Le traitement du signal reste cependant encore trop complexe pour apporter une solution véritablement satisfaisante au problème de mesure de vitesse.

## IV Dispositif expérimental

L'expérience a été réalisée au centre des recherches de Chéraga (C.S.C), au laboratoire traitement du signal du Contrôle Non Destructif des matériaux (CND). Ainsi nous avons pu bénéficier du matériel et exploiter toute la chaîne d'acquisition du signal ultrasonore.

- **Hypothèses**

Le signal Doppler est l'ensemble de la contribution de tous les diffuseurs passant par le volume de mesure [John-93]; le mouvement exact de chaque particule du fluide est inconnu et non mesurable; il est impossible de simuler le signal Doppler sans simplifier le problème.

Pour réduire la complexité du problème, nous faisons les hypothèses suivantes [Fish-86]:

- le vecteur vitesse de chaque rétro – diffuseur est parallèle aux parois du vaisseau.
- le vaisseau sanguin est un tube cylindrique rigide, les vibrations des parois sont ainsi éliminées.
- l'écoulement est permanent, cela sous entend que l'amplitude du signal Doppler ainsi que la vitesse sont constantes lors du passage de la particule à travers le volume de mesure.

### IV.1 Le banc hydraulique

Les mesures nécessaires à l'étude du spectre Doppler des écoulements permanents dans les conduites de différents diamètres ont réclamé la mise au point du banc hydraulique de la (figure IV.2). Il se compose de deux parties : un système d'écoulement et un autre d'acquisition du signal Doppler.

### IV.1.1 Système d'écoulement [Bast-96]

- **Choix du fluide**

Le choix du fluide destiné à circuler dans les tuyaux a été dicté par la nécessité de trouver un modèle permettant de simuler le sang et de mesurer des vitesses d'écoulement par effet Doppler ultrasonore. Le liquide utilisé, commercialisé sous le nom de Capsolane [Ramn-98], est une solution aqueuse contenant des microsphères es dont le diamètre est 10 $\mu$m .Ce dernier est proche de la taille des globules rouges. La

densité de la solution est de 1 g/cm$^3$ mesurée à température ambiante. Les mesures de viscosité de la solution échogène ont été réalisées avec un viscosimètre de Couette (figure V.1). La viscosité de la solution est très voisine de celle de l'eau, soit $\eta = 10^{-3}$ Pl. Ces conditions permettent d'éviter le problème de sédimentation des particules.

Un flux d'écoulement régulier a été produit entre l'entrée et la sortie du réservoir. il est contrôlé au moyen d'une pompe.

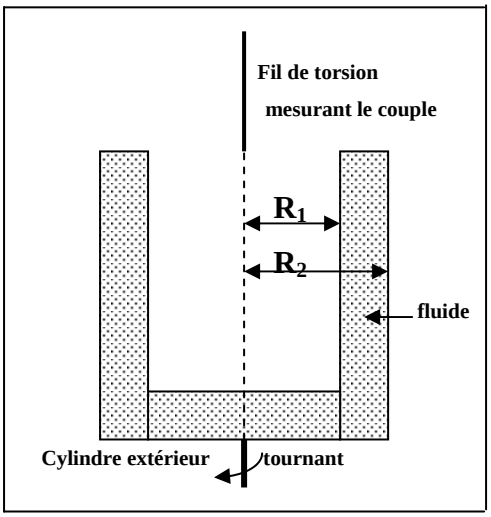



*Figure V.1 : Viscosimètre à cylindres coaxiaux.*

- **Tuyau** : Le vaisseau sanguin sera simulé par un tuyau en latex ayant un mètre de longueur.

- **Débitmètre** : Il est placé dans le circuit hydraulique pour indiquer directement la valeur du débit dans le tube.

- **Pompe :** Dans notre expérience le cœur sera simulé par une pompe mécanique (figure IV.2). Cette dernière aspire le liquide d'une région à basse pression pour le refouler vers une région à plus grande pression, afin que le liquide circule le long du tuyau.

- **Bac de mesure B1 :** D'une capacité de 10 litres, reçoit le mélange eau-capsolane dont l'homogénéité est assurée par un agitateur.

- **Bac de mesure B2** : Contient de l'eau pour l'adaptation d'impédance soit la transmission de l'énergie maximale générée par le générateur ultrasonore vers le tube.

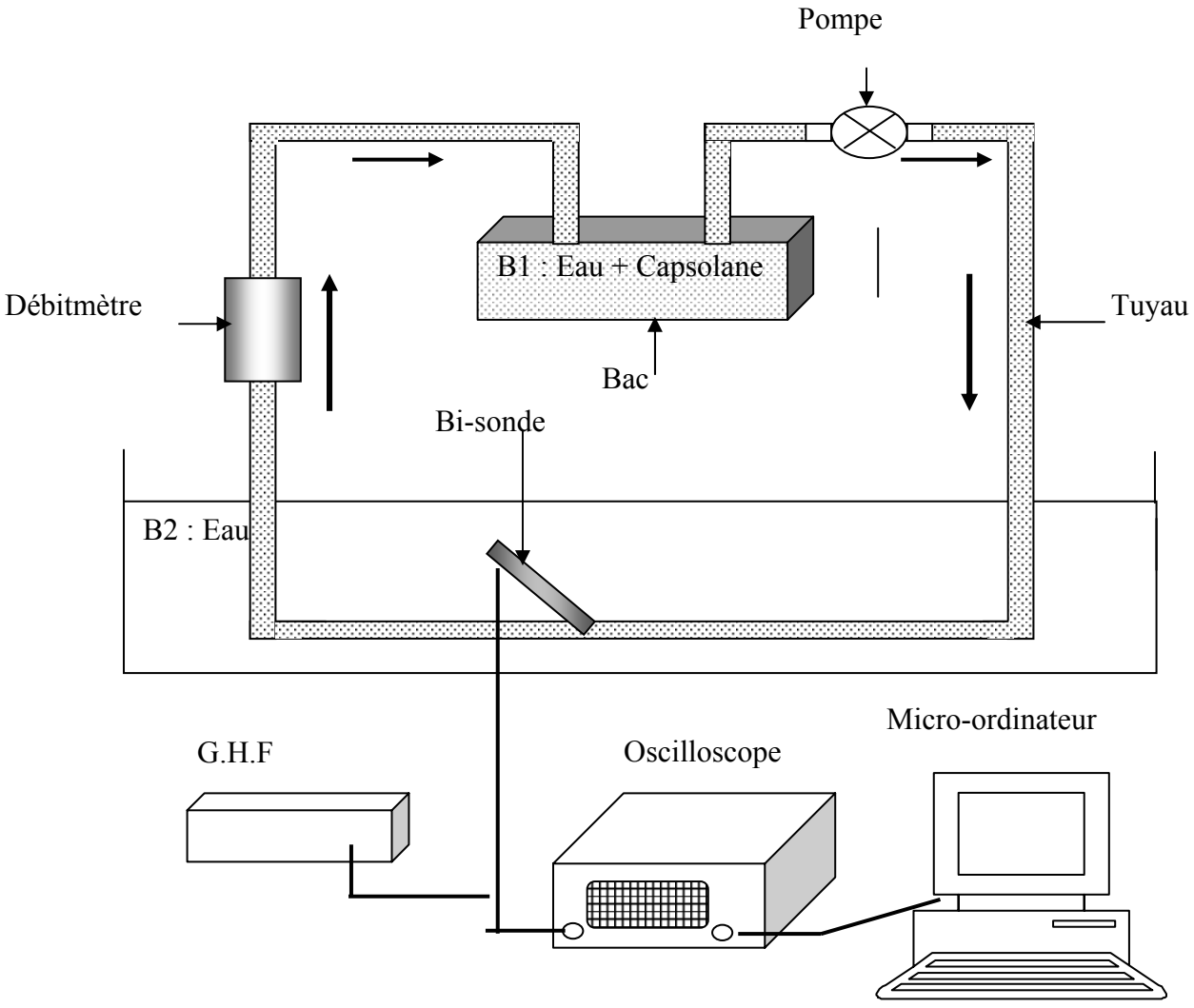



*Figure.IV.2 :Schéma de l'expérience de simulation.*

### IV.1.2 Système d'acquisition

- **Dispositif porte –sonde** :

Il permet de connaître et de fixer avec précision l'angle θ entre l'axe du transducteur et celui du tuyau dans lequel circule la solution.

Ce dispositif est centré dans le grand bac B2 préalablement rempli d'eau, de manière à ce que la céramique soit immergée et se situe au dessus de l'axe principal du tube. La sonde ainsi placée permet d'envoyer un maximum de faisceaux ultra

sonores, à l'intérieur du tube. Le rapporteur incorporé dans le porte - sonde permet une lecture directe de l'angle θ.

- **Oscilloscope Numérique** : l'appareil utilisé est un (TEK 7854). Il peut recevoir des signaux analogiques à l'entrée de deux amplificateurs de 100 Mhz de bande passante. Une double base de temps permet de sélectionner une partie du signal. Une numérisation du signal visualisé est automatique. Cet appareil peut être commandé par micro- ordinateur via la carte GPIB connectée sur un bus IEEE 488. Le signal acquis, peut être échantillonné en, 128 ou 256 ou 512 ou bien 1024 échantillons.

- **Ordinateur :**

- Il assure le contrôle de l'oscilloscope
- réalise le traitement numérique du signal acquis
- stocke le signal acquis dans une banque de données
- estime la vitesse et les caractéristiques du spectre Doppler
- réalise l'apprentissage des types d'écoulement
- attribue un signal acquis à son type d'écoulement et calcule la vitesse correspondante.

- **Le générateur**

Les applications industrielles et médicales des ultrasons, font principalement appel aux techniques d'échographie et de débitmétrie qui sont réalisées par deux types d'appareils différents.

L'échographie habituelle utilise un signal électrique bref, de type impulsionnel, de durée Δt et de période Tr, appliqué à un transducteur qui émet dans le milieu à explorer, une onde ultrasonore. Cette-ci est réfléchie ou diffusée dans le milieu s'il présente des variations d'impédance acoustique. Le signal électrique de retour fourni par le transducteur récepteur est alors analysé dans le domaine temporel (figure IV.3).

A un écho situé à une distance x du système émetteur-récepteur, correspond un signal électrique retardé de $\tau = 2x/c$ par rapport au signal d'émission, c étant la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore dans le milieu.

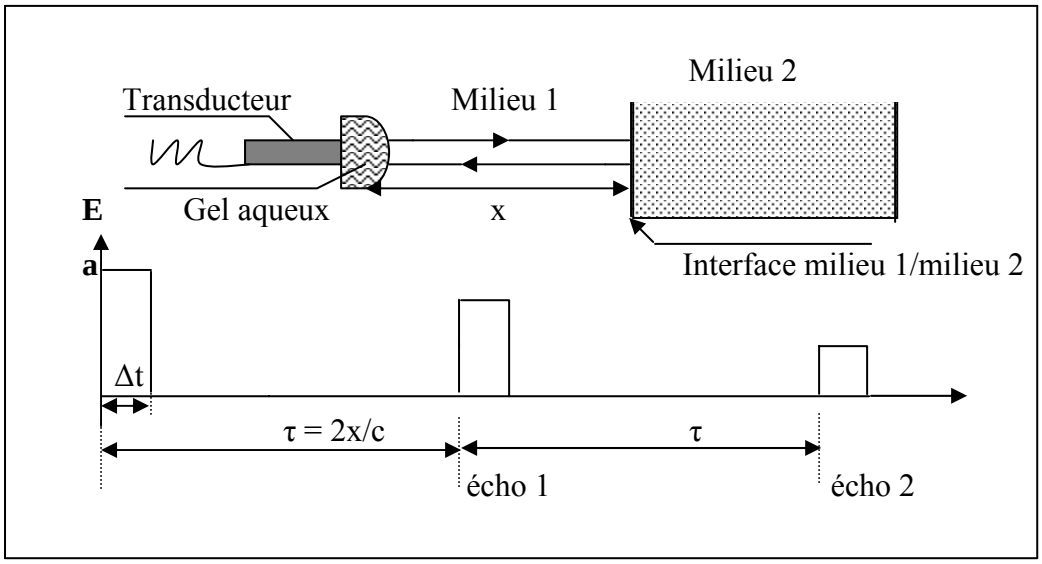



*Figure V.3 : Echographie impulsionnelle.*

Il est clair que

Si L est la distance maximale d'exploration, on doit avoir $Tr < 2L / c$ pour éviter des ambiguïtés en distance.

La résolution longitudinale $\Delta x$ correspondant à deux échos juste séparables est telle que $\Delta\tau \approx \Delta t$ soit $\Delta x = c\,\Delta t / 2$.

L'énergie du signal correspondant à un écho donné est proportionnelle à $E = a^2\,\Delta t$ où a est l'amplitude du signal émis.

La profondeur d'exploration L étant imposée, nous souhaitons la meilleure résolution ($\Delta t$ le plus petit possible) et le meilleur rapport signal sur bruit, soit une plus grande valeur possible de E. Nous sommes amenés à utiliser des signaux de très grande amplitude, ce qui peut entraîner des non linéarités des réponses du transducteur et du milieu de propagation.

Le transducteur ayant une réponse de type passe bande de largeur B centrée sur $F_0$, sa fréquence de résonance (figure IV.4), la durée minimale de l'écho est $\Delta t_{min} \approx B^{-1}$ .

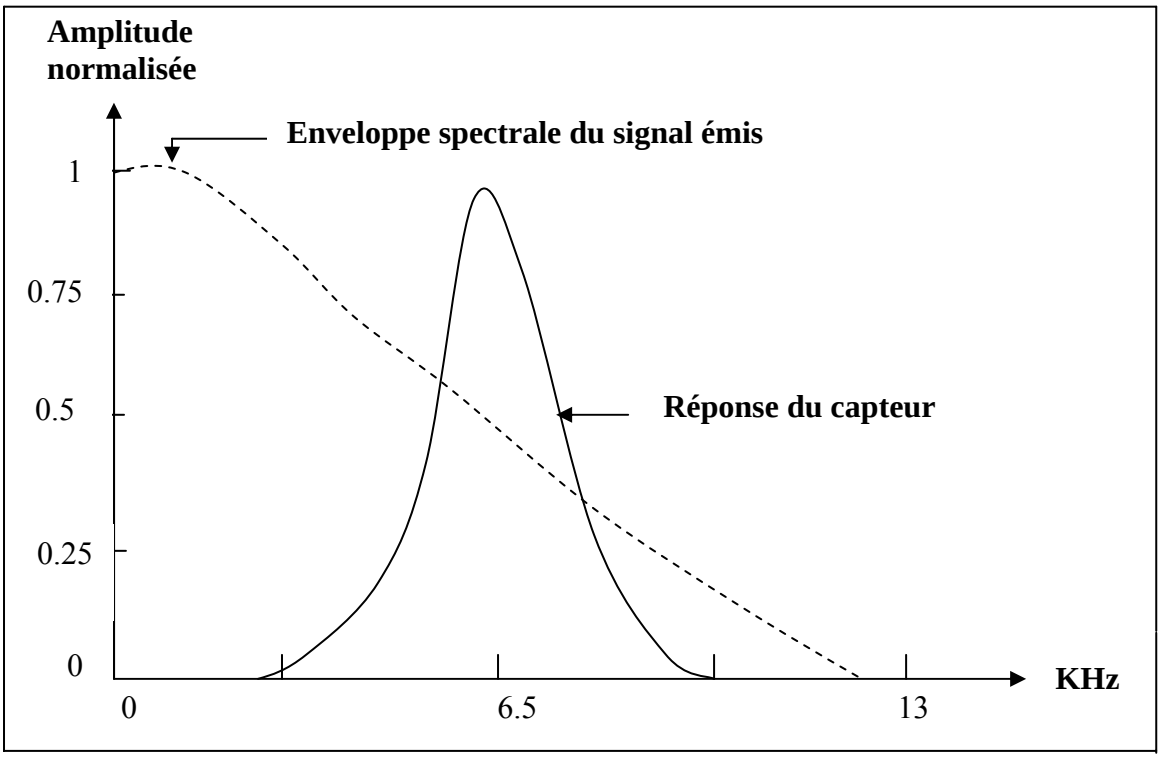



*Figure V.4 : Spectres d'amplitudes normalisées des signaux émis et bande passante du capteur.*

- **Les caractéristiques du générateur :**

Il s'agit d'un générateur de fonctions synthétisées programmables ( Hewlett Packard 3325A) qui possède les caractéristiques suivantes :

- une gamme de fréquences allant de 0 à 20 MHz
- la forme de l'onde peut être carrée, impulsionnelle ou sinusoïdale
- amplitude maximale est de 10V crête-crête avec une impédance de 50Ω.

Nous avons choisi une fonction impulsionnelle de durée $\tau = 0{,}2$ µs avec une fréquence d'émission $F_e = 6{,}5$ MHz correspondante à la fréquence de résonance du capteur. La fréquence de répétition PRF (Pulse Repetition Frequency) est de $F_r = 20$ KHz.

- **Transducteur :**

Nous disposons d'une bisonde en zircono-titanate de baryum (§II.5.3.1), dont les caractéristiques électriques et mécaniques sont données par le constructeur :

- densité de l'ordre de 7
- module de Young voisin $6.10^{10}$ N/m²
- coefficient de Poisson proche de 0.4
- résistivité supérieure à $10^{12}$ Ω.cm.
- température de Curie de l'ordre de 350°C
- constantes piézoélectriques $d_{31} \approx 150.10^{-12} m/V$
- constantes piézoélectriques $d_{33} \approx 400.10^{-12} m/V$
- coefficient de couplage électromécanique $k_e{}^2 \approx 0.5$

La fréquence de résonance est de $F_0$ = 6,5 MHz, son impédance Z=38 Ω et le diamètre de ses deux demi-disques est de 6mm (§II.5.3.3).

Pour transformer et transmettre le maximum d'énergie électrique appliquée, il faut exciter le transducteur à la résonance et l'adapter en impédance.

Sachant que le générateur possède une impédance d'entrée $R_i$ = 50 Ω, que l'impédance du transducteur est de Z = 38 Ω, une adaptation d'impédance s'impose. Le schéma électrique (figure IV.5) répond à ce souci. Ainsi nous avons choisi une adaptation d'impédance en π . Il suffit de calculer l'impédance équivalente entre les points A et B .

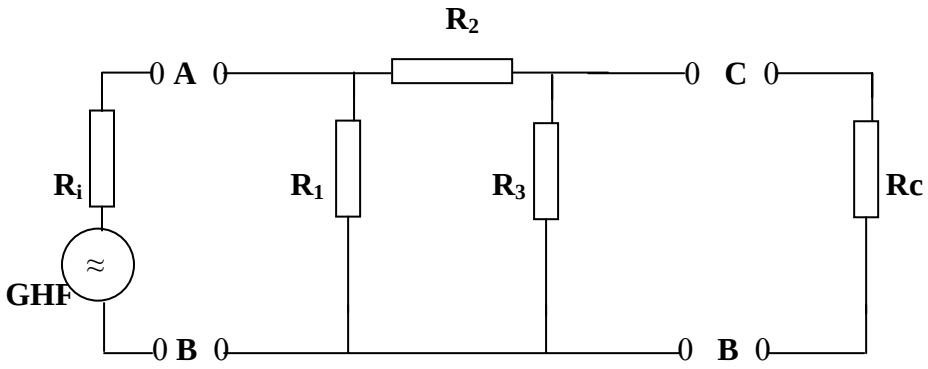



*Figure IV.5 : Adaptation d'impédance*

$R_{equivalente}(AB) = R_1$ parallèle $(R_2 + R')$

Où :

$R' = R_3$ parallèle $R_c$

$$R' = \frac{R_3 R_c}{R_3 + R_c} \qquad (4.1)$$

$R_{equivalente}(AB) = R_i = 50\ \Omega$,

$$R_i = \frac{R_1 (R_2 + R')}{R_1 + R_2 + R'} \qquad (4.2)$$

$$R_c = Z + R_a \quad , \qquad (4.3)$$

Avec

$Z$ : impédance de la céramique

$R_a$ : impédance acoustique du milieu, elle est donnée par le tableau de la figure II.2

Les inconnues étant $R_1$ ,$R_2$ et $R_3$ nous avons fixé $R_1$ et $R_3$ pour déterminer $R_2$.

D'après les équations (4.1), (4.2) et (4.3) :

Pour $R_1 = 1K\Omega$ et $R_3 = 10K\Omega$ nous obtenons $R_2 = 18\Omega$ . .

**IV.2 Conclusion**

Le dispositif réalisé, permet l'acquisition du signal Doppler ainsi son traitement pour permettre de caractériser les écoulements en vue de l'estimation de la vitesse d'une façon automatique.

## V Expérimentation et résultats

### V.1 Introduction

La débitmétrie ultrasonore renseigne sur la répartition des vitesses d'un écoulement sanguin (ensemble de cibles mobiles) à travers un vaisseau.

Le problème de la détection des cibles fixes ou mobiles repose sur les même principe que ceux utilisés par exemple en radar ou sonar : un signal est envoyé au milieu observé au moyen d'un émetteur. Une partie de son énergie est réfléchie ou diffusée par les cibles du milieu et recueillie par un récepteur. Le signal reçu est alors analysé pour atteindre l'information ( position ou vitesse) recherchée. Plusieurs méthodes ont été développées pour traiter ce signal en autre l'analyse spectrale.

Le spectre du signal recueilli est une image fidèle de la distribution locale des vitesses, il présente un élément important en biomédical, pour le diagnostic de la pathologie cardiovasculaire [Evan-89] [Basc-96] tel que les lésions de l'artériosclérose [Annexe2].

- **Hypothèses :**

Il est nécessaire de formuler plusieurs hypothèses sur la distribution spatiale des réflecteurs ultrasonores pour simplifier l'étude mathématique de la rétro diffusion [John-93] :

- le rayonnement ultrasonore est homogène et son parcours est parfaitement défini dans le vaisseau.

- le milieu de rétro diffusion est constitué par un ensemble de particules identiques dont la concentration est homogène.

- Il n'y a pas d'effet de masque entre les particules, chaque onde rétro diffusée par une cible est reçue par la céramique.

- le nombre de particules est suffisamment important pour que le phénomène de diffusion suive une loi statistique normale.

- Nous supposons que l'axe de l'écoulement et celui du tube sont confondus.

- l'écoulement du fluide dans le vaisseau est un phénomène aléatoire stationnaire.

### V.2 Acquisition et traitement du signal

Nous nous proposons d'étudier l'évolution des spectres Doppler des écoulements permanents en fonction des variations de leur débit ou de l'orientation du transducteur par rapport à leur direction de déplacement.

La circulation du mélange eau-capsolane dans le tube T du banc hydraulique se fait par gravité. Les variations de débit de l'écoulement permanent ainsi obtenu, sont indiquées par le débitmètre placé dans la chaîne expérimentale (Figure IV.2).

Le porte-sonde est conçu pour faire varier l'angle θ entre l'axe du transducteur et celui de l'écoulement.

Connaissant le diamètre D du tube expérimentale et en réalisant un certain débit $Q_v$ nous établissons un régime donné dont le nombre de Reynolds est déterminé par la formule :

$$\mathrm{Re} = \frac{\overline{V}}{\eta} D\rho \qquad (5.1)$$

Sachant que :

$$\overline{V} = \frac{Qv}{S} \qquad (5.2)$$

Nous rappelons que D est le diamètre du tube expérimental, S sa section, $\eta = 10^{-3}$ Pl est la viscosité dynamique du liquide et $\rho = 1\,\mathrm{g/cm^3}$ la densité volumique de la solution. Notre fréquence d'émission est Fe = 6.5 MHz, la durée de l'impulsion est 0,2 $\mu s$ et que la fréquence de répétition la PRF Fr = 20 KHz.

Moyennant un fenêtrage de Hanning de 10ms et sur un nombre d'enregistrement de 60, nous avons réalisé l'acquisition du signal temporelle reçu par le transducteur.

Un filtrage numérique du signal nous a permis de récupérer le signal Doppler, moyennant un filtre passe bas de Butterworth de fréquence de coupure 13KHz .

Les variations du signal en fonction du temps (figures V.1, V.2) sont identiques à un comportement de type bruit. Pour le même débit, soit le même nombre de Reynolds, nous avons réalisé plusieurs enregistrements du même signal pour établir une étude statistique sur l'ensemble.

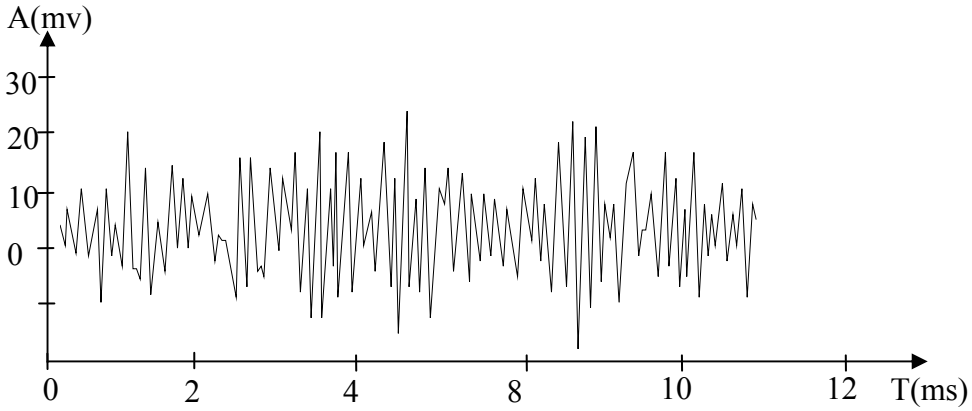



*Figure.V.1 : Représentation temporelle du signal Doppler en régime turbulent, Re = 3183 , D = 4 mm , $\theta$ = 60°.*

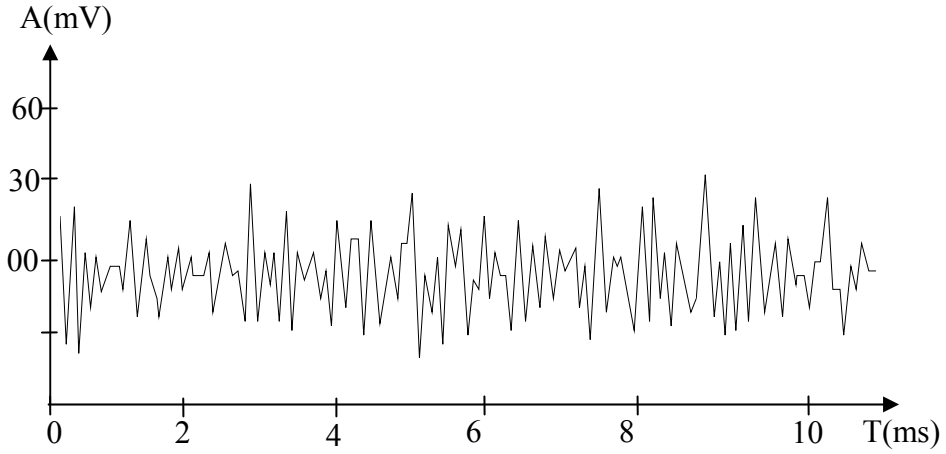



*Figure. V.2 : Représentation temporelle du signal Doppler en régime laminaire,* Re = 531 , D = 4 mm , $\theta$ = 60°.

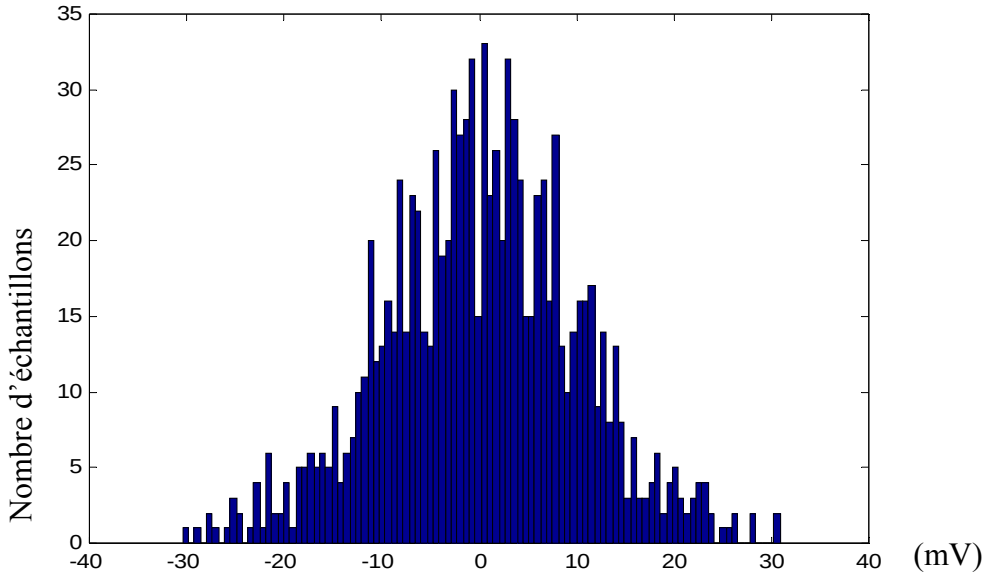



*Figure V.3 : Histogramme de la densité de probabilité du signal Doppler Pour 1024 échantillons. Régime laminaire* Re = 531 , D = 4 mm , $\theta$ = 60°.

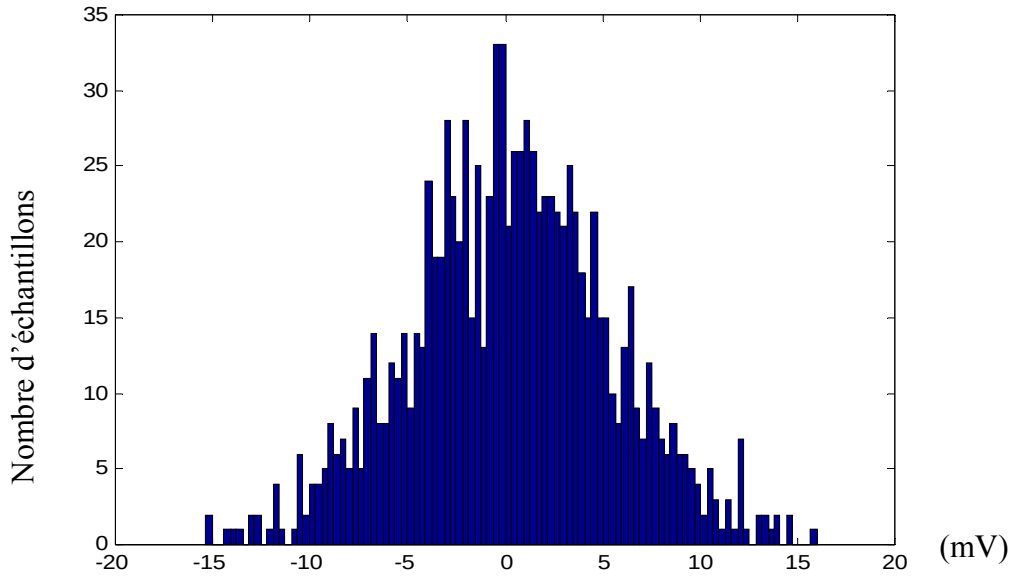



*Figure V.4 : Histogramme de la densité de probabilité du signal Doppler Pour 1024 échantillons. Régime Turbulent Re=3183*, D = 4 mm , $\theta$ = 60°.

| Type d'écoulement | Nombre de Reynolds | Moyenne ( mV) | Variance ($mV^2$ ) |
|---|---|---|---|
| Laminaire | 531 | 0.01 | $(19,60)^2$ |
| | 1061 | 0 | $(18.50)^2$ |
| | 1769 | 0 | $(15.46)^2$ |
| Intermédiaire | 2477 | 0 | $(14.33)^2$ |
| Turbulent | 3183 | 0.001 | $(13.27)^2$ |
| | 3892 | 0 | $(13.01)^2$ |
| | 4600 | 0 | $(11.50)^2$ |

*Tableau V.5 : Caractéristiques statistiques du signal Doppler*

Ainsi sur un nombre d'enregistrement de 60, nous avons pu confirmer l'aspect aléatoire du signal, pour un régime turbulent ou laminaire.

En réalité, le signal recueilli par le récepteur provient de très nombreuses cibles de vitesses différentes. Le signal Doppler résultant est donc complexe.

L'étude statistique du signal nous a permis de conclure que notre signal a un comportement identique à celui d'un signal bruit Gaussien à bande limité. Les résultats du tableau (figure V.5) confirment que notre signal est centré et que sa variance diminue au fur et à mesure que la constante de Reynolds augmente.

La forme Gaussienne de l'histogramme (figures V.3, V.4), qui est une représentation discrète de la densité de répartition des amplitudes, est analogue à celle d'un bruit Gaussien. Cet aspect peut être appuyé par la forme du spectre d'amplitude (figures V.6, V.7) de ce signal Doppler qui apparaît comme un signal bruit blanc à bande limité.

### *V.2.1 Caractérisation des régimes d'écoulement [Yuan-03] :*

Dans un tube, les particules ne circulent pas toutes à la même vitesse et provoquent autant de décalages en fréquence de l'onde ultrasonore qu'ils rétro diffusent.

Les échos de retour en provenance des structures immobiles, arrivent sur le transducteur avec la même fréquence que le signal émis, bien qu'atténués en raison de l'absorption d'une partie de leur énergie par les parois.
La dispersion du fluide est directement liée à ses propriétés hydrodynamiques comme la viscosité, la densité et la nature de l'écoulement. Cette dernière caractéristique est très importante : notre étude s'appuie sur la connaissance de la nature du flux qui nous permet de déterminer la vitesse circulatoire du sang.

Les régimes d'écoulement sont nettement distingués selon le nombre de Reynolds Re qui permet de définir le caractère laminaire ou turbulent d'un écoulement.

Pour notre application, nous avons supposé que le sang est incompressible et visqueux; ainsi l'écoulement du sang est jugé laminaire pour des valeurs de $Re < 2500$, et turbulent pour $Re > 2500$.

Le traitement du signal a été fait avec Matlab®, les spectres d'amplitudes sont calculés au moyen de la FFT (Fast Fourier Transform) pour nombre d'échantillons de 128.

Le régime laminaire est caractérisé par un spectre à profil plat plus au moins large, la partie des hautes fréquences est à flanc raide (figure V.6).

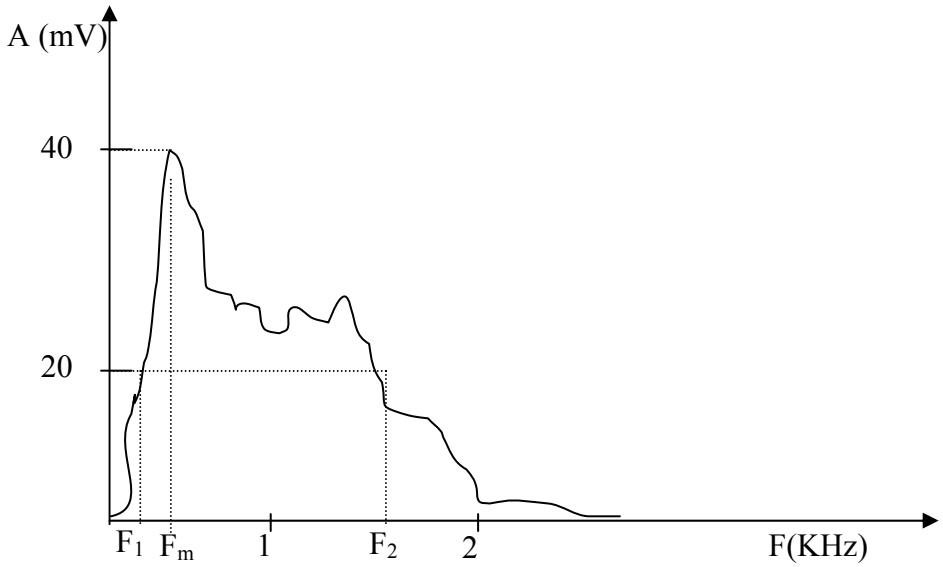



*Figure V.6 : Spectre d'amplitude en régime laminaire. $\theta$ = 80°, D = 2mm, Re =1061, $F_2$ = 1600Hz.*

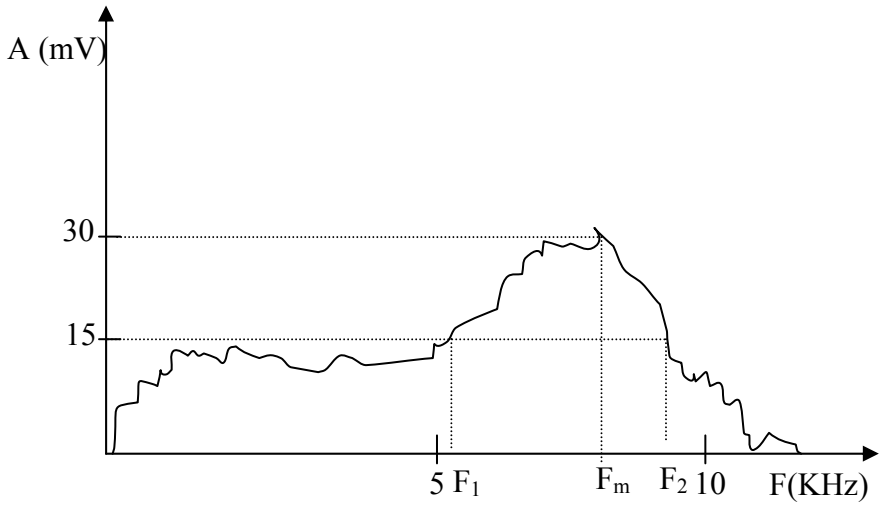



*Figure V.7 : Spectre d'amplitude en régime turbulent. $\theta$ = 20°, D = 6mm, Re = 3537, $F_2$ = 8640 Hz*

Le spectre d'un écoulement turbulent est reconnaissable à son profil ramassé vers les hautes fréquences qui met en évidence une amplitude spectrale maximum (figure V.7).

On en déduit qu'en l'absence d'appareil de mesure, seule la forme du spectre, lorsqu'elle ne présente pas d'ambiguïté, permet de reconnaître le régime de l'écoulement.

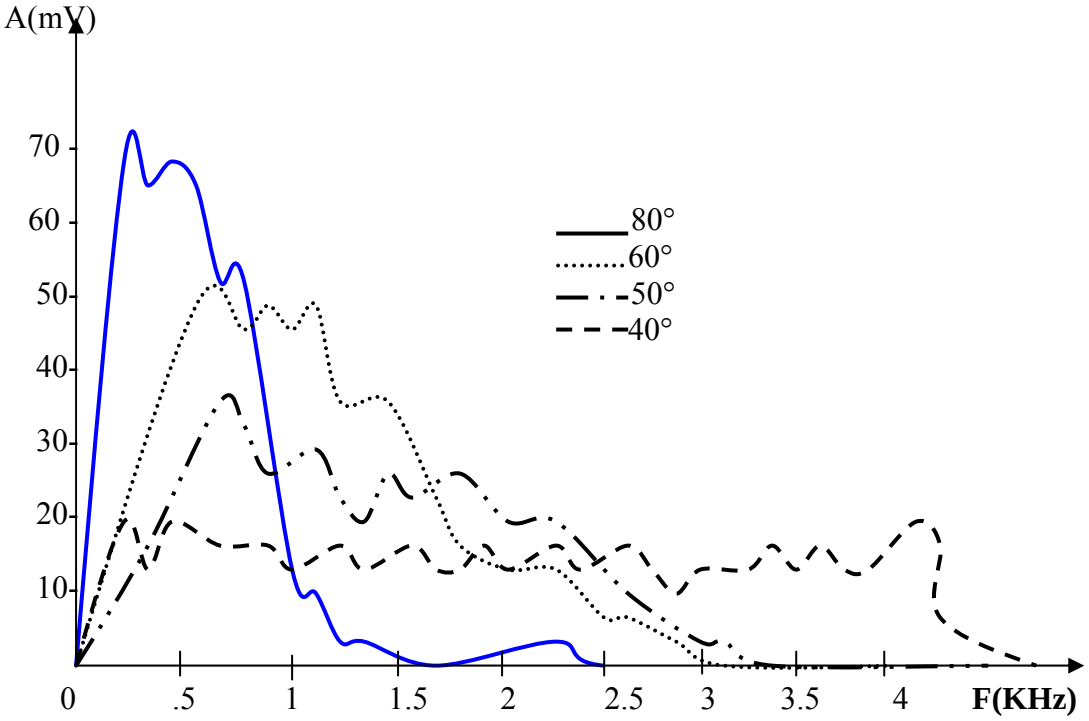



*Figure V .8 : Spectres d'amplitudes en régime laminaire. $\theta$ variable, D =6mm, Re =1415.*

L'évolution des spectres en fonction de l'orientation du transducteur montre (figure V.8), que pour une orientation de 80° par rapport à l'axe du vaisseau, le spectre d'amplitude du signal Doppler est maximal, mais sa gamme de représentation fréquentielle est réduite. L'angle $\theta$ étant variable, la caractéristique spectrale du régime laminaire est toujours vérifiée .

### V.1.2 Approche médicale

Dans le cas d'une seule cible animée d'une vitesse V. L'effet Doppler qu'elle provoque pendant son déplacement, conduit à un signal fréquentiel qui se présente sous forme d'une seule raie spectrale $F_d$. L'équation (3.20) permet de convertir la fréquence $F_d$ en vitesse.

Dans un vaisseau, les globules rouges ne circulent pas toutes à la même vitesse et sont autant de réflecteurs ultrasonores qui créent un signal Doppler. La somme de ces signaux représente le signal résultant, dont l'analyse spectrale ne se résume plus à une seule raie de fréquence fixe, mais se traduit par un spectre continu composé de l'ensemble des fréquences relatives à chacune des cibles en mouvement.

D'autres facteurs contribuent encore à l'élargissement du spectre, comme l'effet de temps de transit, lié au temps pendant lequel les réflecteurs se trouvent dans le volume de mesure et l'angle sous lequel ils traversent le faisceau ultrasonore.

L'avantage du spectre de fréquence est de pouvoir restituer en temps réel la gamme de fréquences contenues dans le signal Doppler et qui reflète la gamme de vitesses présentes dans le vaisseau.

L'écoulement turbulent est rencontré à la sortie du cœur et dans les gros vaisseaux. Ici, presque la totalité des globules rouges chemine à la même vitesse. Sur le spectre, cela se traduit par une largeur de bande très étroite [Mitc-90] [Bude-94].

L'écoulement laminaire se rencontre au contraire dans les vaisseaux distaux intra-parenchymateux. Il est caractérisé par un profil parabolique : toutes les valeurs de fréquences sont ainsi représentées, à énergie égale, au sein du vaisseau examiné. Dans ce cas l'histogramme de fréquence est large et l'énergie est presque uniformément répartie sur toute la longueur du spectre [Gane-04].

### V.2.3 Approche théorique :

Les travaux de Roevros [Roev-74] ont montré à partir du calcul de la densité spectrale Φ(f) du signal Doppler, qu'il a deux formes distinctes selon le régime d'écoulement :

- pour un régime laminaire le profil est uniforme sur toute la gamme de fréquences, ce qui signifie que les particules circulent sensiblement à la même vitesse et vont rétro diffuser l'énergie ultrasonore incidente avec la même déviation Doppler.

Dans ce cas la densité spectrale normalisée $\phi^*(f^*)$ obtenue pour $f^* = \frac{f}{f_{\max}}$ est :

$$\phi^*(f^*) = 1 \qquad (5.3)$$

-le passage à un écoulement turbulent se traduit par l'évolution du spectre vers un spectre d'une seule raie se rapprochant de la fréquence maximale (figure V.9).

la densité spectrale normalisée est :

$$\phi^*(f^*) = 14 f^{*6} (1 - f^{*7}) \tag{5.4}$$

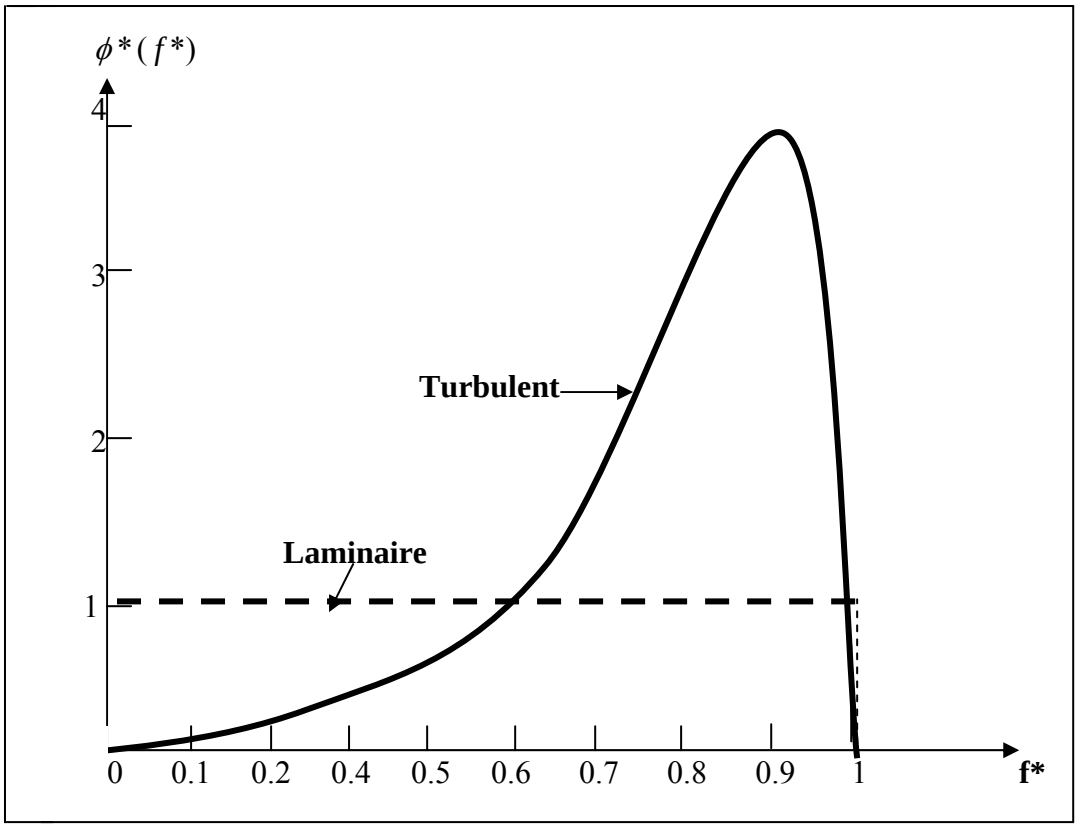



*Figure V.9 :Spectres théoriques d'un écoulement laminaire et turbulent*

### *V.3. Estimation des grandeurs caractéristiques des l'écoulements [Kedi-05]*

La bi – sonde utilisée permet l'émission et la réception du faisceau ultrasonore d'où la relation Doppler [Ata-91] :

$$F_d = \frac{2F_e V \cos(\theta)}{C} \tag{5.5}$$

Où $F_d$ est la fréquence Doppler, $F_e$ est la fréquence d'émission, $V\cos(\theta)$ (figure V.10) est la vitesse apparente du liquide, $\theta$ est l'angle formé entre le faisceau ultrasonore et la direction du flux, C est la vitesse dans le milieu considéré.

- **Différents types de vitesses [Giar-93] :**

Il faut distinguer les différentes vitesses mises en jeu et leurs significations physiques.

- vitesse de la particule V ;
- vitesse moyenne , $\overline{V}$ , qui est la vitesse de débit ;
- vitesse apparente $V\cos(\theta)$ qui est la projection de la vitesse de la particule sur l'axe des abscisses ;
- $V_{max}$ est la vitesse maximale que le flux peut atteindre.

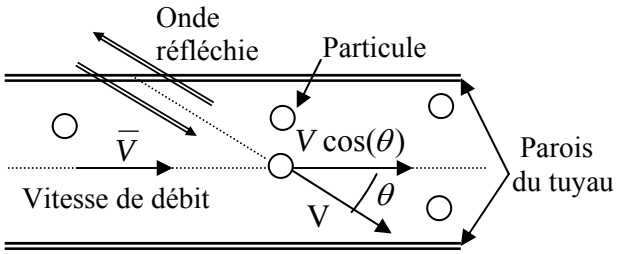



*Figure V.10 : Rétro-diffusion de l'onde ultrasonore et mouvement de la particule*

La fréquence Doppler est directement liée à la vitesse apparente du fluide $V\cos(\theta)$ ; et comme l'ensemble des spectres nous donne la variation de l'amplitude du signal dans le domaine fréquentiel, nous procédons à l'estimation de la fréquence Doppler.

- **Les fréquences caractérisant le spectre**

Afin d'apprécier qualitativement l'évolution des spectres en fonctions de l'angle θ et le débit, trois paramètres caractéristiques ont été définis (figures V.11, V.12) à partir du profil général : la fréquence du maximum $F_m$ , les fréquences à mi-hauteur $F_1$ , $F_2$ et $\Delta F = F_2 - F_1$ .

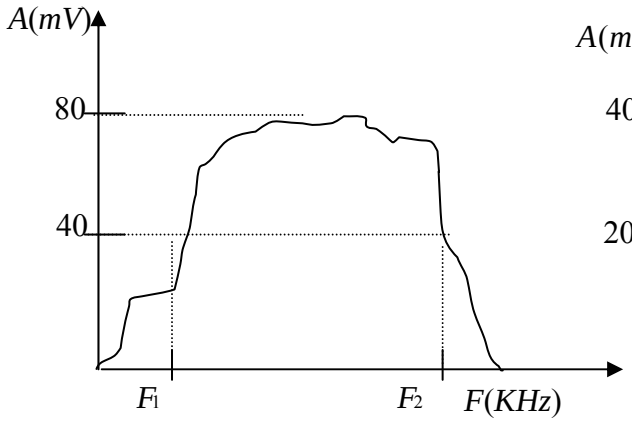



*Figure V. 11 :Spectre d'amplitude Doppler en régime laminaire*

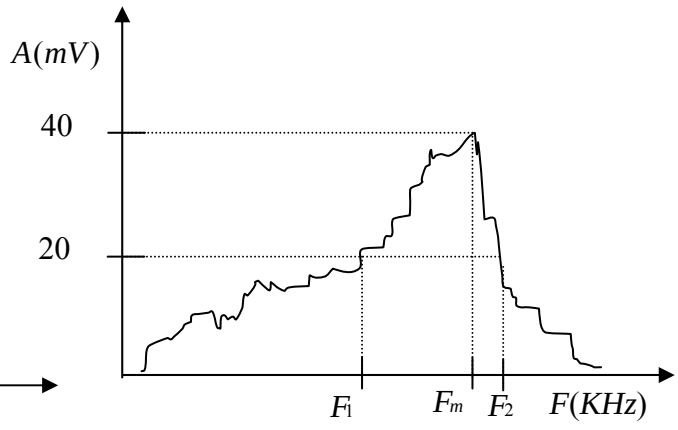



*Figure V.12 : Spectre d'amplitude Doppler en régime turbulent*

$F_m$ qui correspond à l'amplitude maximale $(A_m)$ du spectre, $F_1$ et $F_2$ correspondent à $\frac{A_m}{2}$ tel que $F_2 > F_1$.

- ***Régime laminaire :***

Comme nous l'avons déjà développé au chapitre II, pour un écoulement en régime laminaire, dans un tuyau, le profil des vitesses dans une section transversale et dans un plan longitudinal passant par l'axe du tuyau a la forme parabolique [Schl-79].

$$V(r)=V_{max}(1-\frac{r^2}{R^2}) \tag{5.6}$$

r : rayon du profil des vitesses et R est le rayon du tuyau (figure V.11).

$V_{max}$ : vitesse maximale du flux.

La vitesse moyenne du flux est

$$\overline{V}=\frac{V_{max}}{2} \tag{5.7}$$

- ***Régime turbulent***

En régime turbulent, le profil prend une forme beaucoup plus aplatie qu'en régime laminaire [Schl-79].

$$V(r)=V_{max}(1-\frac{r}{R})^n \tag{5.8}$$

La vitesse moyenne du flux est :

$$\overline{V}=\frac{V_{max}}{1.26} \tag{5.9}$$

### V.3.1 Angle constant et débit variable :

$\theta = 60°$

Nous posons $\overline{V}=V\cos(\theta)$, et d'après (1)

$$F_d = \frac{2F_e}{C}\overline{V} \tag{5.10}$$

d'après (5.2), on a :

$$F_d = \frac{2F_e}{SC}Q_v \tag{5.11}$$

Expression que nous pouvons mettre sous la forme : $F_d = KQ_v$

Avec :

$$K = \frac{2F_e}{SC} \tag{5.12}$$

K est une constante de manipulation exprimée en Hz.min.cm $^{-3}$

Les valeurs de K selon le diamètre (D) sont déterminées et représentées dans le tableau (figure V.13).

| D (mm) | 4 | 6 | 8 |
|---|---|---|---|
| K(Hz.min.cm $^{-3}$) | 11.2 | 4.97 | 2.79 |

*Figure V.13 : Constante de manipulation K.*

K est inversement proportionnelle à la section du tuyau, d'où la diminution de la valeur en fonction du diamètre.

- **Estimation de la fréquence Doppler $F_d$**

Afin de pouvoir estimer la vitesse moyenne d'un flux d'après l'équation (5.5), il faut estimer la fréquence Doppler $F_d$ du signal ultrasonore reçu par le transducteur.

D'après l'équation (5.5), une particule de vitesse $V_i$ nous donne une fréquence Doppler $F_{di}$ .

A l'amplitude maximale $A_m$ (figure V.12) correspond la fréquence $F_m$ dont la vitesse est $V_m$.

A l'amplitude moyenne, $A_m$ /2, correspond la fréquence $F_2$ .

Et à la vitesse moyenne $\overline{V}$ , correspond la fréquence Doppler moyenne.

Ainsi il parait logique de poser à priori $F_2 = F_d$

Dans ce cas nous commençons par l'acquisition des différents paramètres caractérisant le spectre des signaux Doppler entre autre $F_2$ comme le montre l'organigramme (figure V.14).

Les valeurs expérimentales de la vitesse du fluide $V\cos(\theta)$ sont déduites de l'équation (5.5)

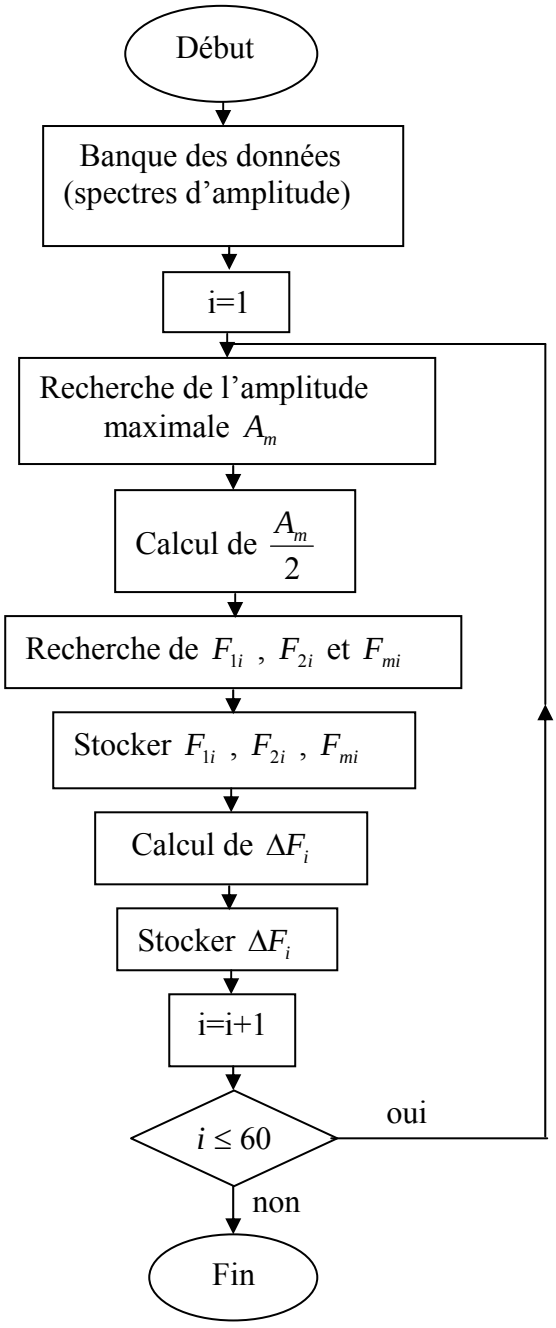



*Figure V.14 :Organigramme d'acquisition des paramètres* $F_1$ , $F_2$ , $F_m$ *et* $\Delta F$ .

$$V\cos(\theta) = \frac{C}{2F_e} F_{di} \qquad (5.13)$$

$F_{di}$ étant la fréquence Doppler estimée pour chaque spectre d'indice i.

D'après l'équation (5.10) il est possible de déterminer $F_d$ quand $\overline{V} = V\cos(\theta)$, moyennant les différents débit réalisés à partir de l'expérience puisque $Q_v = \overline{V}$ .S.

De l'ensemble de la banque de données (spectres d'amplitudes) nous déterminerons la fréquence Doppler $F_d$ et nous la comparons à la fréquence $F_2$ .

Ainsi d'après (figures V.15, V.16), l'écart entre $F_2$ et $F_d$ est faible en régime laminaire (Re < 2500) .En régime turbulent, cet écart est plus important et il atteint une moyenne de l'ordre de 8.7 %. A posteriori la fréquence $F_2 = F_d$ puisque l'erreur commise sur notre grandeur physique est inférieure à 10%.

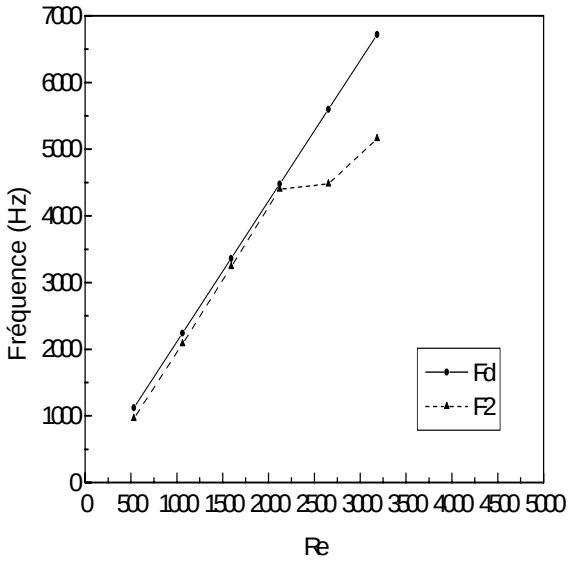



*Figure V.15:Courbes des fréquences ( $F_2$ , $F_d$ ) à angle constant et débit variable, D = 4mm*

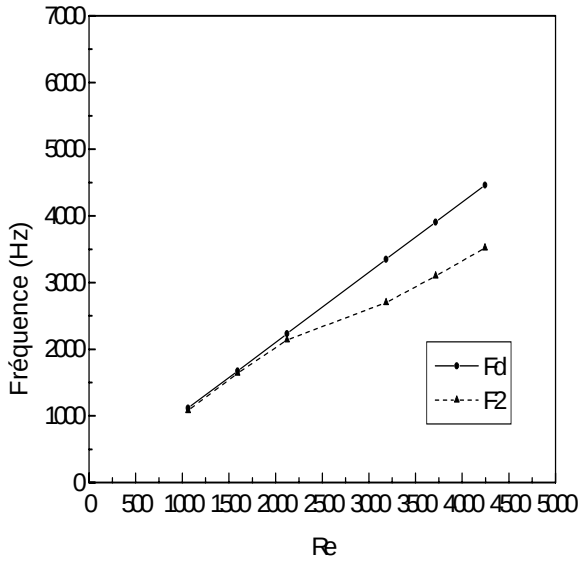



*Figure V.16 :Courbes des fréquences ( $F_2$ , $F_d$ ) à angle constant et débit variable, D = 8mm*

Afin de vérifier la relation entre la vitesse apparente $V\cos(\theta)$ et la vitesse moyenne $\overline{V}$ du débit dans le cas de l'angle constant et débit variable. $\overline{V}$ est donnée par l'équation (5.2) et pour $V\cos(\theta)$, elle est donnée par (5.13). A partir les différentes valeurs estimées pour chaque spectre d'indice i. Nous obtenons les courbes suivantes :

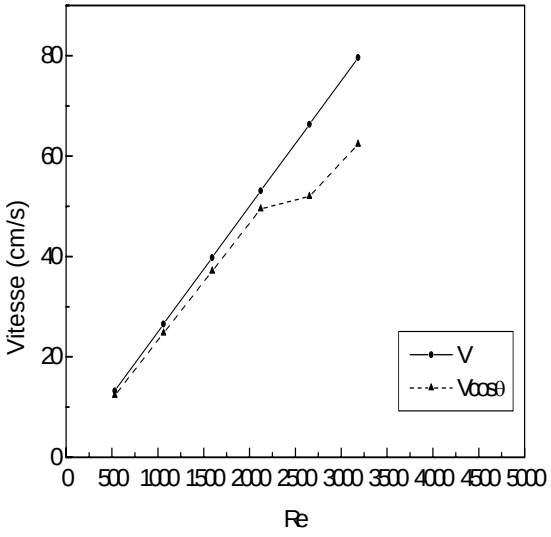



*Figure V.17: Courbes des vitesses ($\overline{V}$ ,$V\cos\theta$) à angle constant et débit variable, D=4mm*

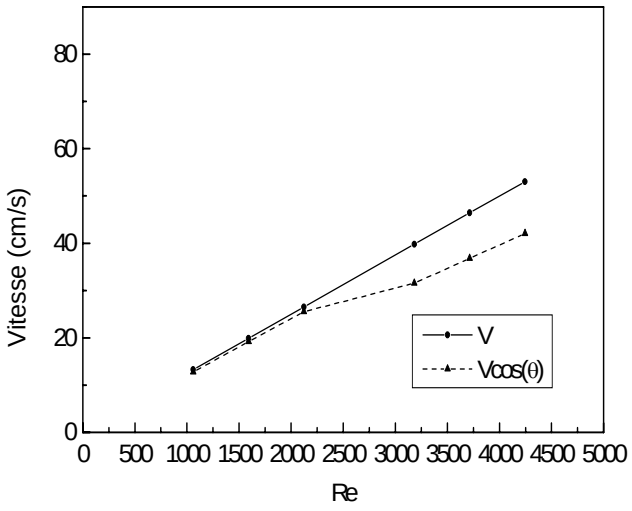



*Figure V.18 : Courbes des vitesses ($\overline{V}$ ,$V\cos\theta$) à angle constant et débit variable, D=8mm*

Connaissant l'angle $(\theta)$, la vitesse apparente (figures V.17, V.18) varie parallèlement à la vitesse de débit en gardant un écart plus au moins constant. Ainsi ce calcul induit une approximation raisonnable, l'erreur moyenne, commise sur la vitesse estimée, reflète la dépendance de la vitesse des conditions d'écoulement ainsi que des paramètres de mesure comme le diamètre des tuyaux et le débit volumique.

La valeur de la fréquence Doppler estimée $F_{de}$ nous permet d'apprécier le choix fait précédemment ($F_2=F_d$).D'après (figures V.19 et V.20) la valeur de la fréquence Doppler estimée $F_{de}$ est d'autant plus proche de la valeur de la fréquence Doppler $F_d$ que le nombre de Reynolds (Re) est faible, au delà de 2500, la différence est d'autant plus importante que le diamètre est petit.

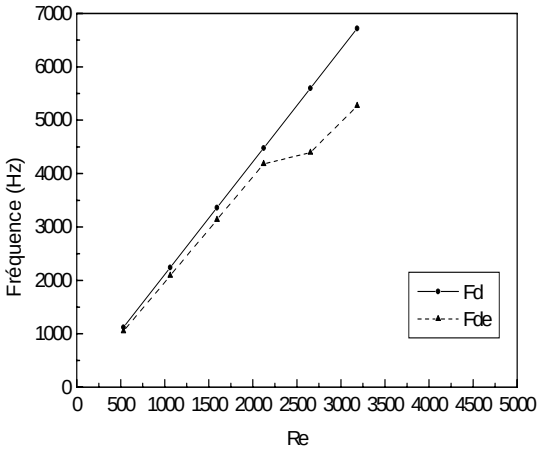



Figure V.19 : Courbes des fréquences ( $F_d$ , $F_{de}$ ) angle constant et débit variable, D=4mm.

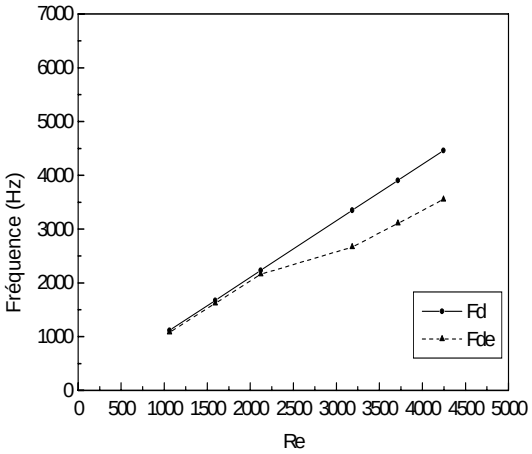



Figure V.20 : Courbes des fréquences ( $F_d$ , $F_{de}$ ) à angle constant et débit variable, D=8mm

### *V.3.2 Débit constant et angle variable :*

La notion de vitesse maximale est introduite vu l'importance de celle-ci dans le diagnostic médical où la pulsation de l'écoulement joue un rôle très important; en cardiologie, la connaissance du degré de sténose artérielle est exigée pour déterminer la nécessité de la chirurgie artérielle carotide. Le degré de sténose [Annexe 2] est directement lié à la vitesse maximum du sang, cette dernière est par habitude estimée à partir des mesures du spectre Doppler [Basc-96].

Si nous admettons que les particules qui circulent avec la vitesse maximum $V_{\max}$ donnent une fréquence $F_{d\max}$ alors :

$$F_{d\max}=\frac{2F_eV_{\max}\cos(\theta)}{C} \qquad (5.14)$$

D'après les relations (2.37) et (2.42), nous pouvons écrire :

-Régime laminaire : $$F_{d\max}=\frac{4F_e\overline{V}}{C}\cos(\theta) \qquad (5.15)$$

-Régime turbulent : $$F_{d\max}=\frac{2.52F_e\overline{V}}{C}\cos(\theta) \qquad (5.16)$$

Expressions que nous pouvons mettre sous la forme:

$F_{d\max}=K_{L2}\cos(\theta)$ et $F_{d\max}=K_{T2}\cos(\theta)$

$$K_{L2}=\frac{4F_e\overline{V}}{C} \tag{5.17}$$

$$K_{T2}=\frac{2.52F_e\overline{V}}{C} \tag{5.18}$$

Où $K_{L2}$ et $K_{T2}$ sont deux constantes de manipulation exprimées en Hz.

- ***Estimation de*** $F_{d\max}$ **fréquence maximale**

D'après (figures V.9), $F_{d\max}$ est proche de $F_2$ en régime laminaire et de $F_m$ en régime turbulent. Ainsi il parait logique de supposer à priori :

$F_2=F_{d\max}$ en régime laminaire.

$F_m=F_{d\max}$ en régime turbulent.

$F_2=K`_{L2}\cos(\theta)$ et $F_m=K`_{T2}\cos(\theta)$

$K`_{L2}$ et $K`_{T2}$ sont calculées à partir de la moyenne des rapports $\frac{F_{2i}}{\cos(\theta_i)}$ et $\frac{F_{mi}}{\cos(\theta_i)}$ des points expérimentaux pour les régimes laminaire et turbulent respectivement.

Pour chaque débit $Q_v$ (soit Re) et pour chaque diamètre D, nous varions l'angle $(\theta)$ pour faire une moyenne sur un nombre de spectre de 60. Les différentes valeurs de $F_2$ et $F_m$ sont comparées à $F_{dmax}$, respectivement en régimes laminaires et turbulents. Nous rappelons $F_{dmax}$ est obtenue à partir de (5.15) et (5.16).

D'après (figure V.21) la valeur de $F_2$ est proche de $F_{d\max}$ en régime laminaire. L'erreur commise est en moyenne de 5.6%. Pour un régime turbulent (figure V.22) $F_{d\max}$ est autant plus proche de $F_m$ que θ est important.

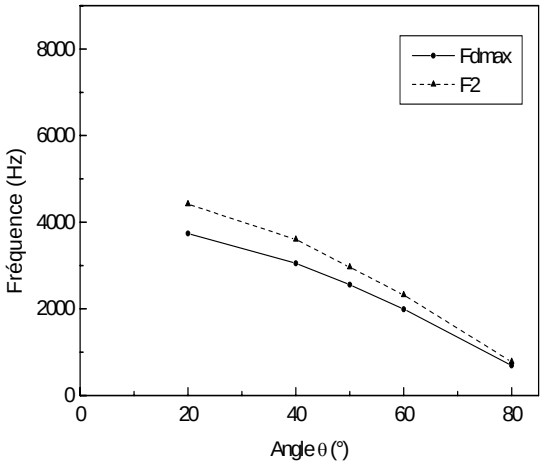



Figure V.21 : Courbes des fréquences laminaires ( $F_2$ , $F_{d\max}$ ) à débit constant et angle variable, Re=1415,D=6mm.

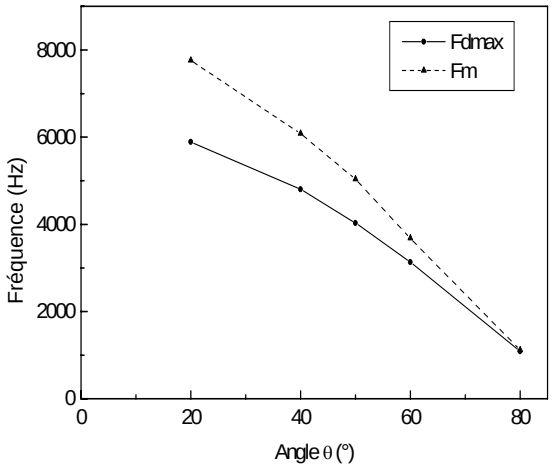



Figure V.22 : Courbes des fréquences turbulentes ( $F_m$ , $F_{d\max}$ )à débit constant et angle variable, Re=3537, D =6mm.

Les valeurs expérimentales de la vitesse $V\cos(\theta)$ sont déduites de l'équation (5.13)

$$V\cos(\theta_i)=\frac{C}{2F_e}F_{di} \qquad (5.19)$$

$F_{di}$ étant la fréquence Doppler estimée pour chaque spectre d'indice i.

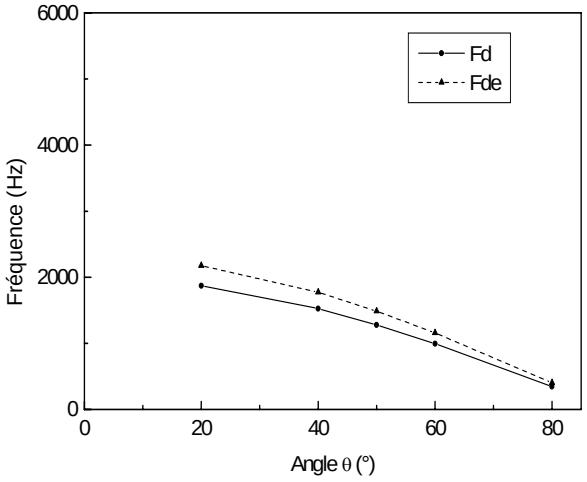



Figure V.23 : Courbes des fréquences turbulentes ( $F_d$ , $F_{de}$ ) à débit constant et angle variable, Re=1415,D =6mm

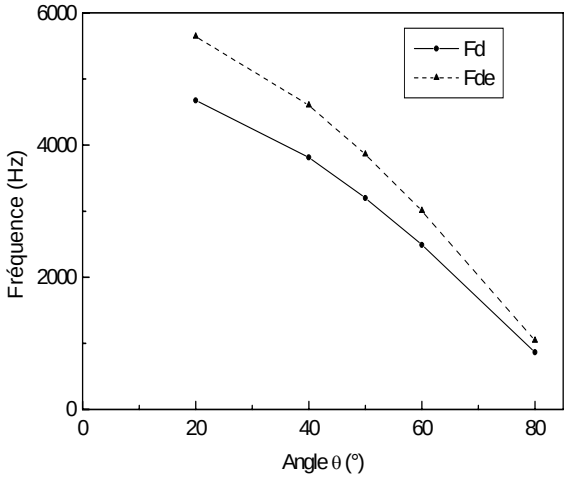



Figure V.24. Courbes des fréquences turbulentes ( $F_d$ , $F_{de}$ ) à débit constant et angle variable, Re=3537, D = 6

Les figures IV.23 et IV.24 montrent que l'écart entre les fréquences estimées ($F_{de}$) et les fréquences Doppler ($F_d$) est faible, il converge vers zéro pour des angles $\theta$ importants et proportionnel au diamètre (D).

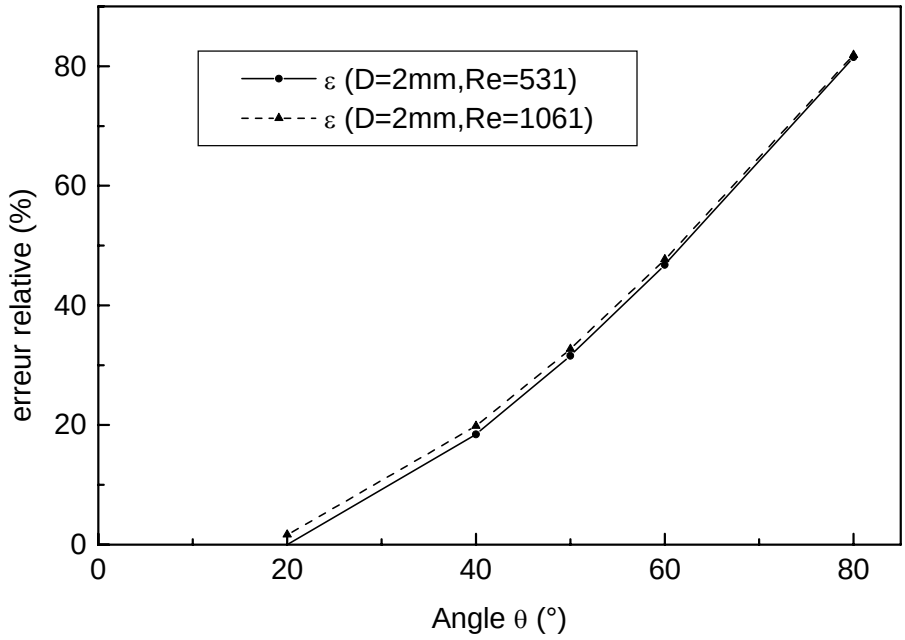



*Figure V.25 : Erreur relative en vitesse laminaire ($\overline{V}$ , $V\cos\theta$)*
à débit constant et angle variable, D = 2 mm.

Pour un débit $Q_v$ donné, nous obtenons une valeur de la vitesse moyenne du débit $\overline{V}$ pour différentes valeurs de θ et quelque soit le diamètre du tube.

Or logiquement $\overline{V}$ étant fixe (débit constant), la vitesse V est constante pour les différentes valeurs de θ, quelque soit le diamètre du tube. La vitesse circulatoire qui est supposée constante diminue en fonction de l'angle θ, car la vitesse V.cosθ est apparente, la sonde perçoit la vitesse comme variable alors que le débit ne change pas.

D'après (figures V.25, V26) l'écart entre la vitesse du flux $\overline{V}$ et la vitesse apparente V.cosθ est d'autant plus important que (θ) est grand.

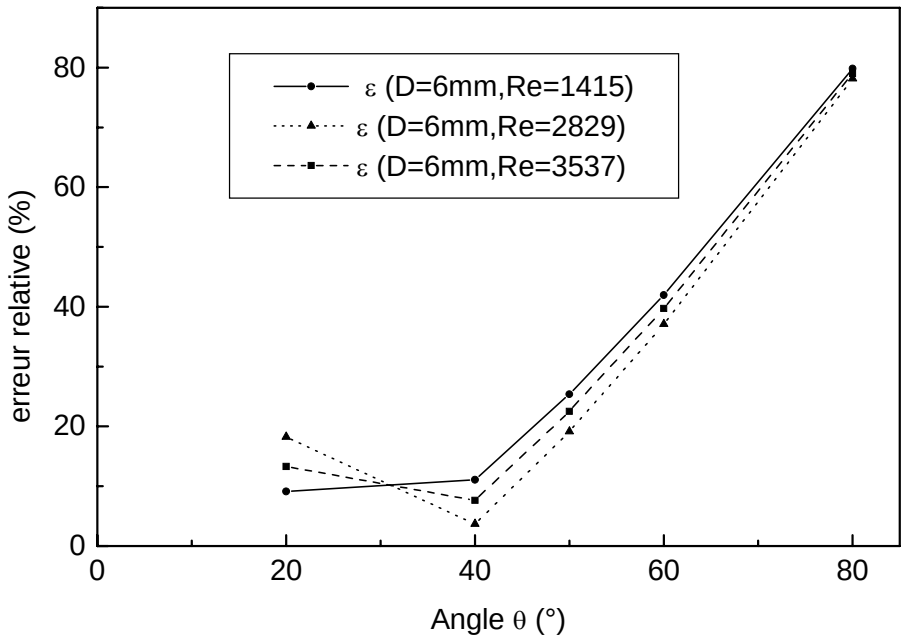



*Figure V.26: Erreur relative en vitesse ($\overline{V}$ , $V\cos\theta$ ) à débit constant et angle variable, D = 6 mm.*

### *V.3.3 Influence des vitesses de frottement aux parois :*

D'après les résultats obtenus précédemment concernant la vitesse, nous avons constaté que l'erreur est importante en régime turbulent. Elle est due au caractère aléatoire du mouvement du liquide où les fluctuations tendent à égaliser les vitesses, cela donne l'impression que le mouvement est uniforme. Comme elle est due aussi aux frottements pariétaux des particules le long du tuyau.

La relation qui donne la vitesse de frottement en fonction de la vitesse moyenne est [Schl-79]

en régime laminaire. $$V_f = 2(\overline{V})^{\frac{1}{2}}\left(\frac{\nu}{R}\right)^{\frac{1}{2}} \qquad (5.20)$$

en régime turbulent. $$V_f = 0.182(\overline{V})^{\frac{7}{8}}\left(\frac{\nu}{R}\right)^{\frac{1}{8}} \qquad (5.21)$$

où, $\overline{V}$ est la vitesse moyenne du flux, $\nu$ est la viscosité cinématique du liquide et R le rayon du tuyau.

Le calcul de vitesse est effectué pour trois valeurs de diamètre, et (la figure V.27) montre la courbe de vitesse pariétale en fonction du nombre de Reynolds (Re).
Nous constatons que la vitesse $V_f$ :

- Augmente en fonction du nombre de Reynolds donc elle est proportionnelle au débit volumique $(Q_v)$.

- Proportionnelle et nettement inférieure à la vitesse moyenne.

L'accroissement de $V_f$ induit des erreurs dans le calcul de la vitesse; c'est le cas du flux sanguin où les parois internes des veines sont rugueuses et de formes irrégulières.

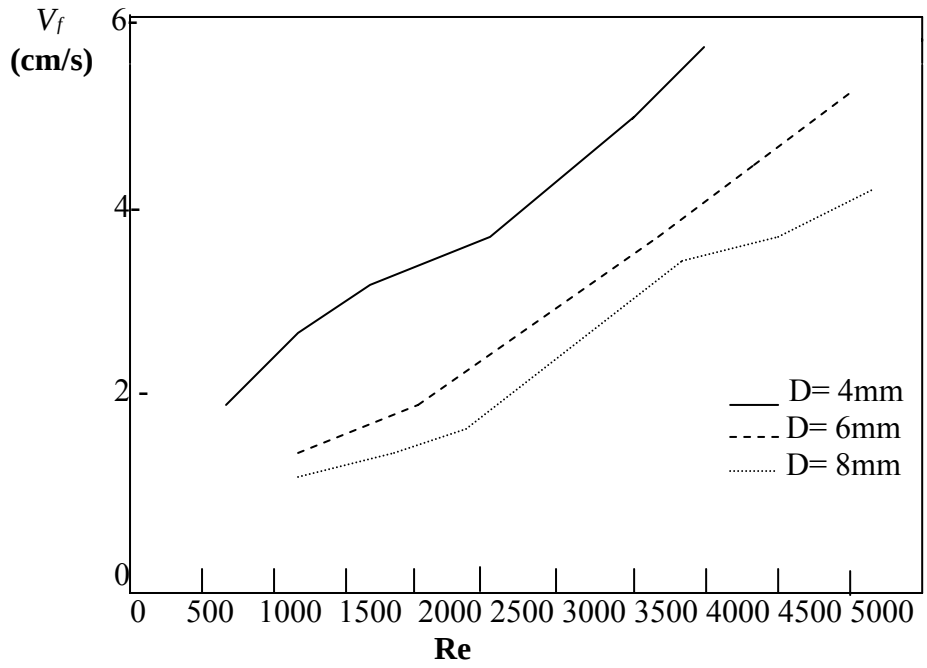



*Figure V.27. Vitesses pariétales pour D variables.*

### *V.3.4 Coefficient de frottement* [Schl-79]

D'après les valeurs de la vitesse $V_f$, les frottements sont présents le long du tuyau, ils diminuent en fonction du débit puisque la vitesse du flux augmente.

Ces frottements sont représentés par un paramètre sans dimension $C_f$ qui relie la vitesse moyenne à la vitesse de frottement.

en régime laminaire $$C_f = 2\left(\frac{V_f}{V_{\max}}\right)^2 = 0.5\left(\frac{V_f}{\overline{V}}\right)^2 \quad (5.22)$$

en régime turbulent $$C_f = 2\left(\frac{V_f}{V_{\max}}\right)^2 = 1.25\left(\frac{V_f}{\overline{V}}\right)^2 \quad (5.23)$$

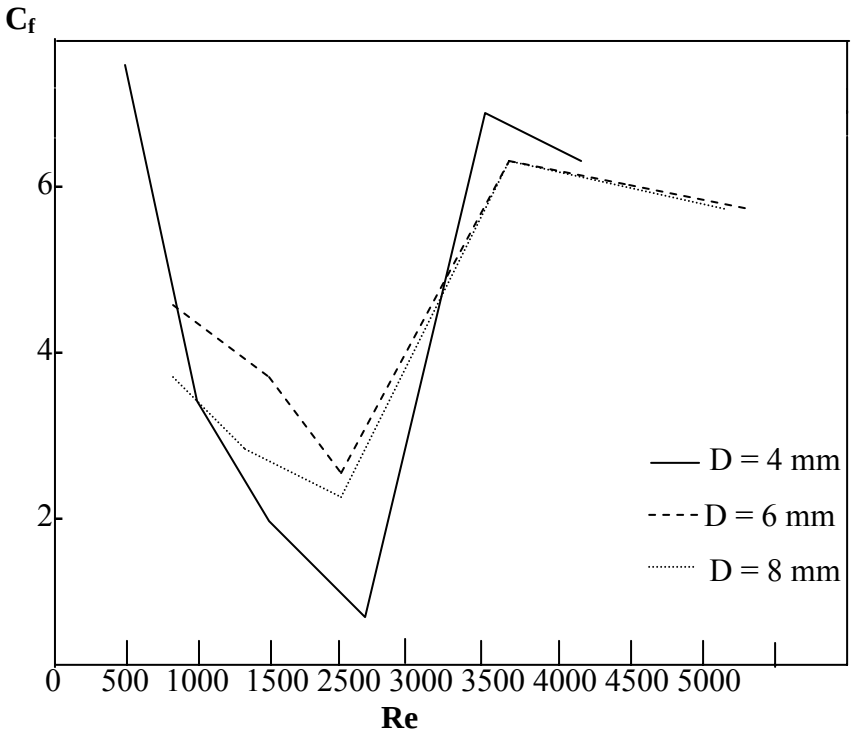



*Figure V.28. Coefficient de frottement pour D variable.*

Les résultats obtenus justifient partiellement le taux d'erreur commis sur la vitesse turbulente. D'après (figure IV.28), le coefficient de frottement chute rapidement en régime laminaire, diminue légèrement en régime turbulent. Le passage du régime laminaire au régime turbulent est marqué par une brusque augmentation de $C_f$, ce qui traduit les fluctuations des vitesses des particules, le début de turbulence et le caractère aléatoire du mouvement.

Le mouvement d'agitation des particules induit des erreurs non négligeables sur le calcul de la vitesse d'écoulement quelque soit la méthode d'estimation de celle-ci.

**V.4 Résultats**

Cette étude nous a permis d'estimer la vitesse moyenne du débit d'un liquide simulant le sang. Ainsi comme nous l'avons démontré, il est important de distinguer le calcul de cette dernière selon la nature de l'écoulement. Si l'écoulement est laminaire, cette vitesse est donnée (5.8) par :

$$\overline{V} = \frac{V_{\max}}{2}$$

Si l'écoulement est turbulent, elle sera donnée (5.9) par :

$$\overline{V} = \frac{V_{\max}}{1.26}$$

De cette manière l'estimation de vitesse moyenne du débit $\overline{V}$ revient à estimer $V_{max}$ la vitesse maximale que l'écoulement peut atteindre. Quelque soit le régime d'écoulement et d'après l'équation (5.14), $V_{max}$ est donnée :

$$V_{\max} = \frac{CF_{\max}}{2F_e \cos\theta} \qquad (5.24)$$

Donc pour déterminer $V_{max}$ il suffit de connaître $F_{max}$. Les résultats de la simulation montrent : Dans le cas d'un régime laminaire :

$$F_{max} = F_2 \qquad (5.25)$$

Dans le cas d'un régime turbulent :

$$F_{max} = F_m \qquad (5.26)$$

Donc d'après l'équation (5.7) , (5.24) et (5.25) la vitesse $\overline{V}$ sera :

Régime laminaire : $$\overline{V} = \frac{CF_2}{4F_e \cos\theta} \qquad (5.27)$$

D'après les équations (5.9), (5.24) et (5.26) la vitesse $\overline{V}$ sera :

Régime turbulent : $$\overline{V} = \frac{CF_m}{2.52F_e \cos\theta} \qquad (5.28)$$

***V.5 Conclusion :***

Pour cette application, la variation de $\theta$ influe directement et simultanément sur la fréquence Doppler et la vitesse de débit. La difficulté réside dans la présence de deux paramètres inconnus dans une seule équation (3.20) qui sont la fréquence $(F_d)$, et la vitesse (V); ces deux grandeurs sont fortement liées et l'idée de fixer l'une pour calculer l'autre n'est pas évidente, cela confirme les problèmes de mesure inhérents au Doppler.

La méthode d'estimation de vitesse proposée permet non seulement de donner la valeur de la vitesse moyenne de l'écoulement, mais aussi d'extraire les informations utiles du spectre du signal Doppler: La fréquence Doppler du signal $(F_d)$, la fréquence Doppler maximale $(F_{d\max})$ qui donne la plus grande vitesse que le flux peut atteindre. La connaissance de cette dernière est très importante lorsqu'on sait que le degré de sténose est directement lié à la vitesse maximum du sang $V_{\max}$.

D'après l'épreuve nord – américaine d'endarterectomie de la carotide symptomatique [Nort-91] et l'épreuve Européenne [Euro-91] de chirurgie artérielle de la carotide, $(F_d)$ est un élément important du diagnostic médical des pathologies cardiovasculaires [Bast-96] tel que les lésions de l'artériosclérose .

La réalisation d'un examen Doppler réclame de la rigueur dans la pratique. Il est toujours nécessaire d'optimiser les paramètres en fonction de la zone explorée et, surtout, sur un même vaisseau, en fonction de ses changements de direction et de profondeur. L'optimisation de l'angle d'approche doit être permanente. Un spectre de fréquence obtenu avec un angle trop élevé est ininterprétable et peut conduire à de faux diagnostics de sténose à cause d'un pseudo- élargissement du spectre [Midd-90].

Les vitesses circulatoires peuvent être évaluées de façon relative en mesurant la fréquence Doppler. Cette approche est la seule possible lorsque le vaisseau n'est pas visible (en duplex), ou que son angulation par rapport au faisceau des ultrasons ne peut être déterminé avec précision (petits vaisseaux intra parenchymateux) [slei-00].

## VI Classification automatique

### VI.1 Introduction

Automatiser le diagnostic pour certaines maladies cardio-vasculaire, revient à automatiser la détermination de certains paramètres caractérisant l'écoulement sanguin telle que la vitesse. Cette grandeur est différente selon chaque régime d'écoulement [Chab-97]. Ainsi sa détermination d'une façon automatique, nécessite la discrimination automatique des régimes d'écoulements. Donc un classificateur qui aurait pour rôle d'attribuer signal Doppler quelconque d'un liquide simulant le sang à la classe du régime qui lui correspond.

L'approche utilisée est spécifiquement reconnaissance de forme (R.F). Le signal Doppler acquis, serait une forme et le problème de diagnostic revient à lui attribuer son régime d'écoulement, pour pouvoir déterminer sa vitesse d'écoulement, ainsi que d'autres paramètres fréquentiels.

Nous considérons un tel processus de R.F comme la succession de plusieurs étapes :

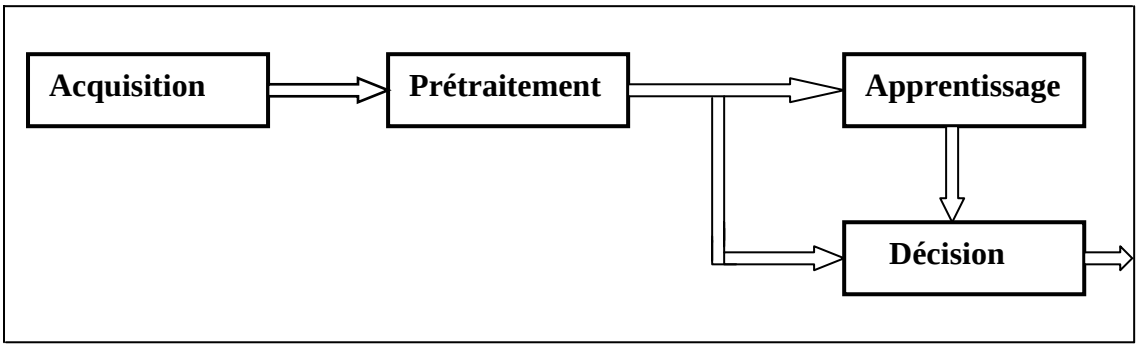



*Figure VI.1 : Chaîne de reconnaissance de forme.*

Quel que soit le domaine, la masse de données à traiter est souvent très importante. Aussi pour obtenir une classification relativement rapide de ces données, il faudra minimiser le nombre de celles-ci. Pour cela il suffira de réduire le nombre de paramètres représentant le signal Doppler du liquide étudié ; en supprimant ceux qui contribuent faiblement, voire pas du tout à la classification. Ainsi on conservera uniquement les paramètres les plus pertinents, de façon à maintenir une classification correcte des signaux acquis.

Deux méthodes de prétraitement seront appliquées, afin d'extraire les paramètres caractérisant le signal Doppler. L'apprentissage nous fournira le meilleur classificateur. Et c'est l'erreur de classification qui va permettre de choisir de la méthode à adopter.

La première méthode de prétraitement est basée sur la notion d'arbre. C'est la méthode de Branch and Bound (B &B). Elle permet l'extraction des paramètres les plus pertinents.

La deuxième méthode se base sur la forme du spectre d'amplitude du signal Doppler, en régime laminaire et en régime turbulent. La forme Gaussienne du spectre permet d'extraire les paramètres selon la distribution spectrale du signal.

### VI.2 Prétraitement

Dans le problème de la reconnaissance de forme, il n'est pas nécessaire de reconstituer le signal ; il suffit de déterminer à partir du signal original les paramètres les plus représentatifs en se basant sur certains critères de sélection.

Cela nous conduit à aborder le problème de reconnaissance de forme à partir d'une de banque de données restreinte grâce à un algorithme de réduction.

Après avoir réalisé la banque de donnée de l'ensemble des spectres d'amplitudes du signal Doppler du liquide simulant le sang, il est essentiel de réaliser un dispositif de traitement qui aura pour tâche d'extraire les paramètres les plus représentatifs du signal Doppler. Ainsi nous avons appliqué deux méthodes, la méthode de B&B et une autre se basant sur la forme Gaussienne du signal.

#### VI.2.1 Méthode de Branch and Bound (B&B)

L'objectif de cette méthode est de déterminer un sous-ensemble optimal de M paramètres sur les N représentant le spectre d'amplitude du signal Doppler. Nous sommes donc en présence d'un problème de programmation en nombres entiers qui peut être résolu par plusieurs méthodes telles que la programmation dynamique, les solutions de techniques par étapes et la méthode de (B&B). Les solutions techniques par étapes et la programmation dynamique sont plus efficaces car elles évitent l'énumération exhaustive mais elles ne garantissent pas que le sous-ensemble choisi donne la meilleur valeur d'un critère de sélection. Par contre la méthode de B&B garantit l'optimalité [Nave-77] [Fuku-80]

L'algorithme B&B évite l'énumération exhaustive en rejetant les sous-ensembles non optimaux sans évaluation directe et garantit que le sous-ensemble choisi donne globalement la meilleure valeur du critère satisfaisant la monotonie. Les méthodes de B&B sont de puissants outils d'optimisation combinatoire.

Des équations récursives facilitant le calcul rapide, sont dérivées pour la classe des critères quadratiques telles que la fonction discriminante.

### VI.2.1.1 Présentation de l'algorithme

La méthode consiste à trouver l'ensemble des paramètres à supprimer et garder les plus pertinents. Pour cela, la méthode utilise un arbre avec autant de branches que de combinaisons possibles. Chaque branche est elle-même constituée de nm nœuds (nm = n-m nombre de paramètres à supprimer = nombre de niveau d'arbre). Le nœud représente le numéro du paramètre à supprimer. Un nœud à un niveau k sera associé à l'ensemble des nœuds le reliant à la racine.

Un critère $J_k\ (z_1,z_2,\ldots z_k)$ permettra de mesurer la qualité du sous-ensemble des paramètres privé des k paramètres $z_1,z_2,\ldots z_k$.

Le critère choisi est celui de Mahanalobis qui permet de minimiser la distance interclasse et maximise la distance intra classe [Gurg-01]. D'autres critères peuvent être choisis, leur efficacité ne peut être confirmée qu'à posteriori lors de la détermination du taux de reconnaissance.

$$J = \underline{M}^T . S^{-1} . \underline{M} \qquad (6.1)$$

Où

$$\underline{M} = \underline{M}_2 - \underline{M}_1 \qquad (6.2)$$

$$S = (S_1 + S_2) / 2 \qquad (6.3)$$

$\underline{M}_i$ : vecteur moyenne de la classe i.

$S_i$ : matrice de covariance de la classe i.

i =1,2.

Soient $(z_1,z_2,\ldots z_{mn})$ les mn = n-m traits à rejeter pour obtenir un sous-ensemble à m traits. Chaque variable peut prendre les valeurs 1,2, …, n, mais l'ordre des $z_i$ est immatériel.
Le critère de sélection des paramètres est :

$$J_{mb}\ (z_1, z_2,\ldots z_{mb}) \qquad (6.4)$$

une fonction des m traits obtenus en rejetant $z_1, z_2,\ldots z_{mb}$ de l'ensemble des n paramètres.

Le problème de sélection du sous-ensemble de paramètres est de trouver le sous-ensemble optimal $zs_1, zs_2,\ldots, zs_{mb}$ tel que :

$$J_{mb}\ (zs_1, zs_2,\ldots, zs_{mb}\ ) = \text{MIN}\ J_{mb}\ (z_1,z_2,\ldots z_{mb}) \qquad (6.5)$$

Supposons que le critère J soit monotone et défini par :

$$J_1(z_1) \leq J_2(z_1,z_2) \leq \ \ldots\ldots\ \leq J_{mb}(z_1,z_2,\ldots z_{mb}) \qquad (6.6)$$

La monotonie n'est pas particulièrement restrictive, car elle signifie simplement qu'un sous-ensemble de paramètres ne doit pas être meilleur qu'un ensemble plus grand contenant le sous-ensemble. Il est évident, qu'une grande variété de critères de sélection de traits satisfait la relation de monotonie. Les fonctions discriminantes en sont des exemples.

Soit B une borne inférieure sur l'optimum (minimum) du critère $J_{mb}(zs_1,zs_2,\ldots, zs_{mb})$ choisi.

$$J_{mb}(zs_1,zs_2,\ldots, zs_{mb}) \leq B \qquad (6.7)$$

B peut être la meilleure valeur de $J_{mb}(z_1,z_2,\ldots z_{mb})$ , trouvée jusqu'alors, par exemple.
Si $J_k(z_1,z_2,\ldots z_k) \geq B$ pour $k< mn$

Alors d'après l'équation (6.6)

$$J_{mn}(z_1,z_2,\ldots z_k\ ,\ z_{k+1}\ ,\ldots,z_{mn}) \geq B \qquad (6.8)$$

Pour tous $(z_{k+1}\ ,\ldots,z_{mn})$ possibles.

Dés que le critère évalué pour un certain nœud est supérieur à la borne B, tous les nœuds successeurs de ce nœud ont aussi une valeur du critère supérieure à B (figure VI.2.) et par conséquent ne peuvent être la solution optimale. Ceci est la base de l'algorithme de B&B.

**VI.2.1.2 Schéma d'énumération :**

Partant du nœud 0, explorer successivement les branches situées le plus à droite sous le nœud. Calculer à chaque nœud la valeur du critère. Si cette valeur est supérieure à celle du minimum courant, il est inutile de descendre plus bas, le minimum ne peut s'y trouver. Remonter alors jusqu'au nœud ayant un successeur non exploré et continuer.

Lorsque cette méthode conduit à calculer la valeur du critère à un nœud terminal, examiner si cette valeur est inférieure au minimum courant, si oui, réinitialiser ce dernier et mémoriser le nœud.

Remonter au nœud 0 et à condition que tous les successeurs ont été explorés, l'algorithme s'arrête. Le sous-ensemble optimal est alors la branche du minimum courant.

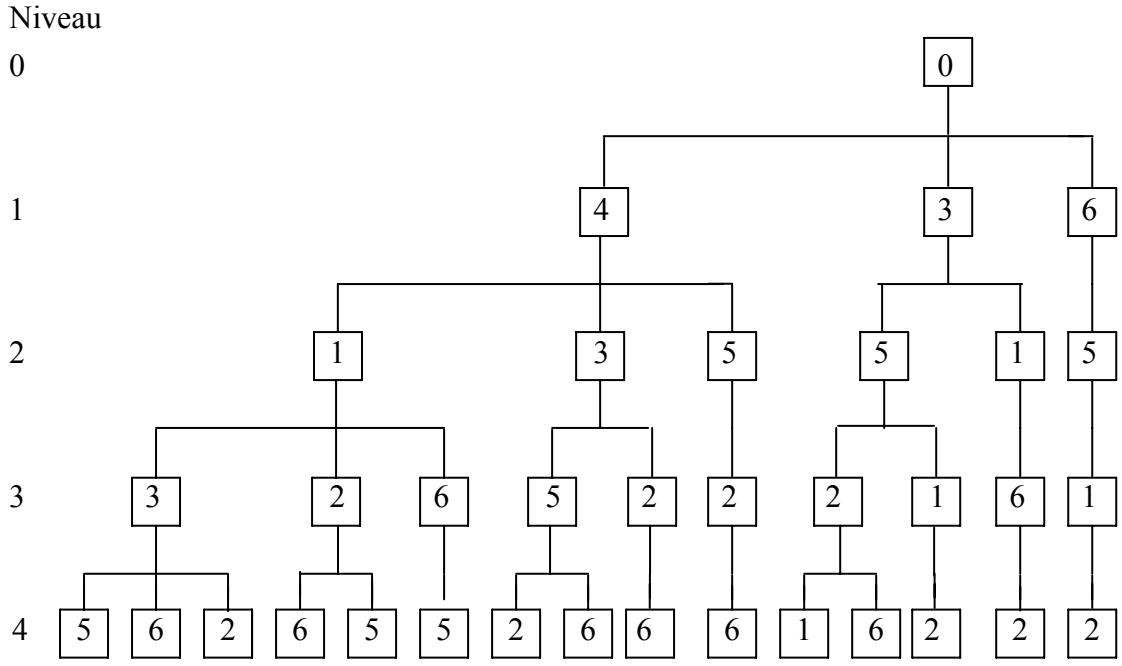



*Figure V.2. Arbre engendré par le schéma d'énumération*

Notons que par rapport à la (figure VI.2), les nœuds à un niveau donné n'ont pas tous le même nombre de nœuds terminaux. Le nœud (4,1) a trois successeurs tandis que (4,5) n'en possède qu'un seul. Par conséquent, si le test de sous-optimalité (équation 6.7) est vérifié pour le sommet (1,2) (si $J_2$ (4,1)> B), six séquences sont rejetées comme étant sous optimales, tandis que pour le nœud (4,5), seule la séquence (1,5,2,6) sera rejetée.

Le schéma qui en découle est basé sur la même structure d'arbre que la (figure VI.2), mais les successeurs de chaque nœud sont ordonnés à chaque niveau de façon que les successeurs ayant les valeurs plus grandes du critère partiel soient les nœuds ayant un nombre plus élevé de successeurs.

Ainsi nous avons l'assurance de tirer le maximum d'avantage du test de sous-optimalité (équation 6.7).

### VI.2.1.3 Algorithme de B&B

LIST (i) : Une liste ordonnée de traits énumérés au niveau i.

POINTER (i) : Le pointeur à l'élément de LIST (i) en considération. Par exemple, si l'élément de LIST (i) pris en considération, est le k-ème élément, alors POINTER (i) = k.

SUCCESSOR (i, k) : Nombre de successeurs que le k-ème élément de LIST( i ) peut avoir.

AVAIL : Une liste de valeurs des traits disponibles que LIST (i) peut prendre.

ETAPE 0 : (initialisation).
Poser B = B0, AVAIL = 1, 2, …, n , i = 1,
LIST (0) = 0, SUCCESSOR (0, 1) = m + 1,
POINTER(0) = 1.

ETAPE 1 : (initialiser LIST (i)).
Poser NODE = POINTER (i-1).
Calculer $J_i$ ($z_1$,$z_2$,… $z_{i-1}$, k), k élément de AVAIL.
Ranger les traits dans AVAIL dans l'ordre décroissant de
$J_i$ ($z_1$,$z_2$,… $z_{i-1}$, k)et stocker les plus petits dans LIST (i), p =
SUCCESSOR (i, j) = p-j +1, pour j = 1,… p. Enlever LIST (i) de AVAIL.

ETAPE 2 : (sélectionner un nouveau nœud ).
Si LIST (i) = 0, aller à l'étape 4.
Sinon : poser $z_i$ = k, où k est le dernier élément de LIST (i).
POINTER (i) = j, où j est le nombre d'éléments dans LIST (i).
Enlever k de LIST (i).

ETAPE 3 : (vérification de la borne).
Si $J_i$ ($z_1$,$z_2$,… $z_i$) > B, retourner $z_i$ à AVAIL, aller ETAPE 1.
Si i = mn, aller ETAPE 5.
Sinon, poser i = i + 1.

ETAPE 4 : (marche arrière) .
Poser i = i-1.
Si i = 0, fin de l'alghoritme.
Sinon retourner $z_i$ à AVAIL, aller ETAPE 2.

ETAPE 5 : (dernier niveau, réviser la borne).
Poser B = $J_{mn}$ ($z_1$,$z_2$,…$z_{mn}$) .
Sauvegarder ($z_1$,$z_2$,…$z_{mn}$) dans ($zs_1$,$zs_2$,…, $zs_{mn}$ ) . Retourner à AVAIL.
Aller ETAPE 4

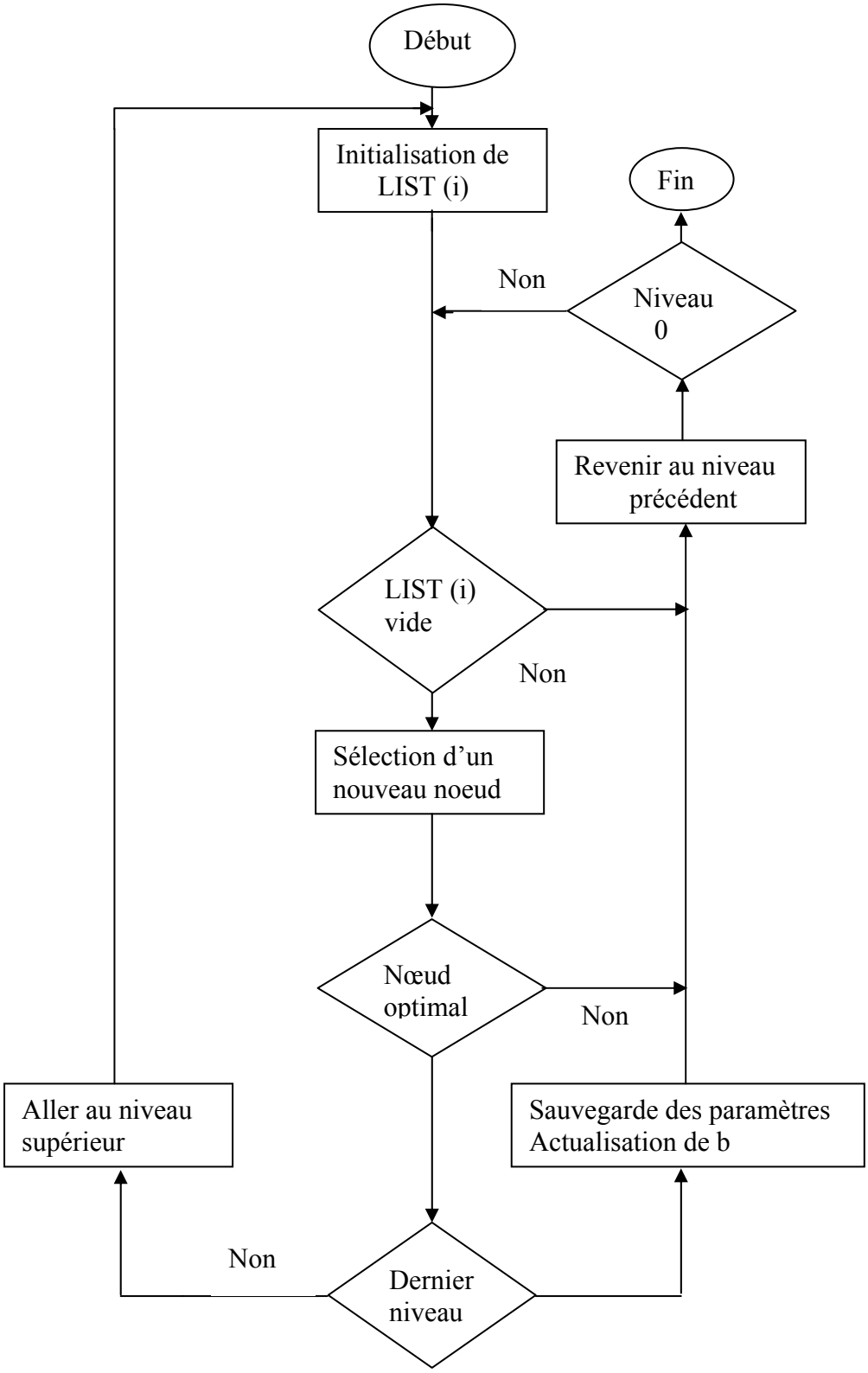



*Figure VI.3:Organigramme de B&B.*

L'organigramme de la (figure VI.3) illustre l'algorithme, son fonctionnement est le suivant :
En commençant à la racine de l'arbre, les successeurs du nœud actuel sont énumérés dans la liste ordonnée LIST (i). Le successeur pour lequel le critère partiel $J_i$ ($z_1$,$z_2$,… $z_i$) est minimum ( Le successeur le plus à droite) est tiré comme étant le nouveau nœud actuel et l'algorithme poursuit vers le prochain niveau supérieur. Les listes LIST (i) à chaque niveau gardent la trace des nœuds qui ont été explorés. Les variables SUCCESSORS déterminent le nombre de nœuds successeurs que le nœud actuel aura au prochain niveau.

AVAIL garde la trace des valeurs des traits qui peuvent être énumérés à tout niveau. Dés que le critère partiel surpasse la borne supérieure, l'algorithme fait marche arrière vers le niveau précédent et choisit un nœud inexploré jusqu'ici pour s'étendre. Dés que l'algorithme atteint le dernier niveau mn la borne supérieure est révisée et posée égale à la valeur en question de $J_{mb}$ ($z_1$, $z_2$,…$z_{mb}$). La séquence actuelle est ($zs_1$,$zs_2$,…, $zs_{mb}$ ). Quand tous les LIST (i) sont épuisés, l'algorithme revient au niveau précédent. Arrivé au niveau 0, il s'arrête.

A la fin de l'algorithme ($zs_1$, $zs_2$,…, $zs_{mb}$ ) donnera le complémentaire du meilleur sous-ensemble de traits.

L'algorithme actuel est complètement indépendant de l'ordre des traits. Aucune séquence n'est parcourue plus d'une fois (même comme permutation) et toutes les séquences possibles sont considérées soit explicitement soit implicitement, garantissant l'optimalité du sous-ensemble recherché. De plus, le test de sous-optimalité (équation 6.7) est toujours utilisé au meilleur avantage, rendant l'algorithme plus efficace.

**-Calcul récursif du critère :**
La nature des schémas d'énumération exige que la valeur du critère soit calculée successivement au fur et à mesure que les traits sont éliminés de l'ensemble plein.

**-Description des programmes de B&B.**
Les programmes [ main( ), init_list( ), fct_discm( ), new_node( ), check_bound( ), up_date_bound( ), back_track( ), sol-opt( )] sont écrits en langage C.

Chaque étape importante de l'algorithme est programmée dans un fichier « .c » . Ces fichiers sont respectivement main.c, initlist.c, fct_disc.c, new_node.c, check_bd.c, updte_bd.c, back_track.c, sol-opt.c.

Six autres fichiers utility1.c, utility2.c, utility3.c, mat_ inv.c, b&b_fct.h, b&b_var.h sont utilisés comme il sera décrit ultérieurement.

La notation suivante sera utilisée :

i : niveau actuel de l'arbre.

n : niveau d'échantillons au niveau i = 0.

mb : nombre d'échantillons à rejeter.

m : nombre d'échantillons sélectionnés pour les traitements ultérieurs.

Nn : nombre d'échantillons disponibles au niveau i.

b : la borne optimale égale à la valeur du critère J quand i = mb.

Appel à init_list( )

Correspond à l'étape 1 de l'algorithme. P(i) indique le nombre d'éléments disponibles au niveau i et dont l'un d'entre eux est susceptible d'être le meilleur élément qui optimise le critère J choisi.

Appel fct_discm( )

Evalue la valeur du critère J (distance de Mahalalobis) de tous les éléments disponibles dans le vecteur avail[i].

Appel new_node( )

Sélectionne le nouveau paramètre optimisé par le critère.

Appel check_bound( )

Vérifier pour le paramètre choisi si la valeur du critère est conforme à l'hypothèse de départ (6.8) .Si le résultat trouvé n'est pas optimal, un nouvel élément disponible dans p(i) sera sélectionné.

Appel à back_track ( )

Si l'élément choisi ne satisfait pas l'hypothèse (6.8), il faudrait faire une marche arrière au niveau précédent (i-1) et un nouveau nœud est sélectionné.

Le programme s'arrête en arrivant à la racine (i = 0).

Appel à up_date_bound( )

Au fur et à mesure que l'hypothèse (6.8)est vérifiée et les mb paramètres sélectionnés, la borne b est révisée et ensuite actualisée lorsque la valeur du critère est optimale, soit i = mb.

Appel à sol-opt( )

Une fois l'algorithme terminé, la valeur de b est fixée ainsi que les mb éléments correspondants.

Un sous- programme ( binary( )) permet de déterminer la solution optimale ( l'ensemble complémentaire des mb éléments).

mat_inv.c
Ce fichier contient deux sous-programmes : inv_mat( ) qui évalue la matrice inverse à un niveau i par un calcul récursif .

inv_mat_prec( )
Calcule la matrice inverse du niveau précèdent (i-1) nécessaire dans le cas d'un back_track

Utility*.c
Il existe trois fichiers utility1.c, utility2.c, utility3.c, chacun d'eux contient des fonctions appelées tout au long du déroulement des programmes.

Utility1.c : *trivec1(n, u, v) : trie le n-uple v (à composantes réelles) dans le sens décroissant, en conservant l'indice de ses composantes dans le vecteur u.

*trivec1(n, v) : trie le n-uple v (à composantes entières) dans le sens croissant.

utility2.c :

* pro_mix( ) : évalue la relation (6.8)
* binary(n, u, v) : détermine le vecteur u complémentaire de v dans une liste des n premiers nombres ; les composantes de u et v étant des entiers naturels.

utility3.c :

* init_vect(a, v) : initialise la matrice mat de dimension a*b à zéro.
* init_mat(a, b, mat) : initialise la matrice mat de dimension a*b à zéro.
* curtime( ) : temporise le temps d'exécution de l'algorithme.

b&b_var.h
Contient la déclaration de toutes les variables externes nécessaires au déroulement du programme. Pour éviter l'encombrement des fichiers par la déclaration des variables à utiliser, il suffit d'insérer b&b_var.h au début de chaque fichier.

b&b_fct.h

Déclare tous les prototypes (fonctions types nécessaire en langage C) utilisés dans les programmes qu'il suffit d'introduire au début de chaque fichier.

#### VI.2.1.4 Déroulement de B&B

Nous disposons de deux banques de données. La première regroupe tous les spectres d'amplitude, de l'écoulement laminaire, la seconde, de l'écoulement turbulent.

Pour chacune des banques de données, le programme de B&B a été exécuté pour un nombre d'échantillons N = 128.

Les résultats montrent le gain considérable réalisé par rapport à l'énumération exhaustive aussi bien dans le temps d'exécution que dans le nombre de nœuds visités. Par exemple, pour m = 6, la recherche exhaustive nécessite l'exploration de :

$$\sum_{j=1}^{mb} C_{i+m}^{i} = 4704 \text{ sommets}$$

alors que l'algorithme n'en visite que 110 pour la banque de donnée de l'écoulement laminaire avec un temps d'exécution de 120 s.

Le tableau (Figure VI.4) résume les résultats obtenus.

| m | Paramètres sélectionnés | |
|---|---|---|
| | Régime Laminaire | Régime Turbulent |
| 6 | 7-12-30-60-102-115 | 14 -19-22-50-88-122 |
| 10 | 5-7-12-18-30-55-60-102-110-115 | 10-14 -19-22-38-45-50-67-75-88-122 |
| 20 | 5-7-12-18/22-30-55-60/63-102-105-110-115-122-127 | 2-10/12-14 -19-22-26-38-40-45-49/53-67-75-88-122 |
| 30 | 3-5-7-12-15-18/22-30-45-55/58-60/63-77-80-91-98-102-105-110-115-122-127 | 2-10/12-14 -19-22-26-38-40-45-49/53-67-75/79-88-92-95-108-111/113-122 |
| 40 | 3-5-7-12-15/22-30-45/49-55/58-60/63-77-80-91-94-96-98-102-105-110-115-120-122-125-127 | 2-5-9/12-14 -19-22-26-38-40-45-49/53-67-69/72-75/79-88-92-95-108-111/113-122-124 |
| 60 | 2/7-12-15/22-30-32-40-45/49-55/58-60/70-77/81-91/94-96-98/105-110/113-115-120-122-125-127 | 2/5-9/14 -19-22-26-29-30-38-40/45-49/53-67/72-75/79-80-86-88-92/95-108/113-119-122-124 |

*Figure VI.4:Tableau des paramètres sélectionnés par B&B*

### V.2.2 Forme Gaussienne du spectre d'amplitude du signal Doppler [Yuan-03]

Vu la forme des spectres des signaux acquis, (figures IV.9 et IV.10) le spectre d'amplitude du signal est modélisé par une Gaussienne. Ainsi il parait évident de

représenter ce signal par son moment d'ordre un et celui d'ordre deux. La fréquence $F_m$ correspondra au maximum $A_m$ et les $F_1$ et $F_2$ correspondantes à $A_m/2$ permettent de définir l'écart relatif $\Delta F = F_2 - F_1$ . Nous obtenons ainsi les paramètres caractéristiques de cette Gaussienne qui sont propres à chaque spectre et par conséquent caractérisent les régimes d'écoulements.

**V.3 Classification automatique:**

Afin de pouvoir estimer la vitesse d'écoulement, il est nécessaire de reconnaître le régime d'écoulement. Nous sommes conduits à concevoir un module ayant pour rôle de définir les règles de décision qui vont aboutir à cette estimation.

Dans le cas de la méthode de B&B, le spectre d'amplitude du signal Doppler se présente sous forme d'un ensemble de paramètres de dimension n ; c'est-à-dire par un vecteur X de l'espace de mesure $IR^n$ .Une forme sera ainsi définie par un point de cet espace.

Pour l'autre méthode de prétraitement, qui tient compte de la forme Gaussienne du spectre, les paramètres représentant la forme sont au nombre de quatre paramètres fréquentiels ($F_1$, $F_2$, $\Delta F$, $F_m$ ). Une forme sera ainsi définie par un point de l'espace $IR^{4.}$

Le problème de la reconnaissance de forme revient à localiser et à séparer les différents groupements dans ces espaces, qui représenteront en fait l'ensemble des classes.

Ainsi définie une classe regroupera l'ensemble des formes analogues, et la reconnaissance d'un quelconque spectre Doppler consistera à déterminer sa classe d'appartenance c'est-à-dire son régime d'écoulement.

Nous sommes donc amenés à trouver une famille de fonctions discriminantes réalisant la meilleure partition des espaces des mesures.

**V 3.1 Théorie Bayésienne**

La théorie Bayésienne de la décision a été élaborée dans le cadre des statistiques mathématiques, elle a été mise au point par Chow en 1971. son application aux problèmes de R.F est particulièrement intéressante, en effet :

- de nombreuses approches sont dérivées de la théorie Bayésienne pour résoudre des problèmes de reconnaissances que l'application directe de la théorie ne permet pas d'aborder.

- étant en quelque sorte la méthode optimale en R.F probabiliste, la théorie Bayésienne de la décision sert de référence aux autres méthodes, en particulier pour le taux d'erreur de classification.

### V 3.2 Classificateur de Bayes [Yall-80][Beis-68]

Le problème de reconnaissance de forme est posé en termes de probabilité.

- probabilité à priori :

$P(\underline{X}/C_k)$ = probabilité d'apparition du vecteur $\underline{X}$ (forme) dans la classe $C_k$

-probabilité à posteriori :

$P(C_k/\underline{X})$ = probabilité que soit la classe $C_k$ représentative de la forme $\underline{X}$.

Dans le cas de deux classes, le critère de décision s'écrit :

$$P(C_1/\underline{X}) > P(C_2/\underline{X}) \quad \Rightarrow \quad \underline{X} \in C_1 \qquad (6.9)$$

$$P(C_2/\underline{X}) > P(C_1/\underline{X}) \quad \Rightarrow \quad \underline{X} \in C_2 \qquad (6.10)$$

Une forme quelconque inconnue représentée par le vecteur $X_i$ sera attribuée à une classe $C_k$ si le point représentatif de $X_i$ se trouve sur la partie correspondant à l'espace de mesure de la forme k.

- Hypothèses de départ :

  Nous supposons l'équiprobabilité des classes :

$$P(C_1) = P(C_2) = \ldots P(C_m) \qquad (6.11)$$

- Equation du classificateur :

  Soit $C_k = (\underline{X}_j, j = 1, \ldots, M)$, $\underline{X}_j$ étant les vecteurs formes représentant une même classe.

  Dans ce cas la matrice de covariance $A_k$ de la classe $C_k$ est définie :

$$A_k = E\left[(\underline{X}_k - \underline{M}_k)(\underline{X}_k - \underline{M}_k)^T\right] \qquad (6.12)$$

  Avec :

  $M_k$ = vecteur moyenne de la classe $C_k$.

  Sous hypothèses :

$$P(C_k/\underline{X}) = P(\underline{X}/C_k) \qquad (6.13)$$

  Dans le cas d'une distribution multivariable Gaussienne à N dimension:

$$P(\underline{X}/C_k) = 2^{-N/2}\left|A_k\right|^{-1/2} \exp\left(-\tfrac{1}{2}(\underline{X}-\underline{M}_k)^T A_k^{-1}(\underline{X}-\underline{M}_k)\right) \qquad (6.14)$$

  où $\left|A_i\right|$ représente le déterminant de $A_i$

  en appliquant la règle de bayes :

$$P(C_k / \underline{X}) = \frac{P(\underline{X} / C_k).P(C_k)}{P(\underline{X})} \qquad (6.15)$$

Dans le cas d'une équiprobabilité le critère de décision devient :

$$\underline{X} \in C_1 \qquad \text{si} \qquad P(C_1 / \underline{X}) > P(C_2 / \underline{X}) \qquad (6.16)$$

En tenant compte de l'équation (6.14) la condition (6.16)devient alors :

$$\text{Log}\left(\frac{|A_1|}{|A_2|}\right) + (\underline{X} - \underline{M}_1)^T .A_1^{-1}.(\underline{X} - \underline{M}_1) - (\underline{X} - \underline{M}_2)^T .A_2^{-1}.(\underline{X} - \underline{M}_2) > 0 \qquad (6.17)$$

Dans le cas d'une distribution linéaire

$$A_1 = A_2 = A \qquad (6.18)$$

Si nous posons :

$$\underline{\omega} = A^{-1}.(\underline{M}_1 - \underline{M}_2)$$
$$\theta = \underline{M}_1{}^T A^{-1} \underline{M}_1 - \underline{M}_2{}^T A^{-1} \underline{M}_2 \qquad (6.19)$$

L'équation de séparation devient :

$$\underline{X}^T .\underline{\omega} + \theta = 0 \qquad (6.20)$$

Qui s'écrit en posant $\underline{W} = (\underline{\omega}, \theta)$

$$\underline{W}^T .(\underline{X}, 1) = 0 \qquad (6.21)$$

La théorie Bayésienne de la décision suppose évidemment que le problème de R.F admette un modèle probabiliste et que les lois de probabilités nous soient connues, hypothèse qui n'est pas réalisée dans notre application.

En pratique nous arrivons rarement à rassembler toutes ces hypothèses. Cependant, le classificateur de Bayes donne un bon support théorique aux méthodes d'apprentissage automatique.

### V.3.3 Classificateur Linéaire

Dans le cas où les classes de formes (Spectre Doppler ou les fréquences caractérisant la Gaussienne) sont représentées par des espaces de mesures bien distincts, un hyperplan linéaire pourra être déterminé par un algorithme tel que le Perceptron ou le gradient afin de réaliser la séparation : on dit que les classes sont linéairement séparables. Dans notre cas nous disposons de deux régimes d'écoulements, donc de deux classes $C_1$ et $C_2$ :

$C_1$ : classe du régime laminaire.

$C_2$ : classe du régime turbulent.

### V.3.3.1. Méthode du PERCEPTRON [Yall-80]

L'équation de l'hyperplan linéaire est :

$$w^T.(x,1) = 0 \qquad (6.22)$$

Dans le cas de deux classes $C_1$ et $C_2$ de l'espace de mesure $IR^2$ . Nous chercherons un vecteur w tel que la règle de décision soit de commettre le moins d'erreurs possibles.

$$w^T .( \underline{X} , 1) > 0 \Rightarrow \underline{X} \in C_1 \qquad (6.23)$$

$$w^T .( \underline{X} , 1) < 0 \Rightarrow \underline{X} \in C_2 \qquad (6.24)$$

w vecteur à n +1 composantes.

L'algorithme du Perceptron détermine le vecteur $\underline{W}$ de la façon itérative suivante :

1-Choisir $\underline{W}$ arbitrairement.

2-A la k-ème étape, considérer successivement les vecteurs formes ( $\underline{X}$ ).

* Si $\underline{X} \in C_1$ et $\underline{W}_k . \underline{X}^T \leq 0$

$$\underline{W}_{k+1} = \underline{W}_k + c. \underline{X}$$

* Si $x \in C_1$ et $W_k . X^T \geq 0$

$$W_{k+1} = W_k - c.x$$

* Sinon $\underline{W}_{k+1} = \underline{W}_k$

3- Itérer en (2) jusqu'à ce que tous les points soient bien classés.

C est la correction minimale nécessaire pour que la variable $\underline{X}$ soit bien classée à l'étape (k+1).

Le principe de l'algorithme dont l'organigramme est présenté (figure VI.5) se base sur le fait que si un point est mal classé, nous devons déplacer l'hyperplan de façon à le rapprocher de l'optimum. Cet algorithme ne converge que dans le cas où les classes sont linéairement séparables. Son importance réside dans sa simplicité de mise en œuvre, sa vitesse de convergence et l'espace alloué pour son exécution.

Pour notre cas d'apprentissage, les classes sont connues et leur nombre est de deux. Après avoir extraits les paramètres représentatifs à partir des deux méthodes, nous avons appliqué l'algorithme du Perceptron pour un nombre d'itérations de 100

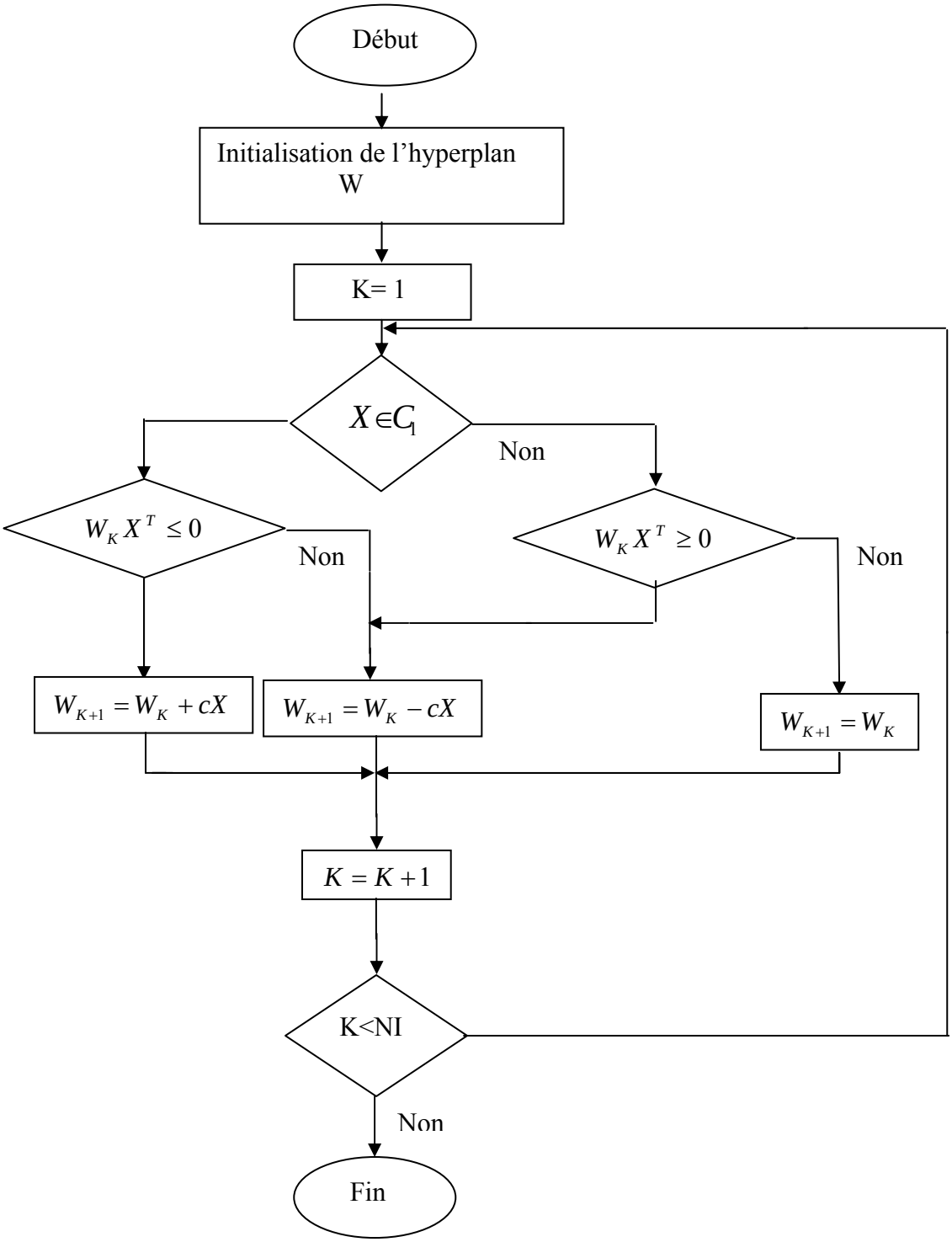



*Figure VI.5:Organigramme du Perceptron*

### V.3.3.2 Méthode de HO-KASHAP [Beis-68]

Le problème est de trouver un vecteur $\underline{W}$ de $IR^{n+1}$ tel que X.W > 0.

X : Matrice des données augmentées, à savoir, les éléments de la classe $C_1$ augmentés d'un +1 et les éléments de la classe $C_2$ augmentés d'un -1. Le même problème revient à trouver W de $IR^{n+1}$ et un vecteur b de $IR^n$ avec :

$$X.\ \underline{W} = b \qquad \text{tel que} \quad b_j > 0,\ j = 1,\ldots, n. \tag{6.25}$$

Cette recherche est effectuée par minimisation de la fonction critère [Gule-99] :

$$J(w,x,b) = \tfrac{1}{2}\ (\underline{W}^T.X - b_j\ )^2. \tag{6.26}$$

Avec la contrainte : $b_j > 0, \qquad j = 1,\ldots, n.$

Cette minimisation est réalisée par la technique du gradient en dérivant J et en annulant sa dérivée :

$$\frac{\partial J}{\partial w} = X^T.(X.W - b) \tag{6.27}$$

$$\frac{\partial J}{\partial b} = -(X.W - b) \tag{6.28}$$

à l'optimum :

$$\frac{\partial J}{\partial w} = 0 \tag{6.29}$$

d'où

$$W = (X^T.X)^{-1}.X^T.b \tag{6.30}$$

Les équations de descente sur b et W sont :

$$b(k+1) = \begin{cases} b(k) + c(X.W(k) - b(k)) & si X.W(k) - b(k) > 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \tag{6.31}$$

$$\underline{W}\ (k+1) = \underline{W}\ (k) + X^{\#}.b(k) \tag{6.32}$$

Où

$$X^{\#} = (X^T.X)^{-1}.X^T \tag{6.33}$$

l'erreur commise à l'étape k :

$$e(k) = X.\ \underline{W}\ (k) - b(k) \tag{6.34}$$

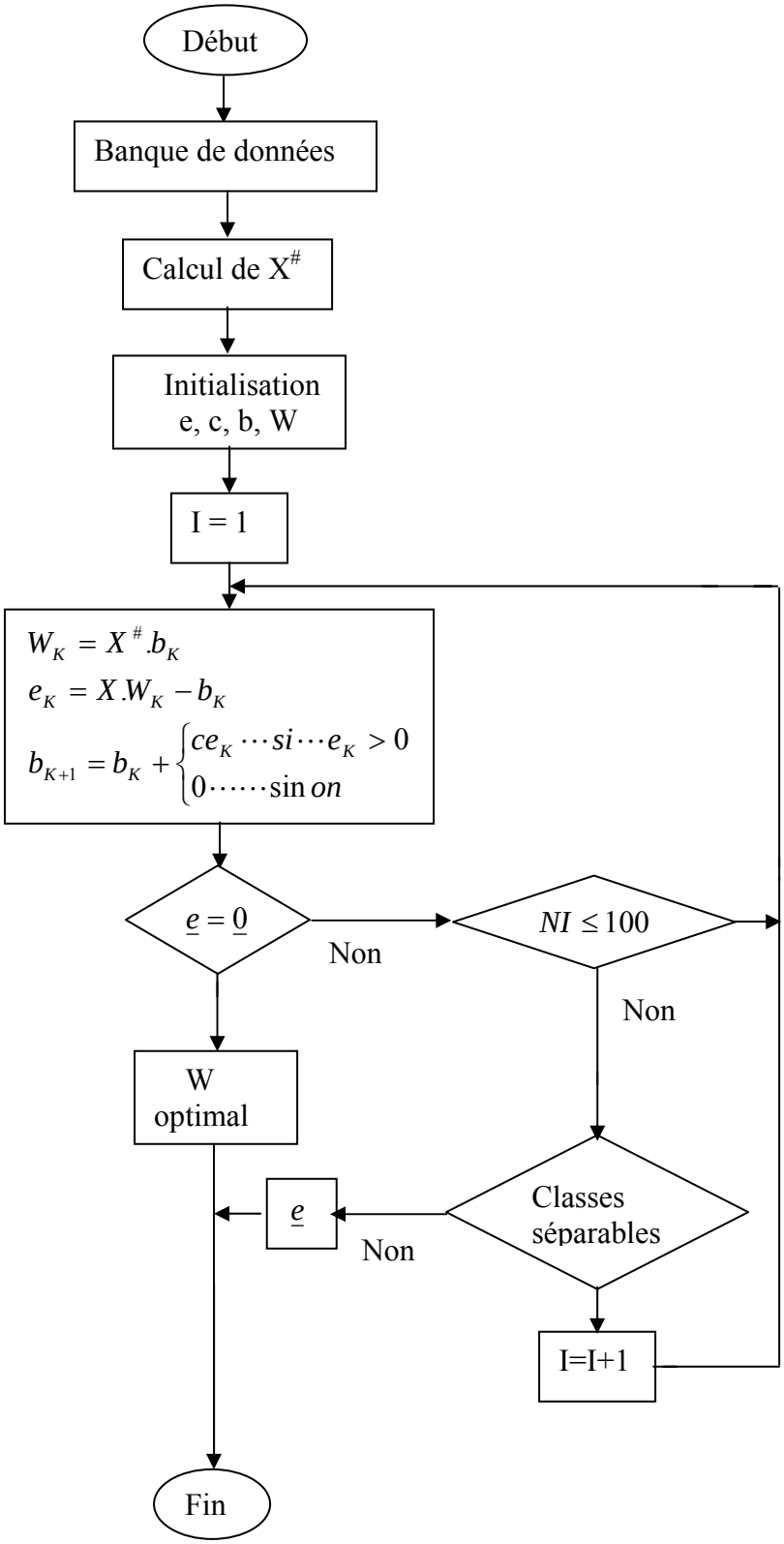



*Figure VI.6: Organigramme de Ho-Kashyap.*

Cet algorithme donne une indication sur la séparabilité des classes. Le vecteur e s'annule si les classes sont linéairement séparables. Si quelques composantes du vecteur erreur ″e″ sont négatives alors que les autres sont nulles, nous pouvons conclure que les classes ne sont pas linéairement séparables et un algorithme de classification non-linéaire est alors nécessaire.

Pour l'ensemble de la banque de données, il est évident de commencer par déterminer un classificateur linéaire. En appliquant l'algorithme du Perceptron nous obtenons d'une façon simple et directe le classificateur, dans le cas où les classes sont séparables linéairement. Dans le cas où l'algorithme diverge ou lenteur de convergence, l'algorithme de HO-KASHAP dont l'organigramme est donné (figure VI.5) pourra nous justifier la non linéarité du classificateur, en examinant le vecteur erreur. Ainsi nous serons amenés à concevoir un classificateur non-linéaire.

**V.3.2 Classificateur non-linéaire**

Dans le cas où les classes ne sont pas linéairement séparables, nous avons recours à un classificateur plus performant qui pourra nous déterminer une séparation optimal non-linéaire.

Une première approche, serait de trouver une surface séparatrice d'équation d'ordre N. Pour un nombre N = 2, par exemple, nous chercherons une surface séparatrice non-linéaire de la forme :

$$a.X^2+b.Y + c.X + d.XY + e = 0 \qquad (6.35)$$

Le problème peut être résolu en se rapportant au cas linéaire. Il suffit de poser :

$\underline{X}^T = (X_1, X_2, X_3 , X_4 )$

Où $X_1 = X^2$
$X_2 = X$
$X_3 = Y$
$X_4 = XY$

Il en résulte ainsi un problème de séparation linéaire avec une dimension augmentée de deux. En général, la dimension est augmentée du nombre de degré de non- linéarité que présente l'équation de discrimination. Toutefois cette méthode a l'avantage de fixer à

priori l'ordre de la surface discriminante d'un côté et le coût en temps de décision de l'autre.

Afin de pallier ce problème, l'algorithme de Slansky Michellotti [Slan-80] et [Chan-76] a été adopté en vue de donner la meilleure classification non-linéaire.

- **Méthode de Slansky-Michelotti [Slan-80]**

Cette méthode est basée sur la séparation de chaque classe en un certain nombre de sous-classes, chacune représentée par son centre appelé ″ prototype″ . L'algorithme retenu est celui des K-means [Patr-76] et [Frie-77] les classes sont déterminées automatiquement (figure VI.7).

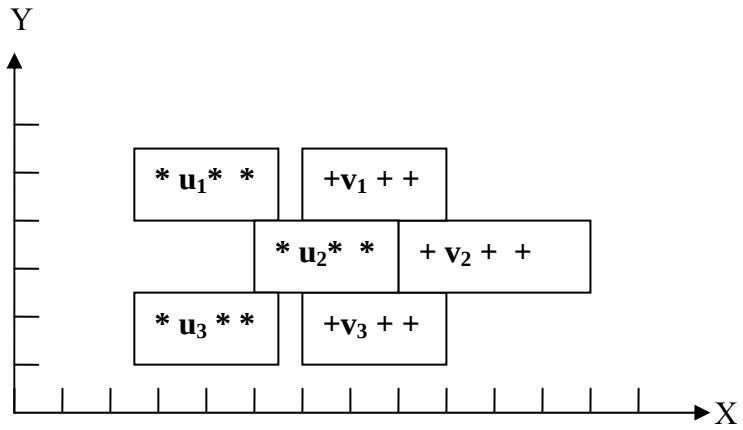



*Figure VI.7: Répartition des classes et leurs prototypes*

- **Algorithme de K-means [Patr-76]**

1- Choisir arbitrairement les K centres de classes.

2- Distribuer les points sur les K classes suivant la règle :

$x \in C_j$ si $(x- M_j) < (x- M_i)$ quelque soit i, $i \neq j$

$M_j$ et $M_j$: centres respectifs des classes $C_i$ et $C_j$ .

3- Calculer les nouveaux centres de classes :

$M_j = (1/ N_i ). X$, $N_i$ : nombre d'éléments de classe $C_i$ .

4- Si les centres de classes ont changé, alors retourner en (2).

Sinon Fin

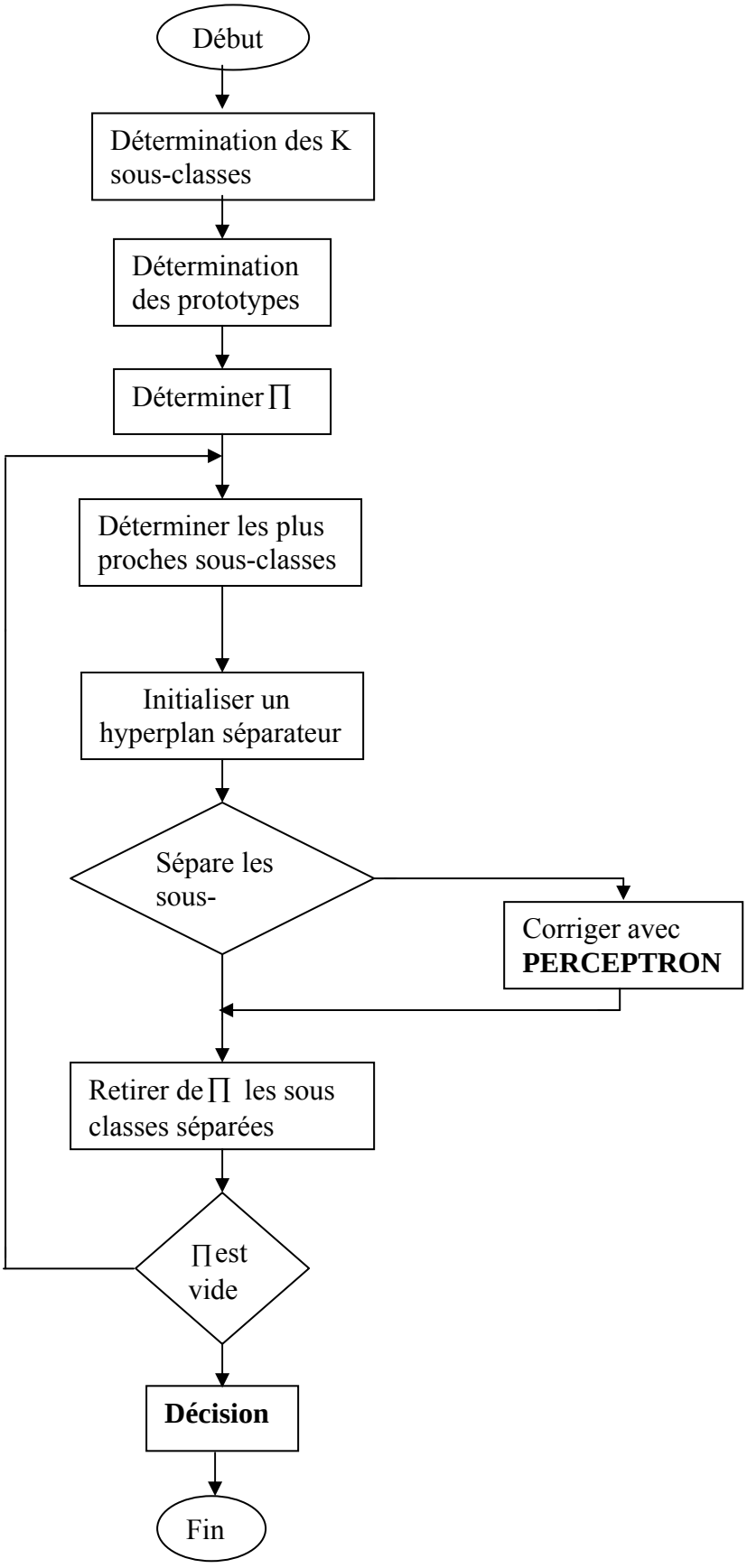



*Figure VI.8: Organigramme de Slansky-M.*

L'approche adoptée est la linéarisation par morceaux. Ainsi les algorithmes linéaires déjà cités, vont contribuer à la détermination des frontières non-linéaires. Notre cas se résume à deux classes $C_1$ et $C_2$ dont les prototypes sont respectivement $U_i$ et $V_j$ , i, j =1,2, …nsc où nsc le nombre de sous-classes dans une classe

La première étape consiste à évaluer les paires opposées voisines de prototypes.
Soient :

$$L_{12} = [(U_i , V_i ), d (U_i , V_i ) < d (U_i , V_k) ] \forall k$$

$$L_{21} = [ (U_i , V_i ), d (U_i , V_i ) < d (U_p , V_k) ] \forall p$$

De la même façon nous pouvons définir l'ensemble des paires de prototypes opposés des K plus proches voisins soit:

$$\Pi = [L_{12} \cap L_{21} ]$$

$\Pi$ est fixé comme étant l'ensemble de paires opposées les plus proches. La convergence vers la solution optimale dépend de $\Pi$ , donc dépend du choix à priori du nombre de classes. Son organigramme est donné (figure VI.8).

### V.3.5 Résultats expérimentaux [Talh-05]

#### V.3.5.1 Prétraitement

La classification consiste à affecter chaque forme à une classe, à partir des valeurs des différents paramètres obtenues à l'étape de prétraitement. Il est évident que quelle que soit la méthode utilisée, la classification ne peut être correctement réalisée qu'à la condition que les paramètres extraits durant la phase description soient représentatifs de la forme.

- **Méthode de B&B**

Lors de la classification des formes, le nombre de données à traiter est souvent important. Ceci pour deux raisons, d'abord parce que le nombre des formes à traiter est grand, mais aussi parce que le nombre de paramètres utilisés pour la représentation de chaque forme l'est aussi. Ceci entraîne un nombre de traitements, donc un temps de calcul, mais aussi un encombrement mémoire important, voire quelques fois expérimentalement impossible. Ainsi la méthode de B&B réduit le nombre de données à traiter, en supprimant les paramètres les moins pertinents.

Pour l'ensemble de la banque de données des signaux Doppler, en régimes laminaire et turbulent, nous avons appliqué, dans une première phase la classification linéaire. Nous obtenons la courbe suivante

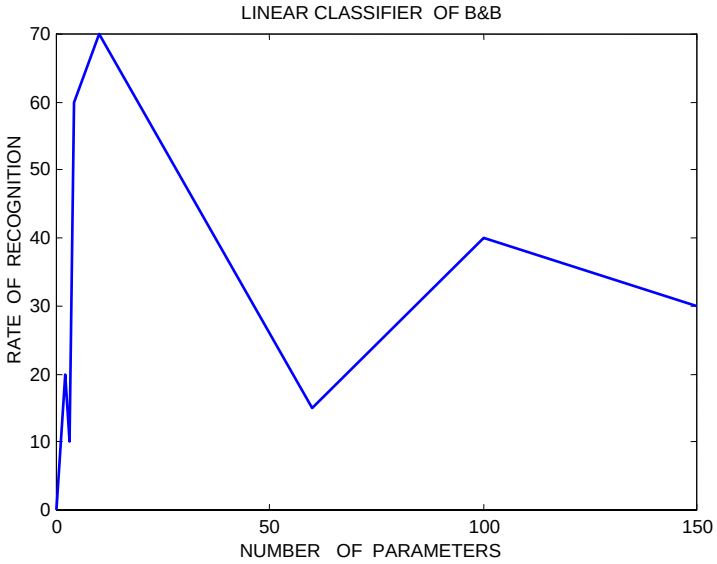



*Figure VI.9: Classificateur linéaire de B&B*

La figure VI.9. , montre l'évolution du taux de reconnaissance en fonction du nombre de paramètres choisis par la méthode de B&B. Ainsi le meilleur taux de reconnaissance (70%) est obtenu pour un nombre de paramètres de dix.

- **Méthode de la Gaussienne.**

Pour le nombre de paramètres fréquentiels de quatre ($F_1$ , $F_2$ , $\Delta F$, $F_m$ ) le classificateur linéaire réalise un TR de 60% ; par contre si on combine les deux méthodes, c'est-à-dire parmi les quatre paramètres fréquentiels, sélectionner les plus pertinents par la méthode de B&B. Le meilleur taux de reconnaissance (TR= 66%)(figure VI.10), est obtenu pour un nombre de paramètres de deux, soient ($\Delta F$, $F_m$ ). De cette manière nous améliorons le taux de reconnaissance et le temps de décision puisque le nombre de paramètres est réduit à deux.

Sur le plan comparatif, si on considère le meilleur classificateur linéaire comme étant celui qui nous donne le meilleur taux de reconnaissance, notre choix sera celui dont le taux de reconnaissance vaut 70%. Ce dernier est obtenu pour un nombre de paramètres (amplitudes spectrales) de 10.

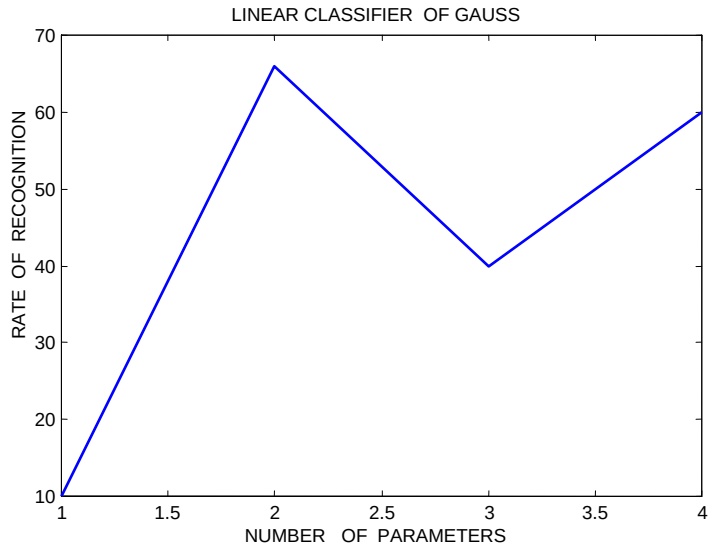



*Figure VI.10: Classificateur linéaire de Gauss*

Mais par contre pour un nombre de paramètres fréquentiels de deux (02) nous obtenons un taux de reconnaissance de 66%, voisin du précédent avec un avantage de temps de décision. Ce genre de classificateur pourra être utilisé dans le cas d'une application en temps réel, où le facteur temps joue un rôle important ; telle que la surveillance d'un malade.

Il est évident que pour un même nombre de paramètres, le temps de reconnaissance (dit aussi temps de décision) pris par un classificateur linéaire est plus court que celui du classificateur non-linéaire. Ainsi pour les même paramètres, sélectionnés par B&B, nous appliquons dans cette phase, le classificateur non-linéaire. Nous obtenons la courbe suivante :

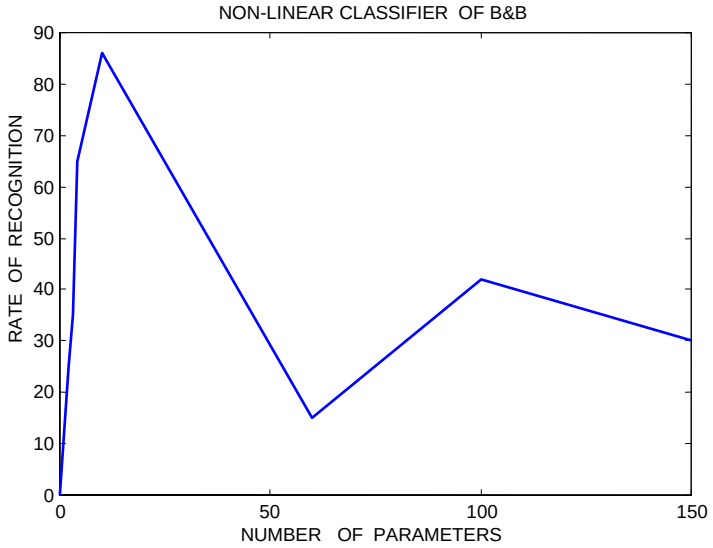



*Figure VI.11: Classificateur non-linéaire de B&B*

Le classificateur choisi, est celui qui correspond aux 16 paramètres les plus pertinents choisis par B&B avec un taux de reconnaissance de 86%.

Comme précédemment le même algorithme du classificateur non-linéaire est appliqué dans le cas où les paramètres choisis sont fréquentiels et sélectionnés par B&B. Nous obtenons la courbe suivante.

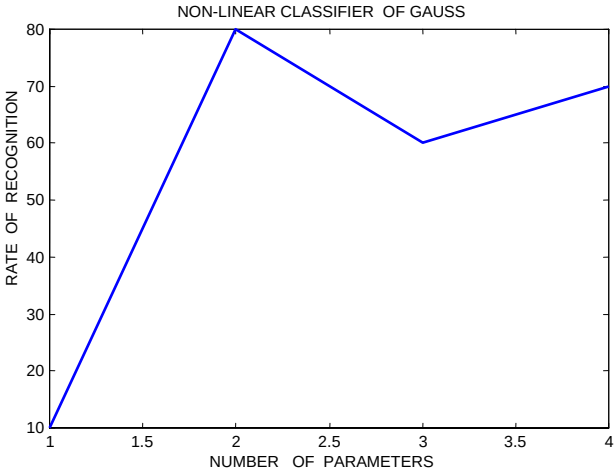



*Figure VI.12: Classificateur non-linéaire de Gauss*

Le meilleur taux de reconnaissance pour un nombre de paramètres fréquentiels de deux (02) ($\Delta F$, $F_m$ ) de la forme Gaussienne, est de 80%. Dans ce cas le meilleur classificateur est celui de B& B si le facteur temps n'est pas important.

Il est logique de réaliser cette amélioration, mais seulement au dépend du temps de décision. un tel classificateur sera approprié pour une application en temps différé, tel que le dépistage, où le facteur temps réel ne s'impose plus.

**V.4 Décision**

C'est l'étape durant laquelle le signal acquis va être affecté définitivement à l'un des régimes d'écoulements. Ainsi pour résumer, nous pourrons énumérer les différentes étapes de notre processus selon l'application désirée.

**V.4.1 Application temps réel** :

D'après les résultats obtenus durant l'étapes d'apprentissage et ceux obtenus pour l'estimation de la vitesse selon le régime d'écoulement, il est évident qu'un signal nouvellement acquis (figure VI.13) , sera transformée en spectre Doppler.

Pour le cas on-line, nous déterminerons les deux paramètres pertinents ( $\Delta F$, $F_m$ ) qui vont nous permettre moyennant le classificateur linéaire du gradient de classer notre signal avec un taux de reconnaissance de 66%. Selon les régimes d'écoulements, la vitesse sera déterminée :

**Régime turbulent** : $\overline{V} = \dfrac{CF_m}{2.52F_e \cos\theta}$

**Régime laminaire** : $\overline{V} = \dfrac{CF_2}{4F_e \cos\theta}$

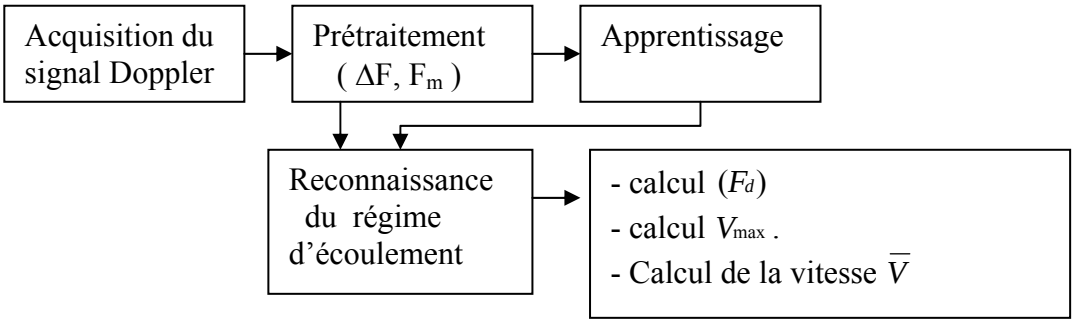



*Figure.V.13: Chaîne de reconnaissance on-line*

### V.4.2 Application en temps différé

Le coût en temps de décision n'a plus son importance et on pourra choisir le meilleur classificateur conçu, soit celui qui nous donne le meilleur taux de classification. Ainsi un signal Doppler acquis, sera transformé en spectre amplitude, les 16 paramètres (figure VI.14) pertinents données par la méthode de B&B nous permettrons de pouvoir classer notre signal avec un taux d'erreur de classification de 80% et de la même manière que pour l'application précédente, selon la classe d'appartenance du signal la vitesse sera calculée.

**Régime turbulent** : $\overline{V} = \dfrac{CF_m}{2.52F_e \cos\theta}$

**Régime laminaire** : $\overline{V} = \dfrac{CF_2}{4F_e \cos\theta}$

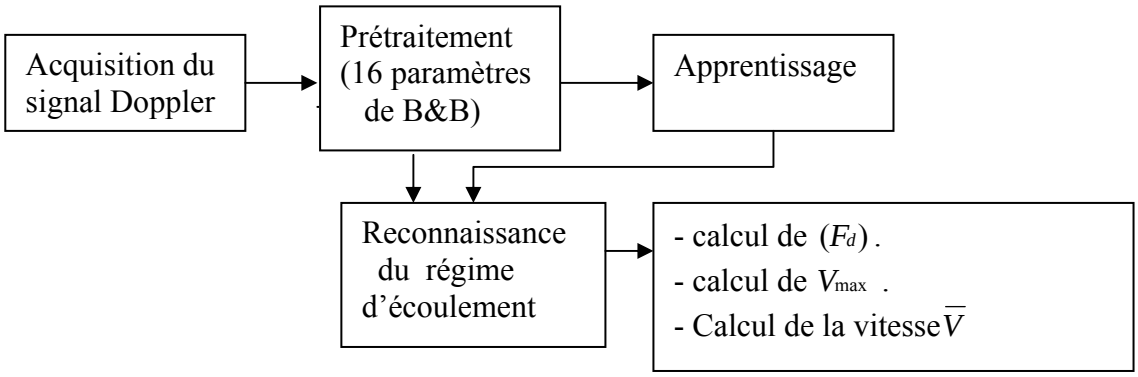



*Figure.VI.14: Chaîne de reconnaissance off-line*

**V.5 Conclusion**

La méthode de B&B, nous a permis de confirmer qu'un sous-ensemble de paramètres ne donne pas forcément une meilleure classification qu'un sous-ensemble plus petit contenu dans le premier. En effet, certains paramètres sont nuisibles à la classification, leur présence appauvrit la reconnaissance.

La simplicité de la méthode de prétraitement qui tient compte de forme Gaussienne du spectre du signal Doppler, lui donne un atout majeure pour son application, d'autant plus que la marge, entre les classificateurs des deux méthodes, n'est pas trop importante, et de plus le nombre de paramètres réduits de cette méthode, nous permet de gagner sur le temps de décision.

Cette étude nous a permis de concevoir plusieurs classificateurs et d'en déterminer le meilleur.

Nous retiendrons pour une application en temps réel, le classificateur linéaire qui ne tient compte que des deux paramètres ($\Delta F$, $F_m$) de l'étape de prétraitement avec un taux de reconnaissance de 66%.

Pour une application en temps différé, le taux de reconnaissance est nettement amélioré, au dépend du temps de décision, puisqu'il est de 80%. Sauf dans ce cas le prétraitement adéquat est celui qui tient compte des 16 paramètres choisis par la méthode de B&B. De cette

manière, il est évident de préciser a notre système, dés l'acquisition le mode d'application : temps réel ou différé. Ainsi pour tout signal acquis, selon cette distinction, l'étape de prétraitement sélectionnera les paramètres adéquats.

Le travail réalisé étant une simulation, sa projection dans le cadre réel nécessite dans un premier temps, l'acquisition d'une banque de données réelles des deux types d'écoulements. Sachant par exemple que l'écoulement turbulent est rencontré à la sortie du cœur et dans les gros vaisseaux. L'écoulement laminaire se rencontre au contraire dans les vaisseaux distaux intra- parenchymateux. La méthode d'estimation des différents paramètres telles que la vitesse du sang, la fréquence Doppler du signal ( $F_d$ ), la fréquence Doppler maximale ( $F_{d\max}$ ) et $V_{\max}$ , resteront inchangées pour la banque de données réelles. Seuls les classificateurs qui seront modifiés. Donc les mêmes méthodes de classifications seront appliquées mais les résultats des règles de décisions seront nécessairement différents.

## Conclusion Générale

Contrairement aux techniques habituellement proposées pour étudier le signal Doppler d'un écoulement, l'analyse spectrale numérique permet de reconnaître la nature du régime établi dans le vaisseau. Ainsi, un régime laminaire se caractérise par spectre plat sur toute la gamme de fréquence Doppler, alors qu'un régime turbulent présente une enveloppe spectrale ramassée vers les hautes fréquences.

Dans un vaisseau, les globules rouges ne circulent pas toutes à la même vitesse et provoquent autant de décalage en fréquence de l'onde ultrasonore qu'elles rétrodiffusent.

Ces observations apportent des informations précieuses sur la nature du flux observé et la position relative du faisceau ultrasonore par rapport à la zone d'intérêt.

L'ultrasonographie à effet Doppler s'est avérée performante pour la caractérisation des régimes d'écoulement et pour l'évaluation des vitesses de flux en approche non-invasive, elle présente une potentialité intéressante pour le diagnostic médical vu que la vitesse maximale du sang $V_{max}$ est un paramètre pertinent pour déterminer le degré des sténoses. La fréquence Doppler ($F_d$) est une caractéristique des pathologies cardiovasculaires telles que les lésions de l'artériosclérose.

Pour apprécier de manière objective l'évolution des spectres Doppler, il était nécessaire de trouver un ensemble de paramètres susceptibles de traduire qualitativement les variations. Les enveloppes des spectres sont représentatives des divergences de forme occasionnées par un changement de régime d'écoulement. Il apparaît qu'un tel spectre peut être décomposé en trois parties définissant trois paramètres caractéristiques des écoulements : La fréquence $F_m$ correspondra au maximum ($A_m$) de l'amplitude spectrale et les fréquences $F_1$ et $F_2$ correspondantes à $A_m/2$ permettent de définir l'écart relatif $\Delta F = F_2 - F_1$.

La méthode d'estimation de vitesse proposée permet non seulement de donner la valeur de la vitesse mais aussi d'extraire les informations utiles du spectre du signal Doppler : La fréquence Doppler du signal ( $F_d$ ), la fréquence Doppler maximale ( $F_{d\,max}$ ) qui donne la plus grande vitesse $V_{max}$ que le flux peut atteindre.

En pratique La mesure directe des vitesses nécessite de visualiser le vaisseau sur une longueur suffisante pour que son angulation par rapport au faisceau puisse être déterminée. Malheureusement, la fiabilité de la conversion et donc de la mesure, dépend de l'angle Doppler : en effet, cosθ se rapproche de zéro quand l'angle augmente, si bien que le risque d'erreur augmente avec l'angle, au point d'atteindre 100% pour un angle de 80°.

En perspectives, il serait intéressant, voir, important pour appuyer la validation de nos travaux, d'appliquer cette méthode d'estimation à un fluide encore plus proche du sang comme le BMF ( Blood Mimiking Fluid) [Ramn-98][Yuan-03].

L'apport de la reconnaissance de forme à la technique Doppler prend alors toute son importance. Une étude comparative de prétraitement nous a permis d'apprécier les paramètres pertinents du spectre d'amplitude et les fréquences caractérisantes les différents types d'écoulement : Les fréquences ( $F_m$ , $F_1$ , $F_2$) et l'écart relatif $\Delta F = F_2 - F_1$.
Moyennant un apprentissage automatique des deux types d'écoulements, la reconnaissance automatique permet ainsi selon les application (on line ou off line), de classer un spectre d'écoulement donné et d'estimer automatiquement sa vitesse relative.

L'approche que nous avons développée en R.F, est une approche paramétrique, choisie pour sa simplicité de mise en oeuvre et sa logique. Une méthode statistique basée sur la densité de probabilité de la dispersion des formes dans l'espace, pourrait améliorer le taux de reconnaissance.

Le développement de cette technique réclame cependant d'importants moyens de recherche en raison de la complexité du phénomène étudié ; la nature pulsatile du débit sanguin et la déformation des parois des vaisseaux qui en résulte, en sont autant d'exemples.

L'analyse spectrale, qui permet de fournir aussi bien des données relatives au vaisseau que celles relatives à l'écoulement, constitue une étape importante vers la quantification du flux sanguin par voie externe.

## *INTRODUCTION*

La connaissance approfondie de la circulation sanguine et la compréhension des phénomènes qui la régissent, ainsi que la classification des pathologies associées aux troubles fonctionnels du système artério-veineux, ne peuvent s'envisager sans une étude quantitative du débit sanguin dans les vaisseaux.

L'objectif de notre travail consiste en l'exploitation du signal Doppler, pour améliorer la caractérisation des flux sanguins et déterminer la vitesse de l'écoulement d'une façon automatique.

Il est possible de calculer le débit vasculaire à l'aide du Doppler à condition que le diamètre du vaisseau soit mesuré de façon fiable. Par cette méthode, le débit est égal au produit de la vitesse moyenne (moyennes des vitesses à l'intérieur du vaisseau examiné) par la surface de section de ce vaisseau. Cette mesure de débit est soumise à des risques d'erreur : erreur sur la mesure des vitesses, liée à l'angle, erreur sur l'estimation de la fréquence moyenne et l'erreur sur le calcul de la surface de section du vaisseau. Cette erreur est d'autant plus importante que le vaisseau est petit De plus pour les veines la section n'est pas circulaire sans oublier de tenir compte de la compliance vasculaire, c'est-à-dire des modifications de calibre du vaisseau en fonction du cycle cardiaque pour les artères, ou de la respiration pour les veines. Pour améliorer de façon sensible la précision de mesure de débit sanguin dans un vaisseau, nous avons plutôt recours à la méthode des profils d'écoulement.

Les propriétés non ionisantes des ondes acoustiques et leur facilité à se propager dans les tissus du corps humain, expliquent à elles seules le développement des techniques ultrasonores de ces dernières années dans le domaine médical. Deux grands axes de recherches se sont précisés avec l'imagerie et l'étude des écoulements sanguins.

Si l'imagerie ultrasonore s'est imposée comme un véritable outil de décision pour le praticien, il n'en est pas de même pour la débitmétrie qui se heurte à certains problèmes de méthodologie.

C’est au début des années soixante qu’eurent lieu les premières mesures du débit sanguin par effet Doppler ultrasonore. Les conditions et les difficultés d’une telle mesure, compte tenu des contraintes imposées, sont telles que les méthodes classiques et industrielles de mesure du débit sont pratiquement inapplicables.

L’utilisation des ultrasons et du décalage en fréquence associé à une onde rétro diffusée par les globules rouges du sang ont permis le développement et la commercialisation d’appareils « à effet Doppler » qui, pour certaines applications, présentent des avantages certains. Leur simplicité de fonctionnement et de manipulation devrait permettre leur diffusion et leur utilisation de façon plus courante.

En réalité, celles-ci sont freinées par la faible précision de l’indication fournie et par la difficulté d’en déduire la vitesse de débit ou les autres caractéristiques de l’écoulement, même dans le cas de mesures relatives. En effet, le signal recueilli par le capteur ultrasonore provient des très nombreuses cibles – globules rouges- contenues dans le volume de mesure : il dépend donc d’un grand nombre de paramètres qui sont difficilement contrôlables et pratiquement impossibles à mesurer. Le signal Doppler, obtenu après translation de fréquence, présente les caractéristiques d’un signal aléatoire et renferme une grande quantité d’informations qui concernent non seulement les caractéristiques de l’écoulement, mais encore celles du capteur et du champ ultrasonore. Ce signal peut être analysé temporellement par la technique du compteur de passage à zéro. Cependant, ce procédé ne donne aucune information sur le profil de l’écoulement et notamment sur la dispersion des vitesses circulatoires à l’intérieur du vaisseau. Ce tracé permet de détecter les anomalies mais moins de les caractériser.

Le choix de l’analyse spectrale comme technique de traitement du signal se justifie par le fait que le phénomène fondamental utilisé, consiste en une modification par la grandeur à mesurer- vitesse ou débit- du spectre de fréquence de l’onde ultrasonore émise. Cette modification ne consiste pas seulement en une translation du spectre, mais également en un élargissement -dispersion – qui dépend du capteur, du champ ultrasonore, du volume de mesure, des caractéristiques des cibles et de l’écoulement. Cette analyse spectrale ne répond donc pas simplement à un souci de curiosité, mais elle apparaît bien plus comme méthode d’analyse directe et indispensable.

L'étude expérimentale présentée dans les chapitres suivants concerne l'analyse détaillée du signal Doppler d'un liquide simulant le sang et vise les objectifs suivants :

- déterminer l'influence des paramètres de mesure
- obtenir une information plus précise et plus complète relative aux caractéristiques de l'écoulement en régime permanent.
- Calcul automatique de la vitesse d'écoulement en régime laminaire et turbulent

**Le mémoire que nous présentons est constitué de cinq chapitres**

**Dans chapitre 1,** nous introduisons certaines notions sur le débit sanguin et certaines méthodes de mesure utilisées, leurs possibilités et leur domaine d'application.

**Dans le chapitre 2,** les précisions sur la propagation des ondes acoustiques, et les caractéristiques fondamentales d'un fluide, nous seront nécessaires à l'étape expérimentale. Une analyse détaillée de l'effet Doppler permet de mettre en évidence la complexité des phénomènes qui interviennent dans le cas de la mesure envisagée. Des précisions sur les transducteurs ultrasonores, nous permettrons de les adapter efficacement à notre chaîne de mesure.

**Le chapitre 3,** sera consacré aux avantages et inconvénients des débitmètres à effet Doppler.

**Le chapitre 4**, décrit le montage expérimental qui comprend le banc hydraulique, le transducteur ultrasonore, le dispositif de détection et d'acquisition du signal Doppler

**Dans le chapitre 5 ,** une meilleure compréhension du processus Doppler était d'étudier les facteurs qui influent sur la mesure de la vitesse de l'écoulement tel que le diamètre des vaisseaux, le débit volumique, la nature du liquide, la position de la sonde par rapport aux vaisseaux. L'estimation de la fréquence Doppler du signal nous permet de déterminer la fréquence Doppler maximale $F_{d\max}$ ainsi que la vitesse maximale du flux. La mise en évidence de la vitesse de frottement et le coefficient de frottement nous permettent de justifier le taux d'erreur commise.

**Dans le chapitre 6.** L'approche utilisée pour l'automatisation du diagnostic est spécifiquement la reconnaissance de formes. La détermination de la vitesse, des fréquences $F_{d\max}$ et $F_d$, permettrait de trancher sur le diagnostic. Dans le but de calculer automatiquement ces paramètres, un apprentissage automatique s'impose. Une méthode de prétraitement a été développée dans le but de réduire la banque de données du signal Doppler et sélectionner les paramètres les plus pertinents. Des classificateurs linéaires et non-linéaires ont été conçus. Selon le nombre de paramètres et leur nature une étude comparative nous a permis d'apprécier le meilleur classificateur.

**La conclusion** souligne les avantages du dispositif réalisé, rappelle les principaux résultats obtenus à partir de l'expérience et tire les enseignements qui permettront d'augmenter les possibilités des débitmètres et par conséquent d'envisager un développement de leur application.

N°d'ordre : : 05/2005-E/EL

*République Algérienne Démocratique et Populaire*
*Ministère de l'Enseignement Supérieur*




Université des Sciences et de la Technologie
Houari Boumediene
U. S. T. H. B.

Faculté d'Electronique et d'Informatique

Thèse
présentée pour l'obtention du diplôme de Doctorat d'Etat
En : Electronique
Spécialité : Electronique Appliquée

Par

*M.D-Kedir-Talha*

Thème

# Exploitation du Doppler dans le Domaine Cardio-Vasculaire En Vue d'une Automatisation de Diagnostic

Soutenue le 14/12/2005, devant le jury composé de :

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| Mr | A. ADANE | Professeur | U. S. T. H. B. | Président |
| Mr | M. MEHENNI | Professeur | E.N.P | Rapporteur |
| Mr | M. ATTARI | Professeur | U. S. T. H. B. | Examinateur |
| Mr | A. GUESSOUM | Professeur | U. Blida | Examinateur |
| Mr | A. HOUACINE | Professeur | U. S. T. H. B. | Examinateur |
| M$^{me}$ | D. ADGHAR | Prof. en Cardiologie | C.N.M.S. | Invitée |

**REFERENCES**


[Ange-80] **Angelsen B.A.J**., 1980, A theorical study of the scattering of ultrasound from blood, IEEE Trans.biomed. Eng, vol. 27, n°2, pp.61-67.

[Arbe-83] **Arbeille P,** 1983, Les ultrasons en pathologie vasculaire: visualisation de plaques et mesure de débit sanguin, ITBM, vol.4, n°1, pp.1-12.

[Asch-82] **Asch G,** Les capteurs en instrumentation industrielle, 1982, Ed. Dunod Paris, Ch.10-1, pp.428-455.

[Basc-96] **Bascon P.A.J, Johnston K.W. , Cobbold R.S.C and M. Ojha**, 1996, Defining the limitations of measurements from Doppler spectral recordings. J.Vax- Surg., 24, p. 34-45.

[Bast-96] **Bastos C.A.C, P.J. Fish and Vaz F**, 1996, A model for generating Doppler ultrasound signals from pulsatile blood flow, in proc.18$^{th}$ Ann.Int.Conf. IEEE Eng Med Biol. Soc; vol. 18, pp.131-135

[Batt-83] **Battocletti J.H**, 1983, Nuclear Magnetic Resonance and transcutanous Electromagnetic Blood Flow Measurement- Journal of microwave power, vol. 18, n°3, pp 221-232.

[Beis-68] **Beisner**,1968, a recursive baysian approch to pattern recognition , vol.1, pp.13-31.

[Brod-74] **Brody W.R, 1974**, Theorical Analysis of the Doppler, -IEEE Trans Bio Eng , vol.21, n°3, pp.183-192.

[Bude-94] **Bude R.O**,1994, Conventional Color Doppler Sonography: Comparison in the Depiction of Normal Intrarenal Vasculaire- Radiology , Vol. 192, pp.777-780.

[Chab-97] **Chabria Y. and Newhouse V.L**, 1997, Estimation of axial blood velocity using the Doppler equation corrected for broadening, Ultrason.Med.Biol, vol. 23, pp.967-968.

[Chan-76] **Chang**, 1976, Pattern recognition by piecewise linear discriminant functions, IEEE trans on pattern analysis and machine intelligence, vol .12, pp.101-110.

[Coli-02] **Colin K. L. Phoon, Orlando Aristizábal, and Daniel H**, Sep 2002, velocity profile in mouse embryonic aorta and Doppler-derived volumetric flow: a preliminary model, Am J Physiol Heart Circ Physiol,; 283, pp.908 - 916.

[Como-84] **Comolet R**, 1984, Biomécanique Circulatoire, Ed Masson, pp. 385-39

[Craw-88] **Crawford F.S,** 1988, Cours de physique,Ed Colin Paris, vol.3, pp.366-380.

[Deni-55] **Denisson A.B**, 1955, The aquare wave electromagnetic flowmeter for application to intact blood vessels, Cir.Res, vol.3, pp.39.

[Doma-90] **Domart A and Borneuf J,** 1990, Nouveau Larousse Médical, Larousse Paris,pp.1536-1540.

[Eick-93] **Eicke B** ,1993, In vitro Validation of Color Velocity Imaging And spectral Doppler for Velocity Determination, -Journal Neuroimag, vol.3, pp. 89-92.

[Euro-91] **European Carotid Surgery** Trialists (ESCST) Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: 1991, Interim results for symptomatic patients with severs (70-99%) or with mild –0- 29%) carotid stenosis.Lourcet., 337, pp. 1235-1243.

[Evan-89] **Evans D.H. Mc Dicken W.N, Skidmore R. and Wood-code J.P**,1989, Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications, Chiaster -U.K John Wiley & Sons-.pp.451-459.

[Fish-86] **Fish P.J**., 1986, Doppler methods in physical principals of medical ultrasonic, C.R-Hill-Ed-Chiaster, U.K :Ellis Horwood , ch. 11, pp. 338-376.

[Fish-91] **Fish P.J**, 1991, Nonstationarity broadening in pulsed Doppler spectrum measurement,-Ultrason.Med.Biol, vol.17, n°2, pp. 147-155

[Fran-90] **Franceschi C**, 1990, L'effet Doppler. 2ème Partie : Notions pratiques sur le recueil du signal Doppler. Rev Im Med, vol.2, pp. 55 -57

[Frie-76] **Friedman and Basket**, 1976, An algorithm fo fiding nearest neighbords, IEEE trans on comp, vol. 25, pp.1000-1006.

[Gane-04] **Ganesh Acharya, Tiina Erkinaro, Kaarin Mäkikallio** , Apr 2004; Relationships among Doppler-derived umbilical artery absolute velocities, cardiac function, and placental volume blood flow and resistance in fetal sheep, Am J Physiol Heart Circ Physiol, 286: pp.1266 -1272.

[Garb-82] **Garbini J.L and Forster F.K**, 1982, Measurement of fluid turbulence based on pulsed ultrasound techniques,- Journal Fluid Mech, vol. 118, pp. 445- 470.

[Giar-93] **Giarré M., Stergiopulos N and Meister J.J**, 1993, Blood Flow Vector Mapping of Doppler Ultrasound Data , Ultrasonic International Conférence proc., pp 607-610.

[Gira-70] **Girard J.P**, 1970, Etude et Réalisation d'un Débitmétre ultrasonore à déphasage –Application à la mesure du débit sanguin.

[Gule-99] **Guler N., Gurguen F., Varol F, 1999,** Diagnostics of Fetal Hypoxia by discriminant functions using umbilical arterial blood flow velocity waveforms, 2 nd Intl.Sym.Math. and Comp, pp 372-378.

[Gurg-01] **Gurgen F.S, Guler N, Varol F,** Antenatal Fetal risk assessment by blood velocity waveforms using discriminant functions: umbilical ratio, IEEE engineering in Medicine and Biology magazine, vol. 20, n°6, pp. 165-169.

[John-93] **Johns S.A,** 1993, Fundamental sources of error and spectral broadening in.Doppler ultrasound signals" Crist -Rev-Biomed-Eng. , vol. 21, n°5, pp.399-483.

[Kedi-05] **Kedir - Talha M.D and Mehenni M**, 2005, The Estimate Rate of Permanent Flow of a Liquid Simulating Blood by Doppler Effect , International Journal of Signal Processing, Enformatika, vol.2, n° 1, pp.59-65.

[Koli-63] **Kolin A**.,1936, Electromagnetic Flowmeter :principal of method and its applications to blood flow measurement Proc.Soc.Exp.Biol. and MED ; vol .35, pp35.

[Pero-74] **Peronneau P,** capteurs et vélocimètrie ultrasonore Doppler, INSERM, séminaire Paris, vol.34, pp.69-88.

[Lunt-75] **Lunt M.J**, 1975, Accuracy and limitations of ultrasonic Doppler Blood Velocimeter and zero crossing detector, -Ultrasound in Medecine and Biology, vol.2, pp.1-10.

[Nave-77] **Navendra and K.Fukunaga**, 1977, A Branch and Bound algorithm for feature subjet selection " IEEE transaction on computers, vol.26, pp.917- 922.

[Nort-91] **North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) Collaborator**, 1991, Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high grade carotid stenosis, N. Engl. J. Med., vol.325, pp. 445-453

[Midd-90] **Middleton W.D**, 1990, The carotid ghost. A color Doppler ultrasound duplication artefact, Ultrasound Med, vol.9, pp.487-493.

[Mich-91] **Michel D** , 1991, Ultrasonographie vasculaire, Ed Vigot Paris, pp.590-600.

[Mitc-90] **Mitchell D.G**, 1990, Color Doppler Artifact in anechoic regions. Journal Ultrasound Med, vol.9, pp.255-260.

[Patr-75] **Patrick**, 1975, A generalised K-nearest neighbor rule, information and control, vol. 16, pp.128-152.

[Quen-74] **Quentin G.**, Octobre 1974, Porpagation des ultrasons dans les tissus vivants refexion; rétrodiffusion – Vélocimètrie - Ultrasonore Doppler, INSERM, Séminaire PARIS. vol.34, p.21-29.

[Ramn-98] **Ramnarine K.V.,. Nassiri D.K, Haskins P.R. and Lubbers J**., 1998, Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects- Ultrasound Med-Biol.-, 24 (3), pp. 451-459.

[Ramn-85] **Reuther G**., 1985, Phénoménologie de l'imagerie vasculaire par RMN : aspects et perspectives , Electromedica, vol.53, n°2, pp.58-67.

[Rick-95] **Rickey D.W., Picot P.A., Christopher D.A. and Fenster A**., 1995, A well-less vessel phantom for Doppler ultrasound studies-Ultrasound Med-Biol, vol.21 , pp. 1163-1176.

[Roev-74] **Roevros J.M**, 1974, Analogue processing of C.W. Doppler flowmeter signals to determine average frequency shift momentaneously without the use of a wave analyser, Ed North Holland, pp.43-54.

[Sall-81] **Salles-cunha S.X**., 1981, The NMR blood flowmeter- Applications, Medical physics, vol. 8, n° 4, pp. 452-458.

[Sand-95] **Sandrick K**, 1995, Doppler provides adjunct to standard CDI-Diagnostic Imaging Europe, , pp. 37-44.

[Schm-85] **Schmidt R,** 1985, La Résonance Magnétique Nucléaire ; principe de l'imagerie par résonance magnétique, R.B.M, vol.7, n° 2, pp.153-158.

[Schl-79] **Schlichting H**, 1979, Boundary layer-theory , Mc. Graw Hill book-company., ch. 20, pp. 597-602

[Slan-80] **Slansky- Michelotti**, 1980, locally trained piecewise linear classifiers, IEEE trans on pattern analysis and machine intelligence PAM12 , pp.101-111.

[Slei-00] **Sleinman A.H., Myers J.G and Cobbold R.S.C**, 2000, A new approch for determinating maximum frequency in clinical Doppler ultrasound spectral estimates « Proceeding of the 22 Annual EMBS International conférence Chicago, pp-2640-2643.

[Talh-05] **Talha-Kedir M.D and Mehenni M**, 2005, Automatic Discrimimation of the Modes of Permanent Flow of a Liquid Simulating Blood, accepted at the 3rd World Enformatika Conference, WEC'05, Istanbul, Turkey.

[Patr-77] **Patrick,1977**, A generalised K-nearest neighbour rule, Information and control, vol.16, pp. 128-152.

[Vait-88] **Vaitkus P.J and Cobbold R.S.C**, 1988, A comparative study and assessment of Doppler ultrasound spectral techniques part I: Estimation methods, Ultrason.Med.Biol, vol. 14, n°8, pp.661-672.

[Van-86] **Van Leeuwen G.H and Hoceks A.P.G**, 1986,Simulation of real-time frequency estimators for pulsed Doppler systems, Ultrason. -Imaging, vol.8, pp.252-271.

[Wood-75] **Woodcock J.P**, 1975, Development of the ultrasonic flowmeter, Ultrasound in Med and Bio, vol.2,pp. 11-18

[Whit-82] **White D.N**, 1982, Johann Christian Doppler and his Effect,-Ultrasound in Medecine and biology, vol .8, n°6, p.583-591.

[Wang-96] **Wang Y. and Fish P.J**, 1996, Comparison of Doppler signal analysis techniques for velocity waveform: a simulating study, -Ultrason.Med.Biol, vol 22,pp.635-649.

[Wyat-84] **Wyatt D.G,** 1984, Blood flow and blood velocity measurement in vivo by electromagnetic induction, Medical and biomedical engineering and computing, pp.193-211.

[Yall-80] **Yallan and Chu** , 1980, The relation ship of features extraction critèria and its relation to the bayes risk estimate, , IEEE Trans on pattern analysis and machine intelligence, PAM12, pp.120-130.

[Yuan-03] **Yuanyuan Wang, Yu Zhang**, 2003, Wavelet feature extraction of Doppler blood flow waveforms Biomedical Eng 2003, IEEE, EMBS Asian-Pasific conference, pp. 116-117.

## Avant propos

Dans le cadre des recherches entreprises entre le LABORATOIRE DE GENIE BIOMEDICAL DE LA FACULTE D'ELECTRONIQUE DE L'U.S.T.H.B et le SERVICE DE CARDIOLOGIE DU CENTRE NATIONAL DE LA MEDECINE SPORTIVE (CNMS) dirigé par le Professeur **R. Hanifi**, une étude intitulée « EXPLOITATION DU DOPPLER DANS LE DOMAINE CARDIO-VASCULAIRE EN VUE D'UNE AUTOMATISATION DE DIAGNOSTIC », nous a été confiée.

Nous tenons à exprimer nos remerciements à toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail.

Notre profonde reconnaissance est destinée au professeur **Y. Flamant** et le Docteur **K. Chair**, maître assistant en cardiologie, pour nous avoir proposé ce sujet et guidé dans une première phase de notre recherche.

Que Monsieur le professeur **M. Mehenni,** directeur de thèse, trouve ici l'expression de notre profonde gratitude pour sa disponibilité et ses judicieux conseils.

Notre gratitude et notre grande reconnaissance est destinée à :
Monsieur **A. Adane**, professeur à l'U.S.T.H.B qui a bien voulu nous faire l'honneur de présider le jury de cette thèse.
Monsieur **M. Attari**, professeur à l'U.S.T.H.B.
Monsieur **A. Guessoum**, professeur à l'U.Blida.
Monsieur **A. Houacine**, professeur à l'U.S.T.H.B.
Madame **D. Adghar,** professeur en cardiologie au C.N.M.S.
Pour avoir accepté d'honorer le jury par leur présence.

Nous tenons à remercier vivement Monsieur **A. Badidi** et Monsieur **R. Drai** , chef de laboratoire et chercheurs du laboratoire de traitement du signal en contrôle non destructif (CND) des matériaux du C.S.C de Chéraga, de nous avoir accueilli dans leur laboratoire et mis à notre disposition leur matériel de travail.

Nous tenons à remercier également :

- L'ensemble des collègues de la faculté d'électronique de l'U.S.T.H.B.
- L'ensemble des chercheurs du GBM.
- L'ensemble du personnel techniques et administratif de la faculté d'électronique de l'U.S.T.H.B.

# *Sommaire*

Avant propos……..1

Sommaire……..……..3

Introduction……..…….…….7

***CHAPITRE I :LE DEBIT SANGUIN ET LES TECHNIQUES DE MESURE***

I-1) La circulation sanguine …….11

I-1-1) L'appareil circulatoire…….…….11

I-1-2) Hémodynamique…..…… ……..12

I-2) Méthodes physiques de la mesure continue du débit sanguin instantané…..15

I-2-1) La débitmétrie électromagnétique……...…15

I-2-1-1) Induction continue……..……..16

I-2-1-2) Induction sinusoïdale……..……16

I-2-1-3) Induction alternative de forme carrée…….17

I-2-2) La débitmètre par résonance magnétique nucléaire……..18

I-3) Conclusion……19

***CHAPITRE II :PROPAGATION DES ONDES ACOUSTIQUES DANS LES FLUIDES ET TRANSDUCTEURS ULTRASONORES***

II-1) Introduction……..21

II-1-1) Différents types d'ondes…… ……..22

II-1-2) Propagation des ondes acoustiques dans les fluides…….....23

II-2)Grandeurs fondamentales d'un fluide.……..25

II-2-1) Mouvement des particules…….26

II-2-2) Pression instantanée…….……..26

II-2-3) Intensité acoustique……26

II-2-4) Impédance acoustique……27

II-2-5) Viscosité…….28

II-2-6) Nature des écoulements……29

II-2-6-1) Nombre de Reynolds…….....31

II-2-6-2) Régime laminaire……..31
II-2-6-3) Régime turbulent…….....31
II-3) Profil de vitesse…….32
II-3-1) Le vecteur vitesse……..…….32
II-3-2) Vitesse d'écoulement…….……34
II-3-2-1) Régime laminaire……..…….....34
II-3-2-2) Régime turbulent……...……...35
II-4) Frottements aux parois……..…….36
II-4-1) Vitesse de frottement……..…….36
II-4-2) Coefficient de frottement……..…….....37
II-5) Transducteurs ultrasonores……..……..38
II-5-1) Introduction……..……...38
II-5-2) Générateurs magnétostrictifs……..…….38
II-5-3) Générateurs piézoélectriques……. ……38
II-5-3-1) Transducteurs piézoélectriques……39
II-5-3-2) Schéma électrique équivalent……..39
II-5-3-3) Adaptation de l'onde……41
II-5-3-4) Diagramme de rayonnement……42

***CHAPITRE III : DEBITMETRIE SANGUINE ULTRASONORE***

III-1) Introduction…….45
III-2) Débitmétrie à temps de transit……..……..45
III-3) Débitmétrie par effet Doppler...……..47
III-3-1) Introduction…….....48
III-3-2) Principe …… ……..48
III-3-3) Appareillage Doppler…….……..51
III-3-3-1) Le Doppler à émission continue…….51
III-3-3-2) Le Doppler pulsé……53
III-3-3-3) Le Doppler couleur……...……. ……56
III-4) Méthode de mesure…….....57
III-5) Conclusion……..59

***CHAPITRE IV : DISPOSITIF EXPERIMENTAL***

IV-1) Le banc hydraulique……...61

IV-1-1) Système d'écoulement……...61

IV-1-2) Système d'acquisition……..……..63

IV-2) Conclusion…….....68

***CHAPITRE V :EXPERIMENTATION ET RESULTATS***

V-1) Introduction……69

V-2) Acquisition et traitement du signal…….70

V-2-1) Caractérisation des régimes d'écoulement……..73

V-2-2) Approche médicale… …….75

V-2-3) Approche théorique…….……76

V-3) Estimation des grandeurs caractéristiques de l'écoulement……. ……..77

V-3-1) Angle constant et débit variable…….79

V-3-2) Débit constant et angle variable……..84

V-3-3)Vitesse de frottement……88

V-3-4) Coefficient de frottement…….89

V-4) Résultats……...91

V-5) Conclusion……...92

***CHAPITRE VI : DETERMINATION AUTOMATIQUE DE LA VITESSE D'ECOULEMENT***

VI-1) Introduction……93

VI-2) Prétraitement ……94

VI-2-1) Méthode de B&B……..94

VI-2-1-1) Présentation de l'algorithme……..95

VI-2-1-2) Schéma d'énumération……..96

VI-2-1-3) Algorithme de B&B……...97

VI-2-1-4) Déroulement de B&B…….103

VI-2-2) Forme de GAUSS……..104

VI-3) Classification automatique……. .104

VI-3-1) Théorie Bayésienne……..……..…104
VI-3-2) Classificateur de Bayes.……..…105
VI-3-3) Classificateur linéaire……..…106
VI-3-3-1) Méthode du Perceptron…….106
VI-3-3-2) Méthode de Ho-Kashap……...…….109
VI-3-4) Classificateur non-linéaire ……111
VI-3-5) Résultats……..……114
VI-4) Décision……117
VI-4-1)Application en temps réel……117
VI-4-2)Application en temps différé……118
VI-5) Conclusion……119

***CONCLUSION GENERALE……121***
**ANNEXE 1 :** Circulation du sang.……..…123
**ANNEXE 2 :** Artériosclérose……128
**ANNEXE 3:** Domaines d'applications des ultrasons en médecine…..……..130
***BIBLIOGRAPHIE* ……..……...132**