

Traitement, Synthèse, Technologie et Applications

BIARRITZ - Mai 1984 -

IMAGERIE DOPPLER TEMPS REEL
REAL TIME DOPPLER IMAGING

D. CATHIGNOL, R. UNTERREINER

Centre d'Etudes et de Technologie Appliquées à la Clinique-18, av. Doyen Lépine - 69500 - BRON (FRANCE)

RESUME

Les méthodes permettant d'évaluer l'importance d'une sténose sont essentiellement l'échographie bidimensionnelle et la vélocimétrie Doppler. L'analyse du signal Doppler peut se faire soit à partir d'un vélocimètre à émission continue qui permet une mesure globale des vitesses rencontrées dans le champ ultrasonore, soit à partir d'un vélocimètre à émission codée qui permet de sélectionner le volume de mesure et par voie de conséquence de tracer des profils de vitesse. Aucun ne permet de visualiser un segment de vaisseau.

Les limitations de ces deux méthodes sont en partie éliminées par l'emploi simultané d'un imageur et par l'analyse spectrale du signal Doppler. L'imagerie bidimensionnelle donne essentiellement la géométrie des parois artérielles et l'aspect obtenu est souvent le même que l'artère soit vide d'écho ou obstruée par un caillot frais. Pour s'affranchir de ce problème deux voies sont proposées : soit associer un échographe bidimensionnel avec un vélocimètre Doppler, ce sont les systèmes duplex, soit développer des imageurs Doppler temps réel permettant de faire une image d'un segment de vaisseau. Déjà plusieurs propositions et réalisations ont été faites. Les images n'étant pas obtenues en temps réel, ces propositions ont eu un succès modeste. Il faut environ 20 à 60 minutes pour l'exploration bilatérale des carotides.

Nous proposons un système à barrette composé de n couples de transducteurs émetteurs et récepteurs. Chaque couple est connecté à un vélocimètre à émission continue dont la fréquence d'émission diffère pour chaque voie. Cette possibilité permet d'émettre simultanément dans n directions et par là-même de recueillir simultanément autant d'information de vitesses qu'il y a de voies. L'interaction parasite entre les différentes voies a été éliminée par un filtre passe-haut du 8ème ordre.

Nous montrons les résultats obtenus sur un prototype à trois voies d'abord sur un fil défilant puis sur un tuyau où une sténose est simulée. Enfin un résultat in vivo laisse à penser que cette solution est prometteuse.

SUMMARY

Current ultrasound methods to detect and assess the severity of stenoses are based either on imaging, Doppler signal analysis or the combination of the two. On Doppler analysis two modalities can be identified : continuous wave (cw) Doppler and pulsed Doppler system.

The limitations of each method may be partially overcome either using bidimensional imaging or a spectral Doppler signal analysis. Bi-dimensional imaging provides the geometry of the vessel wall. A normal vessel lumen is free of echo, the result is often the same when the carotid is completely occluded by a clot of blood. To overcome these problems most commercial Bi-dimensional systems incorporate a Doppler system. Nevertheless no information is given about the velocity distribution inside the lumen. Recently, many groups demonstrate the possibility to obtain a bi-dimensional Doppler image in a cross section.

Although duplex scanning and bi-dimensional Doppler systems provide many informations, these systems are complex and it is not possible to obtain bi-dimensional image in real time. Typically a bilateral carotid study can take from 20 to 60 minutes.

These problems are essentially the range frequency ambiguity when a pulsed Doppler system is used and the necessary time to measure the Doppler signal when a c.w. Doppler system is used.

We suggest a new system using a linear array composed of n couples of emitter and receiver. Each couple is connected to a c.w. Doppler system the frequency of which is different from the others. In this way, it is possible to obtain an image in real time. To eliminate the interaction between the different c.w. velocimeters a special high pass filter is used, the bandwidth of which is equal to 10 KHz and the slope is about 50 db per octave.

We give the results obtained with the prototype composed of three channels : first on a moving wire on a tube with a stenosis and last in the radial artery. The possibility to see the flow moving on a segment of the vessel seems to be promising.



IMAGERIE DOPPLER TEMPS REEL
 REAL TIME DOPPLER IMAGING
 D. CATHIGNOL, R. UNTERREINER

INTRODUCTION -

L'échographie bidimensionnelle, sauf en de rares exceptions, s'est substituée à l'échographie de type A. Nous aurions pu penser qu'à l'instar de cette technique, l'imagerie Doppler se développerait au détriment de la vélocimétrie Doppler classique. Il n'en est rien et l'imagerie bidimensionnelle Doppler en est encore à ses balbutiements malgré de nombreuses tentatives. Les travaux dans ce domaine se sont développés autour de deux techniques : la vélocimétrie à émission continue et la vélocimétrie à émission codée.

Les vélocimètres à émission continue mesurent la valeur de la vitesse moyenne de l'ensemble des particules en mouvement dans le champ ultrasonore. Si, comme le propose SPENCER (1973) (1), nous déplaçons mécaniquement le transducteur dans un plan x - y, nous obtenons une image sous la forme d'une rétroprojection des vitesses moyennes sur le troisième axe z (figure 1).

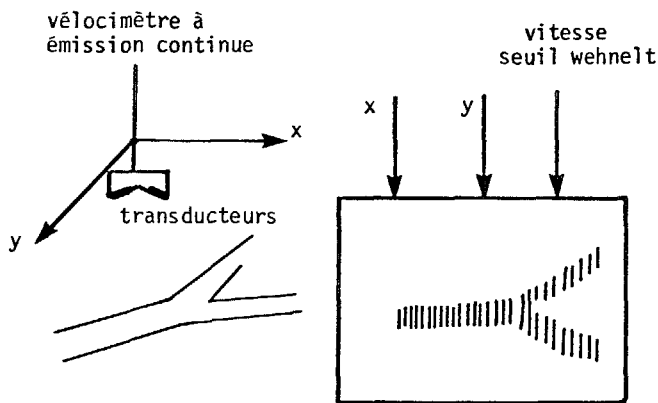


Figure 1 - Le déplacement mécanique suivant les axes x et y permet d'obtenir une projection des vitesses moyennes dans un plan parallèle au plan x - y.

La modulation du whenelt peut se faire en tout ou rien comme pour les premiers appareils développés où comme il a été récemment proposé soit sous la forme d'une image à échelle de gris, soit encore sous la forme d'une image en pseudo couleur où les teintes rouges représentent les vitesses positives (artères) et les teintes bleues les vitesses négatives (veines). L'obstacle principal de cette méthode est le temps mis pour obtenir une image. Par exemple, la visualisation de la bifurcation carotidienne demande, même pour un clinicien entraîné, de 15 à 30 minutes. Ce délai est un obstacle majeur pour le développement commercial d'une telle méthode qui de plus élimine toute possibilité de temps réel. REID (1974) (2) propose alors comme pour l'échographie bidimensionnelle de remplacer le mono transducteur par une barrette multi-éléments. Cependant, même en supposant que les problèmes électroniques et de traitement du signal soient résolus, le temps minimal pour obtenir une image de 100 lignes avec une déviation Doppler minimale de 200 Hz est supérieur à 1 s. Cette valeur est encore trop élevée pour envisager des applications temps réel.

De manière simultanée au développement des imageurs à émission continue, il a été décrit des imageurs ou des modèles d'imageurs dont le coeur est un vélocimètre à émission pulsée - STRANDNESS (1974) (3). Notons dans ce cas que l'image obtenue n'est plus une projection des vitesses sur un plan mais une coupe transversale absolument analogue à une image échographique bidimensionnelle à ceci près que l'intensité d'un pixel est proportionnelle à la vitesse de la particule en ce point au lieu d'être proportionnelle à l'amplitude du signal (figure 2).

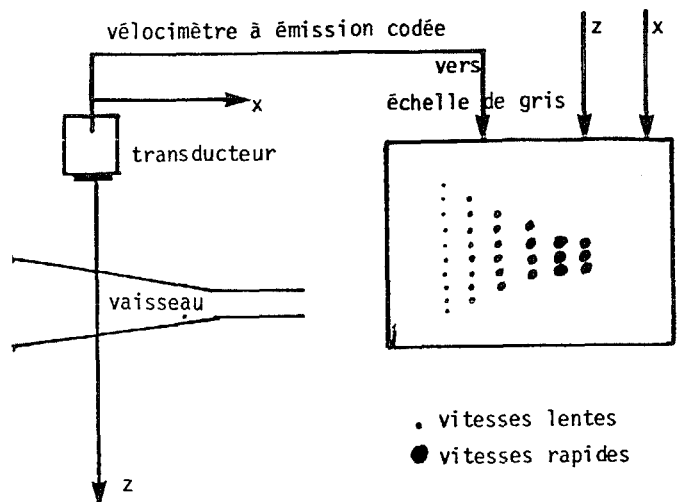


Figure 2 - Le déplacement mécanique ou électronique suivant l'axe des x d'un vélocimètre à émission pulsée permet d'obtenir une image de la répartition des vitesses dans le plan x - z.

L'évolution de l'image au cours du temps en rend son interprétation souvent difficile. On peut envisager pour ces imageurs comme pour les systèmes à émission continue, un balayage mécanique ou électronique de la zone à visualiser. Outre sa complexité ce système ne peut en aucun cas donner des images en temps réel. Cette impossibilité est essentiellement due au fait que l'exploration se fait de manière séquentielle et non simultanée. Notons cependant que POURCELOT (1976) propose un imageur Doppler à émission pulsée temps réel. Cet imageur associé à une barrette de 10 éléments permet d'obtenir une image composée de 100 pixels. L'émission et la réception sur les 10 transducteurs se font de manière échantillonnée. Cette méthode intéressante trouve cependant une limitation dans le produit maximal de la vitesse maximale détectable par la profondeur maximale d'exploration qui s'écrit :

$$V_{\max} R_{\max} = \frac{C^2}{nf_0} \quad \text{où } n \text{ est le nombre de transducteurs commutés et } C \text{ la célérité des ultrasons.}$$

Enfin, tout récemment, une solution intermédiaire entre l'imagerie à émission continue et l'imagerie à émission pulsée a été proposée par ARENSON (1983) (5) Cette solution permet de visualiser en temps réel sur une matrice de 64 éléments l'image du flux sanguin sur une section de 2 x 6 cm. Cette solution originale se heurte d'une part au fait que la profondeur maximale explorable est faible et d'autre part que seules les vitesses élevées ($\Delta f > 1\text{kHz}$) sont enregistrables.

IMAGERIE DOPPLER TEMPS REEL
 REAL TIME DOPPLER IMAGING
 D. CATHIGNOL, R. UNTERREINER

Nous présentons ici une approche différente où le système conçu permet une représentation temps réel de l'écoulement. Cet aspect nous paraît indispensable pour une éventuelle diffusion de ce produit dans le milieu médical. Les difficultés inhérentes aux systèmes séquentiels et aux systèmes à commutation nous ont conduits à développer l'étude d'un imageur temps réel où l'émission sur les différents transducteurs est simultanée et continue. Chaque faisceau ultrasonore émis est à une fréquence propre, différente des fréquences des émissions adjacentes.

Les résultats que nous donnons et discutons ont pour but essentiel de montrer la faisabilité d'un tel ensemble. Pour cette raison, il ne comprendra que trois voies de mesures.

MATERIEL & METHODE -

Le principe de base est rappelé sur le schéma de la figure 3. L'ensemble est constitué d'une barrette composée de n transducteurs émetteurs et de n transducteurs récepteurs. Chaque couple de transducteurs est connecté à un vélocimètre à émission continue fonctionnant à une fréquence différente. Dans l'étude que nous décrivons, nous nous limiterons à trois voies, ce qui est suffisant pour montrer la faisabilité et l'intérêt clinique d'un tel ensemble.

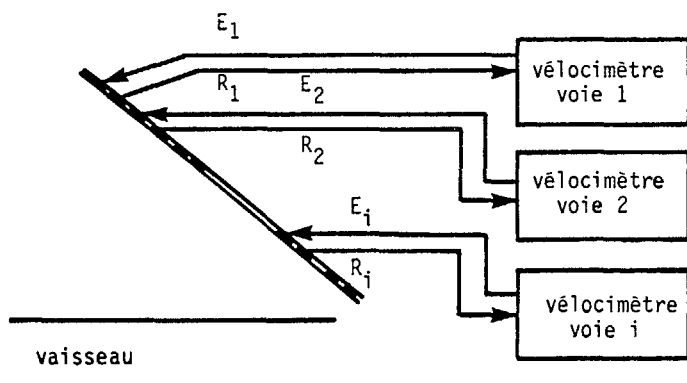


Figure 3 - Principe de base de l'imageur multifréquence.

Description d'une voie de mesure -

Une voie de mesure est constituée de deux transducteurs émetteur et récepteur et du vélocimètre associé. Le vélocimètre ultrasonore à émission continue maintenant largement décrit, est commercialisé par différentes sociétés. Son schéma synoptique rappelé figure 4 a dû être modifié par l'adjonction d'un filtre passe-bas pour le rendre insensible aux perturbations apportées par les vélocimètres adjacents. Nous ne donnerons ici aucune description détaillée du vélocimètre à émission continue exceptées les caractéristiques du filtre passe-bas.

Si nous appelons $v_{ei} = \cos 2\pi f_i t$ le signal émis sur la voie i, nous pouvons écrire le signal reçu sur le transducteur récepteur i sur la même voie sous la forme suivante :

$$v_{ri} = k_{ij} \cos 2\pi f_i t + k_i^d \cos (2\pi f_i + f_d) t + \sum_{i \neq j} k_{ij} \cos (2\pi f_j t) + k_j^d \cos (2\pi f_j + f_d) t$$

Le premier groupe de termes correspond aux signaux reçus lorsqu'il y a seulement un couple de transducteurs émetteur récepteur. Le deuxième groupe de termes correspond aux signaux reçus dus à l'inter-action des différentes émissions simultanées. Dans ces deux groupes, le premier terme est dû au couplage électromécanique et à la réflexion des ultrasons sur les échos fixes : c'est un signal de fréquence identique à la fréquence d'émission, le deuxième terme correspond à la réflexion des ultrasons sur les particules en mouvement : c'est le terme Doppler.

L'illustration de l'ensemble des signaux reçus est donnée sur le schéma de la figure 5a.

La valeur des rapports k_i^d / k_{ij} et k_j^d / k_{ij} est comprise entre - 60 db et - 80 db.

Comme dans le cas des vélocimètres à émission continue classique, le signal reçu après amplification est multiplié par le signal de référence

$$r_i = \cos (2\pi f_i t + \phi)$$

Cette multiplication a pour but de translatier le spectre situé initialement aux alentours de r_i vers la fréquence 0. Le schéma de la figure 5b illustre le spectre de fréquence du signal reçu après multiplication. Pour éviter les problèmes d'intermodulation, il est nécessaire que les domaines spectraux des différents signaux Doppler ne se recouvrent pas. Sachant que le spectre des signaux Doppler s'étend de 0 à ± 10 KHz l'écart minimal séparant les fréquences d'émission adjacentes ne peut être inférieur à 20 KHz. Pour des raisons techniques, l'écart a été choisi de 40 KHz. L'importance des raies situées aux fréquences $f_i - f_j$ détermine le gabarit du filtre à réaliser. Compte tenu des amplitudes des différents signaux, nous avons choisi un filtre passe-bas de type Butterworth du 8ème ordre.

Après filtrage, le traitement du signal pour obtenir la déviation Doppler en grandeur et en signe est en tous points comparable aux systèmes décrits par ailleurs.

La sonde ultrasonore -

Réalisation : La barrette a été obtenue à partir d'un mono-élément de 60 mm de longueur et 4 mm de largeur découpé en 16 éléments distincts de 2,4 mm de largeur. La configuration définitive comprendra 16 voies de mesures. La différence de fréquence entre deux voies consécutives étant de 40 KHz, l'écart de fréquence entre la fréquence d'émission du premier transducteur et la fréquence d'émission du 16ème transducteur sera de 460 KHz. Afin d'assurer une sensibilité constante sur tous les éléments, nous avons recherché à élargir la bande passante des transducteurs ultrasonores. Cette augmentation de la bande passante a été obtenue par l'adjonction d'une lame quart d'onde sur la face avant dont l'impédance acoustique est donnée par (6)

$$Z_{lame} = \sqrt[3]{Z_{eau}^2 \times Z_{transducteur}}$$



IMAGERIE DOPPLER TEMPS REEL
 REAL TIME DOPPLER IMAGING
 D. CATHIGNOL, R. UNTERREINER

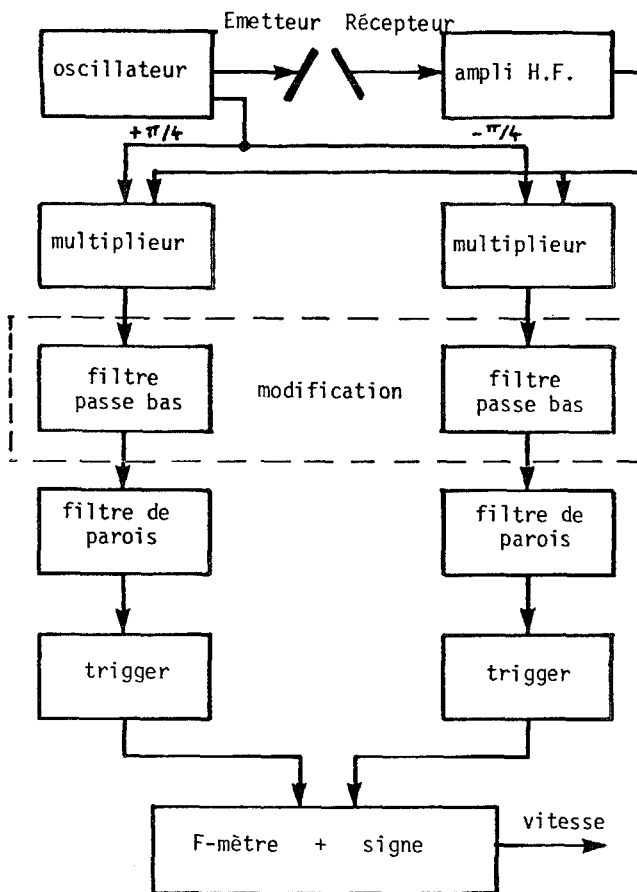


Figure 4 - Schéma synoptique du vélocimètre à émission continue modifié pour l'adapter à l'imageur. La modification essentielle est l'adjonction du filtre passe-bas.

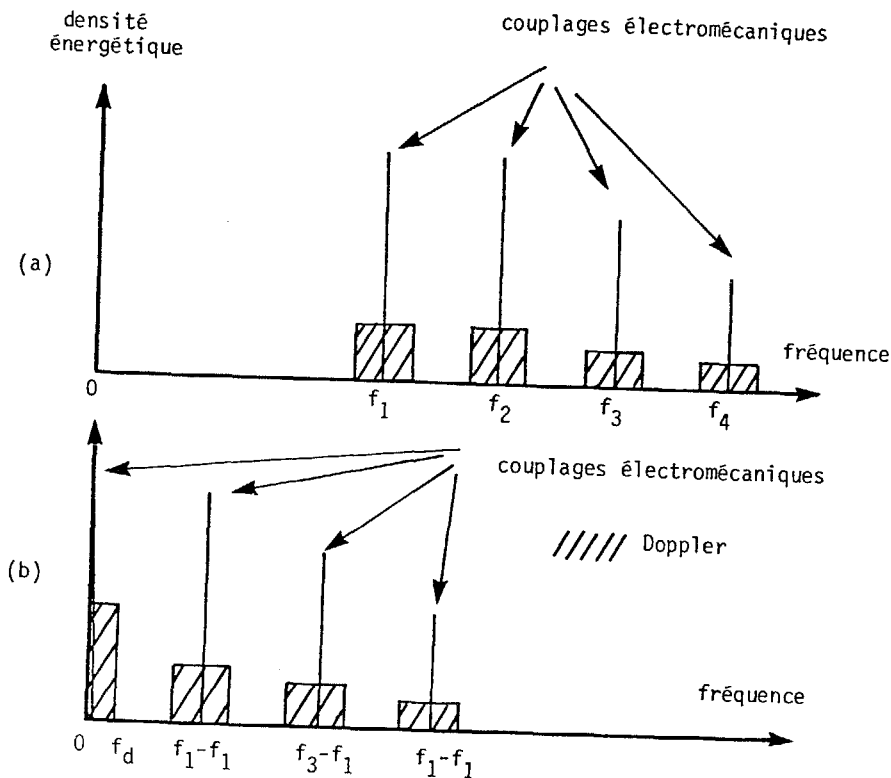


Figure 5 (ci-contre)-

a) La densité spectrale énergétique fait apparaître des raies parasites aux fréquences f_2 f_3 f_4 .

b) Après la multiplication avec le signal de référence de la voie 1, ces signaux parasites sont décalés vers les basses fréquences. Le filtre passe bas doit conserver seulement le 1er domaine spectral.



Séparation des faisceaux ultrasonores -

Si le diagramme de rayonnement d'un transducteur élémentaire est donné par $G(r, \theta)$, le diagramme de rayonnement d'un couple de transducteur associé en émetteur récepteur est $\{G(r, \theta)\}^2$. Notons que dans le cas important où les n vélocimètres fonctionneraient à la même fréquence, l'onde émise serait approximativement plane, c'est-à-dire que $G(r, \theta)$ serait voisin de 1 et seuls les éléments récepteurs permettraient de séparer les faisceaux ultrasonores. Le fait d'avoir des fréquences d'émission différentes permet une bien meilleure séparation des faisceaux.

Banc de mesure -

Afin de tester in vitro les possibilités de l'imageur Doppler, nous avons dû réaliser deux types de banc de mesure simulant des particules en mouvement. Le premier système (figure 6a) est constitué d'un fil nylon torsadé ou non suivant que l'on désire qu'il soit ou ne soit pas réfléchissant. Une bille métallique dépolie de 1 mm de diamètre est solidaire du fil.

Ce système permet de tester à la fois l'uniformité de sensibilité des différentes voies et la séparation des voies entre elles lorsque la bille passe successivement devant les trois voies. Le deuxième système (figure 6b) de test est un ensemble hydraulique où la portion de tuyau à visualiser est soit une tubulure cylindrique de diamètre constant, soit un cône de révolution pour obtenir un gradient de vitesse, soit encore un tuyau pincé sur une génératrice pour simuler une sténose. Dans tous les cas, le liquide est de l'eau chargée de talc et les tuyaux à imager des tubes de latex dont l'impédance voisine de celle de l'eau nous rapproche des conditions physiologiques.

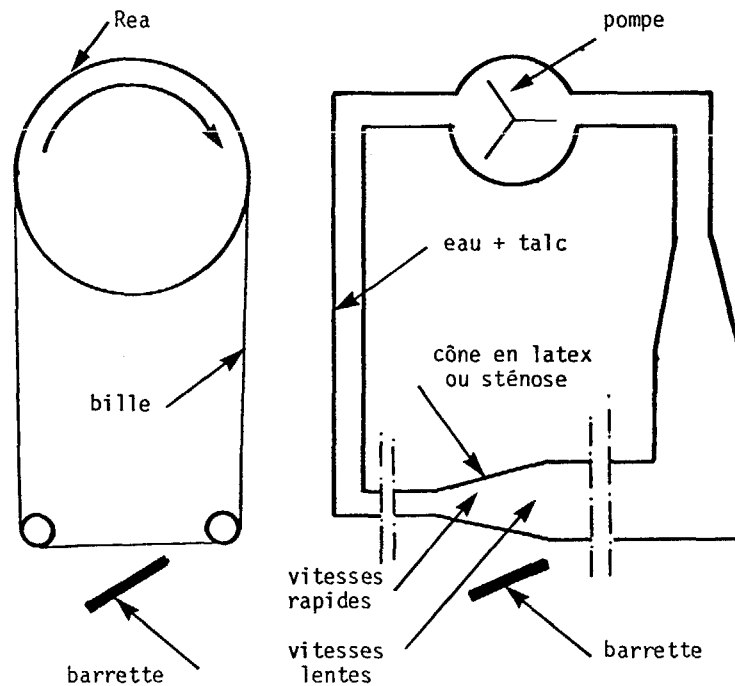


Figure 6a - Un fil torsadé ou non sur lequel est figée une bille permet de tester la séparation des différents faisceaux.

Figure 6b - Pour simuler un vaisseau nous utilisons un manchon en latex. Une forme conique ou cylindrique avec un rétrécissement permet d'obtenir des vitesses différentes le long de la canalisation.



RESULTATS -

Comme nous l'avons précisé au chapitre I, l'imageur réalisé ne comprend que trois voies. Les fréquences choisies sont respectivement 4,96 MHz, 5 MHz, 5,04 MHz. Pour une voie simple, la sensibilité a été mesurée et est égale à $0,3\mu V_{eff}$. Le couplage électro-mécanique entre l'émetteur et le récepteur se situe à 90 db au-dessus du niveau de bruit. La courbe de réponse du filtre donnée figure 7 permet d'assurer l'élimination totale de raies situées à la fréquence $f_i - f_j$. Cependant, on constate une remontée au-delà de 120 KHz qui ne permettrait pas d'augmenter le nombre de voies au-delà de 6. Cet artefact est dû au fait que les filtres réalisés à commutation de capacités ne sont pas parfaitement adaptés à nos besoins. Il aurait été préférable d'opter pour des filtres passifs. Le bruit résiduel lorsque les trois voies sont en fonctionnement se situe à $0,5\mu V_{eff}$, soit une augmentation à peine sensible.

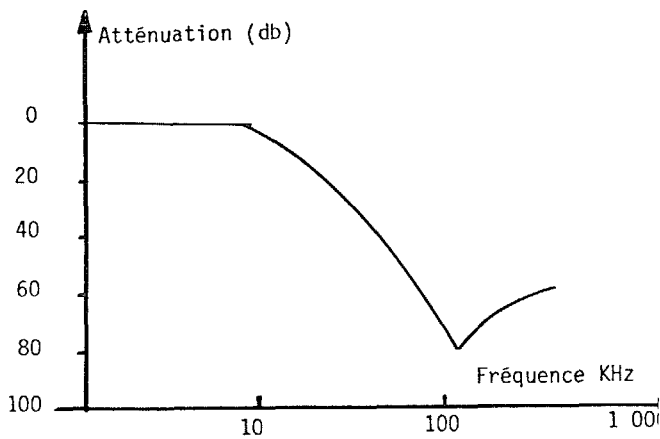


Figure 7 - Réponse du filtre passe bas d'ordre 8.

Le premier test in vitro à consister à mesurer le signal basse fréquence après filtrage sur le modèle constitué d'un fil nylon torsadé en vue de vérifier l'uniformité de sensibilité sur les trois voies. La figure 8 montre les résultats obtenus. Une mesure du niveau du signal moyenné sur plusieurs révolutions du fil ne montre pas une disparité de plus de 15 %.

Le deuxième test utilise le fil de nylon non tressé sur lequel est solidaire une bille d'acier dépolie de 1 mm de diamètre. Comme on peut le constater, le signal sur la voie 1, 2 et 3 n'est présent que pendant le passage devant les trois voies respectives. (figure 9).

La résolution latérale ΔL de l'imageur est donnée par

$$\Delta L = \frac{t \cdot v}{\cos(\theta)}$$

v : vitesse de défilement du fil égale à 15 cm/s
 θ : angle entre le fil et la barrette égal à 30°
 t : temps pendant lequel le signal est présent mesuré à mi hauteur et égal à 20ms. Dans ce cas la résolution latérale calculée est de ± 3 mm, cette valeur est en accord avec la valeur de 2,8mm relevée sur le diagramme de rayonnement tracé à partir de notre système de caractérisation de sondes ultrasonores (7).

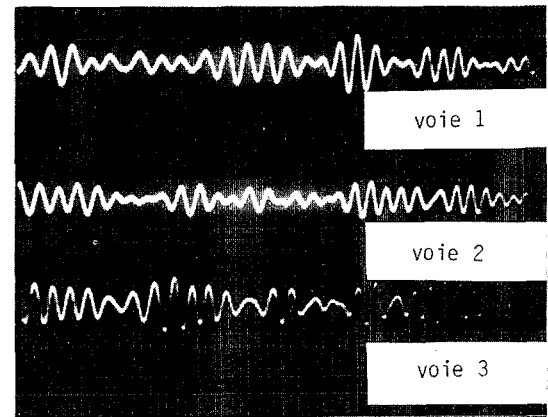


Figure 8 - Le niveau du signal recueilli sur les trois voies est identique (essai sur un fil torsadé).

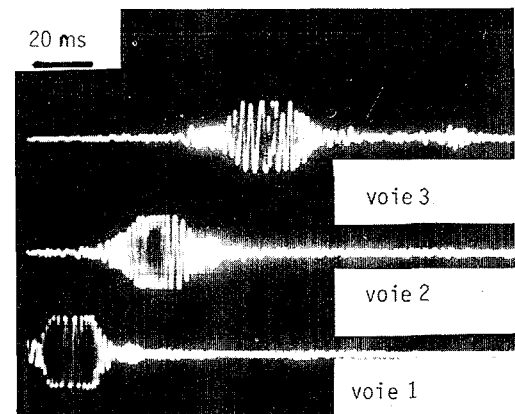


Figure 9 - Visualisation d'une bille d'acier dépolie passant successivement devant les 3 couples de transducteurs émetteur et récepteur.

Il nous a paru intéressant de réaliser l'expérience suivante : les trois transducteurs E_1 , E_2 et E_3 sont alimentés simultanément, le signal de retour est recueilli uniquement sur la voie 2. Dans ce cas précis qui correspond à un système composé de trois vélocimètres identiques, la résolution n'est plus que de ± 7 mm au lieu de ± 3 mm. Nous voyons alors tout l'intérêt d'utiliser trois fréquences différentes pour identifier les trois faisceaux.



IMAGERIE DOPPLER TEMPS REEL
 REAL TIME DOPPLER IMAGING
 D. CATHIGNOL, R. UNTERREINER

Les deux expériences suivantes ont pour but de visualiser un segment de tuyau. Afin d'obtenir des vitesses d'écoulement différentes le long du segment à visualiser, nous avons utilisé soit un cône en latex, soit un tube cylindrique sur lequel nous avons pratiqué un rétrécissement pour simuler une sténose. (figures 10a et 10b).

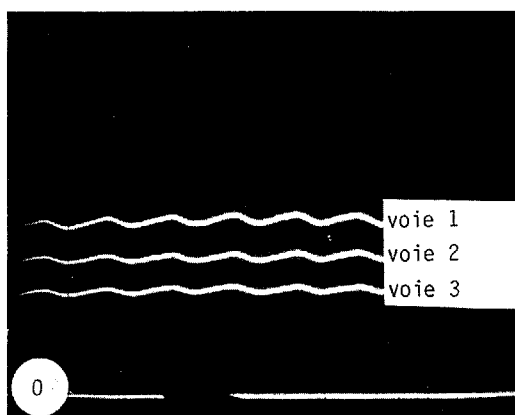


Figure 10a - Visualisation de l'écoulement dans le cas d'un tuyau de forme tronc conique. Les vitesses croissent vers l'orifice où le diamètre est le plus petit.

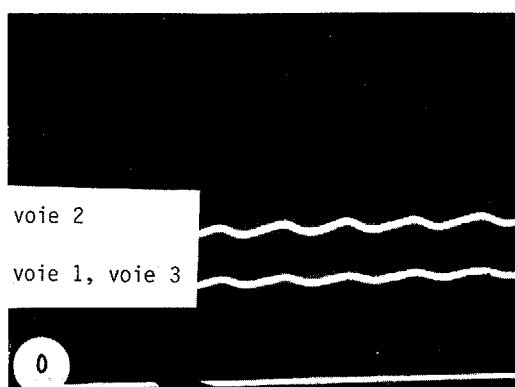


Figure 10b - Visualisation dans le cas d'une sténose.

DISCUSSION et CONCLUSION -

Nous avons pu montrer qu'il était possible d'envisager la réalisation d'un imageur Doppler bidimensionnel temps réel. La solution d'utiliser des fréquences d'émission différentes permet de séparer les différents faisceaux ultrasonores avec la même résolution latérale que si un seul vélocimètre était utilisé. Le volume des circuits électroniques nécessaires à la réalisation d'un ensemble plus complet ne nous paraît pas un obstacle majeur compte tenu que la réalisation d'un vélocimètre demande un nombre d'éléments qui décroît très rapidement au fil des années. L'on peut penser que d'ici quelques années, un seul circuit intégré assurera cette fonction.

Le système que nous proposons peut également être associé à un système de multiplexage permettant de réduire le nombre de vélocimètres indépendants tout en conservant l'aspect temps réel qui seul permettra la diffusion d'un tel produit. Une amélioration importante doit être envisagée. En effet, l'utilisation de deux transducteurs : l'un pour l'émission, l'autre pour la réception rend l'élaboration de la barrette complexe et onéreuse.

BIBLIOGRAPHIE -

- 1 - SPENCER M.P., REID J.M. and PAULSON P. : Diagnosis of carotid artery disease and cerebral insufficiency with Doppler angiography and ophthalmic artery sonography. Cardiovascular Applications of Ultrasound. Robert Reneman M.D. Editor, American Elsevier Publishing New-York, 1973.
- 2 - REID J.M., SPENCER M.P.: Brevet USA, number 4, 109, 642, Aug. 20, 1978.
- 3 - STRANDNESS D.E., KORNMESSEUR Jr T.W., SUMNER D.S. : A new approach to arterial visualization. In Cardiovascular Applications of Ultrasound, R.S. Reneman ed., North Holland Pub. Co. Amsterdam, 237-243, 1974.
- 4 - POURCELOT L. : Echo Doppler systems. Applications for the detection of cardiovascular disorders. Echocardiology, 245-256, edited by N. BOM. Martinus NISHOFF Medical Division, 1977.
- 5 - ARENSON J.W., COBBOLD S.C., JOHNSTON K.W. : Real time two dimensional blood flow imaging using a Doppler ultrasound array. Acoustical Imaging, Edited by ASH E.A. HILL C.R. Volume 12, 529-538.
- 6 - SOUQUET J., DEFRANOULD Ph., DESBOIS J. : Design of low-loss wide-band ultrasonic transducers for non invasive medical application. IEEE, Trans. and Ultras., 26, 2, 75-80, 1979.
- 7 - CHAPELON J.Y., MESTAS J.L., CATHIGNOL D., VERNIER F. : Banc de mesure pour la caractérisation des paramètres acoustiques et électriques des sondes ultrasonores. VIII e congrès de la SFAUMB, Toulouse, 29-30 septembre 1983.