Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association suisse des électriciens, de l'Association des entreprises électriques suisses

Herausgeber: Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen

Band: 75 (1984)

Heft: 15

Artikel: Mesure du débit sanguin par ultrasons

Autor: Meister, J. J.

DOI: https://doi.org/10.5169/seals-904430

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

Download PDF: 16.07.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch

Mesure du débit sanguin par ultrasons

J.J. Meister

L'échographie Doppler par ultrasons est une technique de mesure de la vitesse et du débit sanguins des différentes veines ou artères du corps humain. Elle présente l'avantage d'être sans danger et sans traumatisme pour le patient.
Après un bref rappel de quelques caractéristiques des ultrasons, l'auteur décrit le principe de fonctionnement d'un échographe Doppler multicanal à émission pulsée, capable de mesurer le débit sanguin avec une erreur inférieure à 15%. Deux particularités de l'appareil sont présentées en détail: la compensation de l'amortissement des ultrasons dans les tissus vivants et l'élimination des échos quasi-stationnaires. Elles montrent l'intérêt, la souplesse et les possibilités du traitement digital des signaux réfléchis par les tissus vivants.

Mit der Doppler-Ultraschall-Echographie können Geschwindigkeit und Durchflussmenge des Blutes in den Arterien und Venen des menschlichen Körpers gemessen werden. Die Methode ist gefahrlos und hat auch keine traumatische Wirkung auf den Patienten.
Der Autor geht zuerst auf einige Eigenschaften des Ultraschalles ein und beschreibt dann ein vielkanaliges gepulstes Dopplergerät, mit dem der Blutdurchfluss mit weniger als 15% Fehler gemessen werden kann. Auf zwei Besonderheiten wird speziell eingegangen: die Kompensation der Dämpfung des Ultraschalles im lebenden Gewebe sowie die Elimination von quasistationären Echos. Diese Eigenschaften zeigen die Bedeutung und die Möglichkeiten der digitalen Verarbeitung der vom lebenden Gewebe reflektierten Signale.

Adresse de l'auteur
Dr *Jean-Jacques Meister*, ingénieur physicien EPFL; Institut de Physique appliquée, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, 1015 Lausanne.

1. Pourquoi mesurer le débit sanguin?

Dès l'âge de 35 ans, les maladies cardio-vasculaires représentent le facteur de décès le plus important. Il est donc capital de développer des méthodes permettant de détecter ces troubles au plus tôt et de manière précise, afin d'appliquer le traitement médical ou chirurgical adapté. Un paramètre essentiel de diagnostic est le débit sanguin de différents vaisseaux du système artériel ou veineux; il apporte de nombreux renseignements sur la qualité de l'irrigation des organes, une éventuelle obstruction d'un vaisseau (sténose), l'effet de médicaments ou la présence d'un trouble cardiaque (infarctus, lésion valvulaire).

Les mesures du débit sanguin sont très fréquemment nécessaires et justifient ainsi le développement de méthodes non invasives (aucune pénétration d'instruments dans le corps).

2. Les ultrasons et les tissus vivants

De même nature que les ondes sonores, les ultrasons s'en distinguent par leur fréquence trop élevée pour être perçus par l'oreille humaine. L'onde ultrasonore est émise, puis reçue par un transducteur posé sur la peau. Ce transducteur utilise les propriétés piézo-électriques de cristaux naturels ou de synthèse, qui transforment les oscillations électriques en vibrations mécaniques, et inversément.

Différents phénomènes, utiles ou néfastes à l'obtention de l'information recherchée, sont liés à la propagation des ultrasons à travers les tissus vivants:

- En traversant un milieu homogène, les ultrasons subissent une atténuation provenant à la fois d'une absorption et d'une diffusion.

L'absorption croît rapidement avec la fréquence f_0 des ultrasons et l'épaisseur du milieu; de plus, elle varie d'une structure à l'autre. L'intensité $I(t)$ d'une onde ultrasonore ayant traversé une épaisseur d de tissus vivants s'exprime par

$$I(t) \sim \frac{1}{d^2}\, e^{-0{,}23\alpha f_0 d} \qquad (1)$$

où α représente le coefficient d'atténuation moyen des tissus vivants:

$$\alpha \approx 1\ \mathrm{dBcm^{-1}\,MHz^{-1}}$$

- Lors du passage entre deux tissus différents, l'énergie ultrasonore n'est pas totalement transmise. Le rapport entre les énergies transmise et réfléchie dépend en particulier de la densité des deux milieux et de la vitesse de propagation des ultrasons dans ces tissus.

Les plus petits détails d'une structure que l'on peut espérer distinguer sont de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde des ultrasons; une fréquence élevée est donc souhaitable pour analyser les détails d'une structure. La fréquence de l'onde ultrasonore doit être déterminée en tenant compte des critères d'atténuation (équation 1) et de «détail»; elle est de l'ordre de 2 à 20 MHz. Ce choix implique que certains milieux sont des obstacles importants au passage des ultrasons (os) et d'autres sont totalement infranchissables (air, poumon).

Les ultrasons présentent l'avantage de ne provoquer aucun dommage aux structures biologiques, lorsque la densité moyenne de puissance est inférieure à 0,1 W/cm² environ.

3. Echographie Doppler

Les globules du sang circulant dans un vaisseau agissent comme centres d'une diffusion Rayleigh d'une onde ultrasonore incidente, de fréquence f_0.

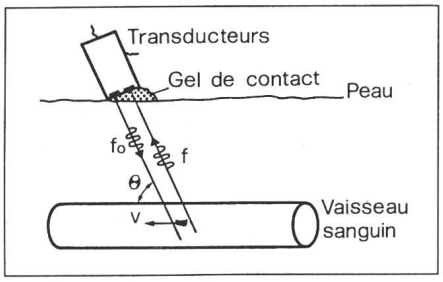

Fig. 1 Echographe Doppler à émission continue
Le changement de fréquence ($f - f_0$) des ultrasons est proportionnel à la vitesse v du sang.

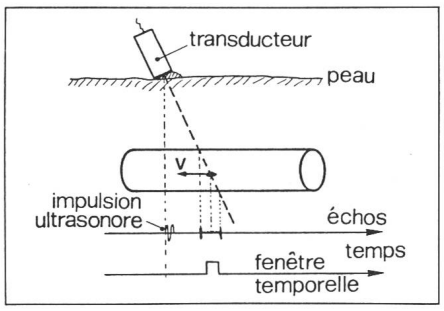

Fig. 2 Echographe Doppler à émission pulsée

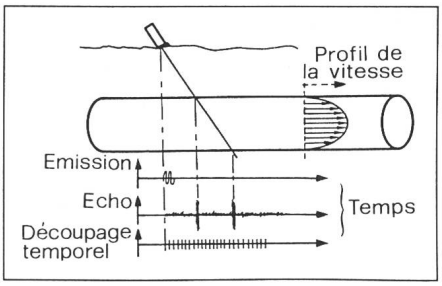

Fig. 3 Echographe Doppler multicanal à émission pulsée

L'effet Doppler se manifeste par un changement de la fréquence f des ultrasons réfléchis, proportionnel à la composante de la vitesse v des globules le long du faisceau d'ultrasons (fig. 1). La vitesse du sang peut ainsi être déterminée à partir de la fréquence Doppler $f_D = f - f_0$, de l'angle θ et de la vitesse c de propagation des ultrasons dans le sang:

$$v = \frac{c f_D}{2 f_0 \cos \theta} \qquad (2)$$

avec $v \ll c$.

La vitesse moyenne de propagation des ultrasons dans les tissus vivants et dans le sang est de 1500 à 1600 m/s.

Les premières applications de l'effet Doppler à la mesure de la vitesse du sang ont été proposées en 1959. Actuellement, trois types d'échographes Doppler sont utilisés en milieu hospitalier ou développés dans des instituts de recherche [1].

3.1 Echographe Doppler à émission continue

Le principe de fonctionnement d'un tel appareil est décrit à la figure 1. Un transducteur émet continuellement une onde ultrasonore de fréquence f_0, les ultrasons réfléchis (écho) étant reçus par un second transducteur. Un système électronique détecte les modifications de la fréquence entre les ultrasons émis et réfléchis (fréquence Doppler) et fournit un signal proportionnel à la vitesse du sang.

Les échographes Doppler à émission continue sont généralement incapables de déterminer la valeur de la vitesse du sang (l'angle θ n'est pas connu); ils ne permettent pas non plus de localiser l'endroit où les ultrasons ont été réfléchis.

3.2 Echographe Doppler à émission pulsée

Les échographes Doppler à émission pulsée sont récents; leur utilisation clinique ne date que de quelques années.

Un seul transducteur est utilisé; il émet à intervalles réguliers des impulsions ultrasonores et fonctionne comme récepteur entre deux émissions (fig. 2). Le temps séparant l'émission de la réception des ultrasons réfléchis permet de localiser la structure responsable de l'écho; cette information représente un avantage important sur les appareils à émission continue. En sélectionnant un petit intervalle de temps (fenêtre temporelle), il est possible de déterminer qualitativement la vitesse du sang à une profondeur choisie.

4. Echographe Doppler multicanal à émission pulsée

Plusieurs centres de recherche développent actuellement des échographes Doppler multicanaux. En Suisse, l'«Institut für Biomedizinische Technik» (IBT) de l'Ecole Polytechnique Fédérale (EPF) de Zurich est depuis une dizaine d'années à la pointe de ces développements [2; 3]. Ces appareils fournissent des informations hémodynamiques beaucoup plus complètes, car ils permettent d'obtenir le profil de la vitesse du sang selon la section du vaisseau (fig. 3). L'allure de ce profil fournit des renseignements sur le type d'écoulement (laminaire ou turbulent) et sur l'état de la paroi interne du vaisseau (rugosité, présence de plaques). L'écho revenant au transducteur entre deux émissions est découpé temporellement en intervalles (canaux) de largeur fixe. De cette manière, il est possible d'analyser de façon indépendante l'écho provenant de profondeurs différentes. Les canaux contiennent une information Doppler permettant de construire, à tout instant, le profil de la vitesse du sang dans une veine ou une artère. Le diamètre D du vaisseau peut être déterminé directement à partir du profil de la vitesse, dont la largeur correspond à $D/\sin \theta$.

Les échographes Doppler multicanaux sont capables de mesurer de manière quantitative la vitesse et le débit sanguins, à tout instant d'un cycle cardiaque (fig. 4). L'angle θ entre le vaisseau et le faisceau d'ultrasons est déterminé à l'aide d'un second transducteur, faisant un angle fixe avec le premier.

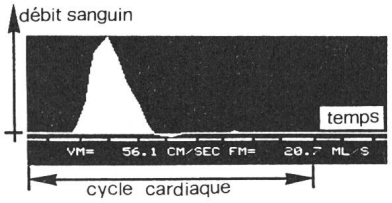

Fig. 4 Débit sanguin de l'artère fémorale d'une personne saine
Le débit provoqué par la contraction du cœur est suivi d'un reflux et d'un débit diastolique, dus à l'élasticité de la paroi artérielle. VM et FM sont les valeurs maximales de la vitesse (V) et du débit (F).

Un échographe Doppler de 128 canaux a été développé par l'auteur à l'IBT et à l'Institut de Physique Appliquée de l'EPF de Lausanne [4]; son fonctionnement est décrit à la figure 5.

Durant 1 µs, une tension sinusoïdale $E(t)$ est appliquée à intervalles réguliers (fréquence de répétition f_{prf}) sur un transducteur piézo-électrique de 5 à 10 mm de diamètre:

$$E(t) = A \cos \omega_0 t \qquad (3)$$

Entre deux émissions ultrasonores, le transducteur fonctionne comme récepteur des ultrasons réfléchis par les différentes structures situées entre la

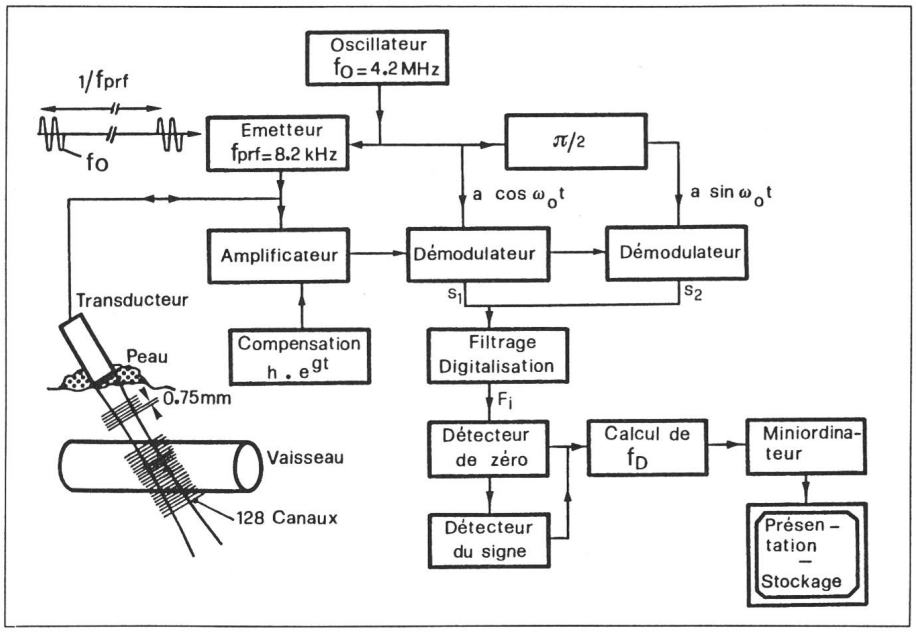

Fig. 5 Schéma bloc d'un échographe Doppler multicanal à émission pulsée

peau et une profondeur de 10 cm environ. Ces échos $R(t)$ sont amplifiés pour compenser l'amortissement subi par les ultrasons ayant traversé les tissus (équ. 1). L'écho peut être composé d'un terme provenant de réflecteurs immobiles (fréquence f_o) et d'une contribution due à des cibles en mouvement (globules du sang, paroi de vaisseaux ou valves cardiaques), de fréquence $f = f_o + f_D$ caractéristique du réflecteur:

$$R(t) = A(t)\cos\omega_0 t + B(t)\cos[\omega_0 + \omega_D(t)]t \qquad (4)$$

avec $0 \leqq t \leqq 1/f_{prf}$.

Le but de la démodulation est d'éliminer la composante provenant des réflecteurs immobiles et de détecter la direction de l'écoulement sanguin. Cette opération est réalisée en deux étapes:

- multiplication de l'écho par un signal $a\cos\omega_0 t$ d'une part et par $a\sin\omega_0 t$ d'autre part;
- élimination des fréquences supérieures à f_o par un filtrage passe-bas, car $f_o \gg f_D$.

Les signaux démodulés S_1 et S_2 sont de la forme suivante:

$$S_1(t) = Q_1(t) + D_1(t)\cos\omega_D(t)t$$
$$S_2(t) = Q_2(t) + D_2(t)\sin\omega_D(t)t \qquad (5)$$

La composante Q_i (i = 1,2), périodique et quasi-stationnaire, est de grande amplitude. Elle est due aux mouvements des parois de vaisseaux ou de valves cardiaques. Le signal Doppler D_i a une fréquence $f_D(t)$ comprise entre 0,1 et 5 kHz et une amplitude beaucoup plus faible (30 à 50 dB). Il provient des globules du sang.

La grande amplitude de la composante quasi-stationnaire peut dissimuler l'information Doppler et doit donc être éliminée de façon particulièrement soigneuse. La réalisation d'un filtre passe-haut digital est la solution la plus souple et d'une grande efficacité (section 4.2).

La forme idéale des signaux filtrés F_1 et F_2 est donnée par:

$$F_1(t) = D_1(t)\cos\omega_D(t)t$$
$$F_2(t) = D_2(t)\sin\omega_D(t)t \qquad (6)$$

Dans le but d'analyser de manière indépendante l'écho provenant de différentes profondeurs, les signaux Doppler F_i sont digitalisés et découpés temporellement en 128 intervalles dont le contenu est analysé séparément par un des 128 canaux.

La fréquence Doppler f_D de chaque canal est calculée en comptant les passages à zéro du signal Doppler F_1 correspondant, pendant un temps fixe de $128/f_{prf}$. Un profil de la vitesse du sang, calculée à l'aide de l'équation 2, est ainsi établi 64 fois par seconde.

L'observation du signe de F_2 (<0 ou >0) lors des passages à zéros du signal F_1 permet de déterminer le sens de l'écoulement sanguin.

4.1 Emission et réception des ultrasons

L'émetteur doit être capable de délivrer quelques périodes d'un signal sinusoïdal de haute fréquence, dont l'amplitude est de l'ordre de 50 V_{pp} (fig. 6). La fréquence de répétition de

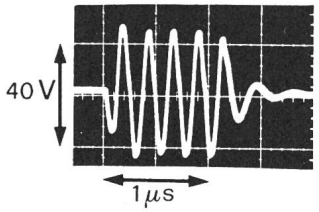

Fig. 6 Signal appliqué au transducteur à intervalles réguliers de 1 f_{prf} = 122 μs

l'émission ultrasonore f_{prf} est déterminée par la profondeur maximale P_{max} que l'on désire explorer.

$$P_{max} = \frac{c}{2 f_{prf}} \qquad (7)$$

L'écho provoqué par les globules du sang est de très faible amplitude et noyé dans des échos fixes ou quasi-stationnaires indésirables. Afin de conserver un rapport signal/bruit satisfaisant, l'amplification de l'écho doit être particulièrement soignée. La figure 7 décrit le schéma électronique

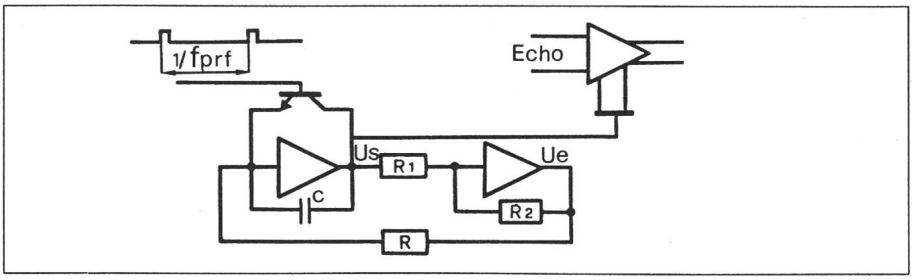

Fig. 7 Schéma électronique de l'amplification exponentielle de l'écho

$$U_s = -\frac{1}{RC}\int U_e\,dt \qquad U_e = -\frac{R_2}{R_1}U_s$$

$$\dot{U}_s = \frac{R_2}{R_1 RC}U_s \qquad U_s \approx e^{R_2/R_1 RC \cdot t}$$

utilisé pour générer une amplification exponentielle compensant l'amortissement subi par les ultrasons dans les tissus (équ. 1). Selon la profondeur, le facteur d'amplification varie entre 10^2 et 10^4.

4.2 Elimination des échos quasi-stationnaires

La variation de la pression sanguine au cours du cycle cardiaque provoque un mouvement de la paroi élastique des vaisseaux. Ce déplacement se manifeste par une contribution quasi-stationnaire Q de grande amplitude dans le signal démodulé S_1 ou S_2 (équ. 5). Certains canaux proches de la paroi peuvent donc contenir à la fois une contribution Doppler de faible amplitude $D\cos\omega_D t$ et une composante Q provenant du mouvement de la paroi. La détermination précise de la fréquence Doppler de chaque canal nécessite l'élimination de la composante quasi-stationnaire Q. Le spectre de fréquences du signal Doppler recouvrant celui de la composante Q, l'élimination de cette composante doit être réalisée par un filtrage passe-haut des signaux démodulés S_1 et S_2 dont la caractéristique altère le moins possible le signal Doppler (fig. 8).

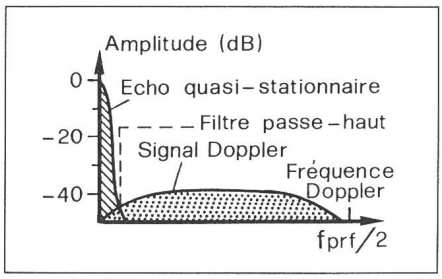

Fig. 8 Spectre des fréquences de l'écho démodulé

Le filtrage passe-haut d'un signal échantillonné dans le temps par une fréquence de répétition f_{prf}, mais continu selon la profondeur, est réalisé [5] en soustrayant, pour chaque canal i, l'écho provenant de deux émissions successives:

$$F(t_i) = S(t_i) - S(t_i - T_{prf}) \qquad (8)$$

avec $T_{prf} = 1/f_{prf}$

Le circuit réalisant cette opération est décrit à la figure 9 où le symbole Z^{-1} signifie l'introduction d'un délai de T_{prf}; dans le domaine fréquentiel, Z^{-1} est exprimé par

$$Z^{-1} = e^{-j\omega_D T_{prf}} \qquad (9)$$

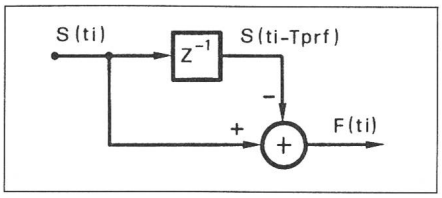

Fig. 9 Filtre passe-haut du premier ordre
z^{-1} signifie l'introduction d'un délai de $1/f_{prf}$

La réponse en fréquence est déterminée en analysant la fonction de transfert H (fig. 10):

$$H(f_D) = 1 - Z^{-1} = 1 - e^{-j\omega_D T_{prf}} \qquad (10)$$

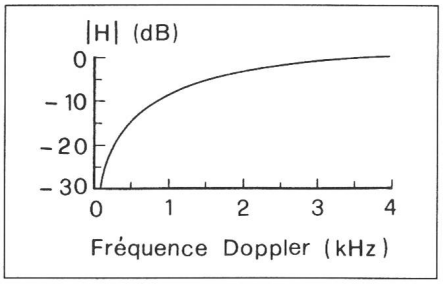

Fig. 10 Réponse fréquentielle du filtre passe-haut de la figure 9

Un tel filtre présente le défaut important d'avoir une fréquence de coupure élevée:

$$f_c = f_{prf}/4 \qquad (11)$$

En conséquence, les signaux Doppler de basses fréquences vont être éliminés.

En introduisant un facteur de filtrage $K < 1$, il est possible de déplacer la fréquence de coupure f_c et d'obtenir une caractéristique fréquentielle nettement meilleure (fig. 11 et 12). En appelant $g(t_i)$ le signal d'entrée de la ligne à retard correspondant au canal i, on obtient (fig. 11):

$$F(t_i) = S(t_i) - g(t_i - T_{prf})$$
$$g(t_i) = K\,F(t_i) + g(t_i - T_{prf}) \qquad (12)$$

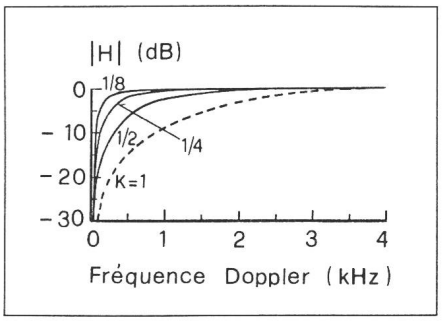

Fig. 12 Réponse fréquentielle du filtre passe-haut de la figure 11

Dans le domaine fréquentiel, ces deux équations se récrivent

$$F = S - Z^{-1}\,G$$
$$G = K\,F + Z^{-1}\,G \qquad (13)$$

Elles permettent de déterminer la fonction de transfert du filtre:

$$H = \frac{F}{S} = \frac{1 - Z^{-1}}{1 - (1-K)Z^{-1}} \qquad (14)$$

qui correspond à un filtre passe-haut (fig. 12). La fréquence de coupure peut être estimée par

$$f_c = K f_{prf}/6 \qquad (15)$$

De la même manière, la relation entre l'entrée du filtre et la sortie de la ligne à retard est donnée par la fonction de transfert H':

$$H' = \frac{G}{S} = \frac{K}{1 - (1-K)Z^{-1}} \qquad (16)$$

Elle correspond à un filtre passe-bas (fig. 13) dont la fréquence de coupure

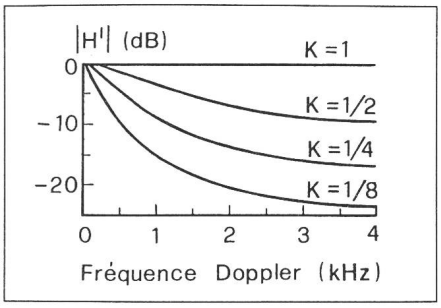

Fig. 13 Réponse fréquentielle du filtre passe-bas de la figure 11

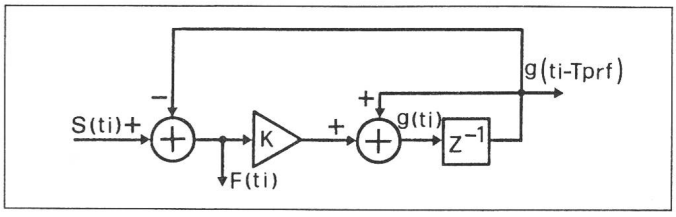

Fig. 11 Filtres passe-haut (F) et passe-bas (g) obtenus avec un facteur de filtrage $K < 1$

est identique à celle du filtre passe-haut (équ. 15).

L'introduction d'un facteur de filtrage présente donc deux avantages importants: la diminution de la fréquence de coupure et l'utilisation possible du filtre passe-bas ainsi créé pour la détection du mouvement des parois du vaisseau (écho de basse fréquence).

Le délai introduit par la ligne à retard doit valoir exactement T_{prf}. Cette précision est atteinte en utilisant des mémoires digitales; le signal d'entrée analogique S_1 ou S_2 doit donc être converti.

La réponse fréquentielle du filtre digital passe-haut est extrêmement importante, puisqu'elle détermine la fréquence Doppler minimale pouvant être enregistrée. Les figures 4 et 14 illustrent l'importance de la caractéristique du filtre. Elles représentent l'enregistrement du débit sanguin de l'artère fémorale d'une personne en bonne santé. La courbe du débit sanguin de la figure 14 est obtenue avec le filtre digital sans facteur de filtrage, dont la fréquence de coupure est de $f_{prf}/4$: (équ. 11). La figure 4 présente la courbe du débit sanguin au cours du cycle cardiaque, obtenue en utilisant le filtre digital possédant un facteur $K = 1/4$.

La comparaison de ces résultats montre qu'il est absolument indispensable d'introduire un facteur de filtrage $K < 1$. Le reflux postsystolique ainsi que le flux diastolique, qui correspondent à des fréquences Doppler de faibles valeurs, sont en effet coupés lorsque $K = 1$.

4.3 Digitalisation des échos démodulés

La digitalisation des signaux démodulés S_1 et S_2 contenus dans chacun des 128 canaux nécessite une conversion analogique-digitale (A/D) très rapide (≈ 10 MHz). D'autre part, le convertisseur A/D doit posséder une dynamique permettant de digitaliser le signal Doppler avec une résolution suffisante (≈ 30 dB) lorsque le signal démodulé contient une composante quasi-stationnaire Q dont l'amplitude est de 30 à 50 dB supérieure à la composante Doppler.

Un tel convertisseur, possédant une dynamique de 60 à 80 dB et une fréquence de conversion de 10 MHz, n'existe actuellement pas; le plus performant n'a qu'une dynamique de n = 8 bits (48 dB). Le problème peut être partiellement résolu en digitalisant le signal de sortie F du filtre passe-haut plutôt que le signal démodulé. Cette solution nécessite l'introduction d'un convertisseur digital-analogique (D/A) dans la boucle de retour du filtre; sa dynamique est de N = 16 bits (96 dB): figure 15.

Toutefois, lors d'un déplacement rapide de la paroi du vaisseau, les mesures in vivo ont montré qu'une dynamique de 8 bits était insuffisante et que le signal F dépassait la capacité maximale du convertisseur A/D. Lors d'une telle situation, le signal de sortie F du filtre n'est pas juste et il est nécessaire d'attendre plusieurs périodes de répétition T_{prf} avant d'obtenir un signal F exact. Il est donc absolument indispensable d'augmenter artificiellement la dynamique du convertisseur A/D; la solution choisie [6] consiste à introduire une batterie de comparateurs qui détectent le bit actif le plus élevé entre le bit n du convertisseur A/D et le bit (N-1) du D/A: (fig. 15). Lors d'un dépassement de la capacité du convertisseur A/D, ces comparateurs permettent de diminuer le temps mort pendant lequel le signal Doppler digitalisé est faux.

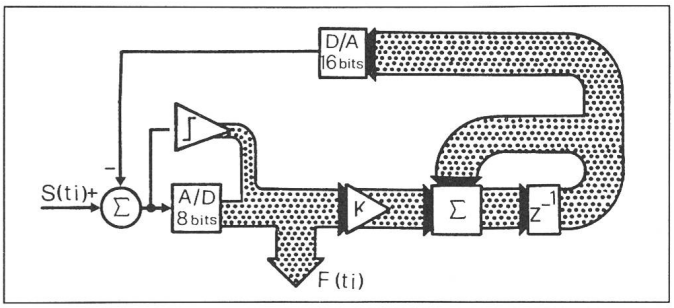

Fig. 15 Digitalisation de l'écho démodulé avec une dynamique de 16 bits (96 dB)

4.4 Précision des mesures de débit sanguin

Les valeurs du débit sanguin contiennent une imprécision provenant d'erreurs dues à l'échographe Doppler et à la technique de mesure: dynamique de la digitalisation, déterminations du diamètre du vaisseau et de l'angle θ entre les ultrasons et le vaisseau, etc. Il est indispensable d'évaluer la précision des résultats en effectuant des mesures in vivo, qui seules reproduisent les conditions d'examens rencontrées en milieu hospitalier. 83 mesures de l'artère fémorale commune droite de chiens anesthésiés ont été réalisées; les résultats fournis par l'échographe Doppler ont été comparés avec une récolte directe du sang dans un tube gradué.

Les résultats des mesures montrent que cet échographe Doppler est capable de mesurer le débit sanguin avec une erreur inférieure à ±15% [7]. La précision de ces mesures prouve l'intérêt de cette méthode non-invasive, puisque la technique invasive (fluxmètre électromagnétique) a une précision du même ordre: ±10%.

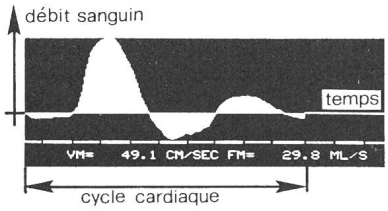

Fig. 14 Débit sanguin de l'artère fémorale d'une personne saine, obtenu sans le facteur de filtrage

Seul le débit provoqué par la contraction du cœur est visible; le reflux et le débit diastolique sont éliminés par le filtre. VM et FM sont les valeurs maximales de la vitesse (V) et du débit (F).

Bibliographie

[1] Applications cardio-vasculaires de l'échographie Doppler. Paris, Editions de l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM), 1983.

[2] *M. Anliker:* Actualités et perspectives des techniques biomédicales. Triangle, Journal Sandoz des Sciences Médicales 18(1979)2/3, p. 61...73.

[3] *W. Hübscher:* Nichtinvasive Quantifizierung der Strömung in Blutgefässen mittels Ultraschall und digitaler Signalverarbeitung. Dissertation Nr. 6375 der ETH Zürich, 1979.

[4] *J.J. Meister:* Mesure par échographie Doppler et modélisation théorique de l'effet de troubles cardiaques sur la pression et le débit artériels. Thèse N° 504 de l'EPF Lausanne, 1983.

[5] *H. Urkowitz:* Analysis and synthesis of delay line periodic filters. IRE Trans. Circuit Theory 4(1957)2, p. 41...53.

[6] *J.J. Meister* e.a.: Elimination de l'écho des parois de vaisseaux lors de la mesure de débits sanguins par ultrasonographie Doppler. Compte-rendu du congrès annuel de la société suisse du génie médical, EPF Lausanne, 26...27 septembre 1980; p. 15...20.

[7] *C. Marquis* a.o.: Femoral blood flow determination with a multichannel digital pulsed Doppler: An experimental study on anesthetized dogs. Vascular Surgery 17(1983)2, p. 95...103.