

# Principes et techniques de l'échographie-doppler

**C Grataloup-Oriez  
A Charpentier**

**R é s u m é.** – L'échographie-doppler est devenue, ces dernières années, une méthode de tout premier ordre pour l'examen non invasif des vaisseaux, aussi bien superficiels que profonds. Ceci a été rendu possible grâce au développement des techniques couplées à l'imagerie en deux dimensions, surtout le doppler couleur.

Toutefois, les performances de l'échographie-doppler sont soumises à un apprentissage rigoureux de l'opérateur, ainsi qu'à une excellente connaissance des principes physiques, des pièges et des artefacts.

Si le doppler couleur et le doppler puissance permettent un repérage anatomique plus aisé, l'acquisition des courbes spectrales reste indispensable à l'interprétation. Les éléments diagnostiques, de plus en plus précis et bien codifiés, permettent une meilleure communication interopérateurs, ainsi qu'un bon suivi des patients.

C'est pourquoi l'échographie-doppler devient un élément très important dans la stratégie diagnostique et dans les décisions thérapeutiques.

© 1999, Elsevier, Paris.

## Introduction

L'application médicale de l'effet doppler, découvert en 1843 par Johann Christian Doppler, n'est apparue que dans les années 1960.

Depuis quelques années, les progrès techniques ont conduit à l'association du doppler pulsé avec l'imagerie échographique bidimensionnelle, puis à l'apparition du doppler couleur et du doppler puissance. Ces nouvelles technologies étant maintenant disponibles sur les échographes, il devient nécessaire de bien les connaître afin de pouvoir les utiliser de façon optimale. Elles nous permettent à présent l'étude non invasive des vaisseaux superficiels et profonds. Une bonne connaissance sémiologique, mais également des pièges et artefacts, ainsi que des réglages de l'appareillage, est indispensable pour ne pas faire de diagnostics erronés.

## Principe <sup>[5, 11, 12]</sup>

En août 1842, Johann Christian Doppler découvre que « la lumière colorée des étoiles doubles et autres corps célestes » vire au bleu lorsque l'étoile se rapproche de la terre et vire au rouge lorsqu'elle s'en éloigne. La modification apparente de couleur est une modification de longueur d'onde.

Ainsi, lorsque deux observateurs sont à égale distance d'une source sonore immobile, ils perçoivent tous deux le même son. Mais, lorsque la source sonore se déplace vers l'un des observateurs et s'éloigne de l'autre, ils perçoivent chacun un son différent.

L'effet doppler est un changement de fréquence d'une source d'ondes lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur.

La fréquence perçue par l'observateur est différente de la fréquence émise : elle augmente si la source ou l'observateur se rapproche, elle diminue en cas contraire.

L'application médicale de l'effet doppler n'est réalisée que vers les années 1960, avec l'utilisation d'ondes ultrasonores.

Ainsi, lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchiée par cette cible est identique à la fréquence émise. Quand la cible se déplace, la fréquence réfléchiée est différente de la fréquence émise. Cette différence ( $\Delta F$ ) entre la fréquence d'émission ( $F_e$ ) et la fréquence de réception ( $F_r$ ) s'appelle la fréquence doppler (fig 1).

$\Delta F$  est exprimée en hertz (Hz). Elle est située dans un spectre audible. Ainsi, l'effet doppler permet de déceler le mouvement des hématies dans un vaisseau. La fréquence doppler s'exprime par la relation suivante :

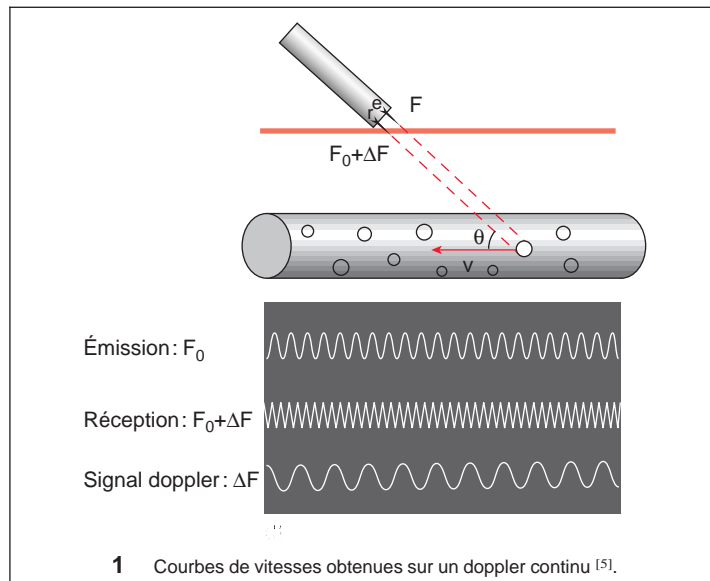
$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2F_e V \cos \theta}{C}$$

- $F_e$  : fréquence d'émission de la sonde ;
- $F_r$  : fréquence de réception de la sonde ;
- $V$  : vitesse des éléments figurés dans le vaisseau ;
- $\theta$  : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore ;
- $C$  : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (1 540 m/s) ;

$F_e$  est en général comprise entre 2 et 10 MHz. Le choix de la fréquence d'émission résulte d'un compromis entre l'atténuation de l'onde ultrasonore (fonction de la fréquence et de la profondeur de l'examen) et le pouvoir de rétrodiffusion des organes qui croît avec la fréquence (en fait selon  $F_e^4$ , loi de Rayleigh).

Christine Grataloup-Oriez : Praticien hospitalier.  
Anne Charpentier : Praticien hospitalier.  
Service de radiologie centrale, hôpital Broussais, 96, rue Didot, 75674 Paris cedex 14, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Grataloup-Oriez C et Charpentier A. Principes et techniques de l'échographie-doppler. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Radiodiagnostic – Principes et techniques d'imagerie, 35-003-C-10, 1999, 10 p.



L'angle  $\theta$  est un paramètre capital. En effet, si  $\cos \theta = 0$ ,  $\Delta F$  est nulle. Pour un angle de  $90^\circ$  entre le vaisseau et le faisceau ultrasonore, on n'obtient aucun signal doppler. Pour un angle de  $0^\circ$ , faisceau ultrasonore parfaitement dans l'axe du vaisseau, l'effet doppler est maximal.

## Différents modes doppler et analyse du signal

### Doppler continu

Il utilise une émission continue d'ultrasons avec une sonde à deux cristaux, l'un émetteur, l'autre récepteur (fig 2).

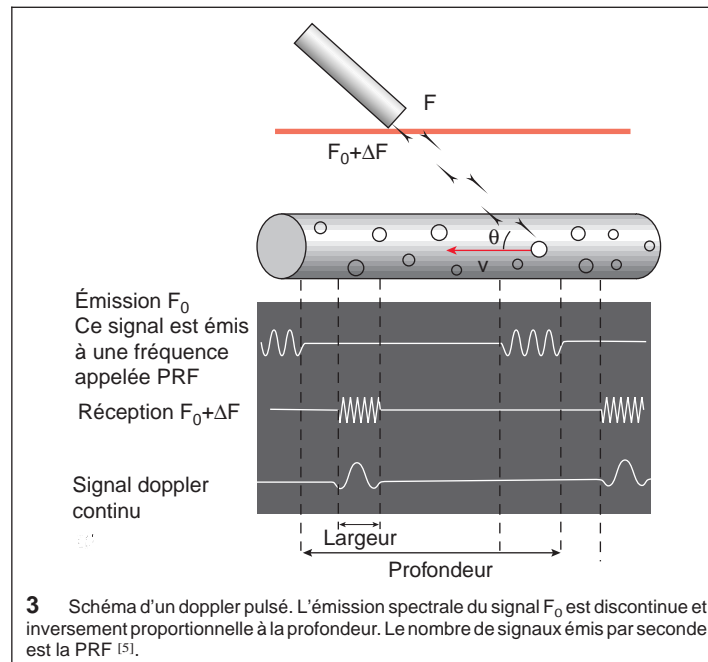
Il a un inconvénient majeur : il n'y a pas de repérage en profondeur possible. La variation de fréquence du faisceau incident résulte de la sommation de tous les flux rencontrés sur le trajet du faisceau ultrasonore.

Ainsi, deux structures voisines peuvent être échantillonnées ensemble et ne peuvent donc être distinguées. Il y a donc ambiguïté en profondeur. En revanche, il donne l'avantage de ne pas limiter la vitesse mesurable. Il n'y a pas d'ambiguïté en vitesse.

De plus, le doppler continu est très sensible pour détecter les flux lents.

### Doppler pulsé

Il est constitué d'une sonde qui, alternativement, émet un faisceau ultrasonore et reçoit le faisceau réfléchi (fig 3).



Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition (PRF [pulse repetition frequency]) :

$$PRF : \frac{C}{2d}$$

- C : vitesse des ultrasons ;
- d : profondeur du vaisseau.

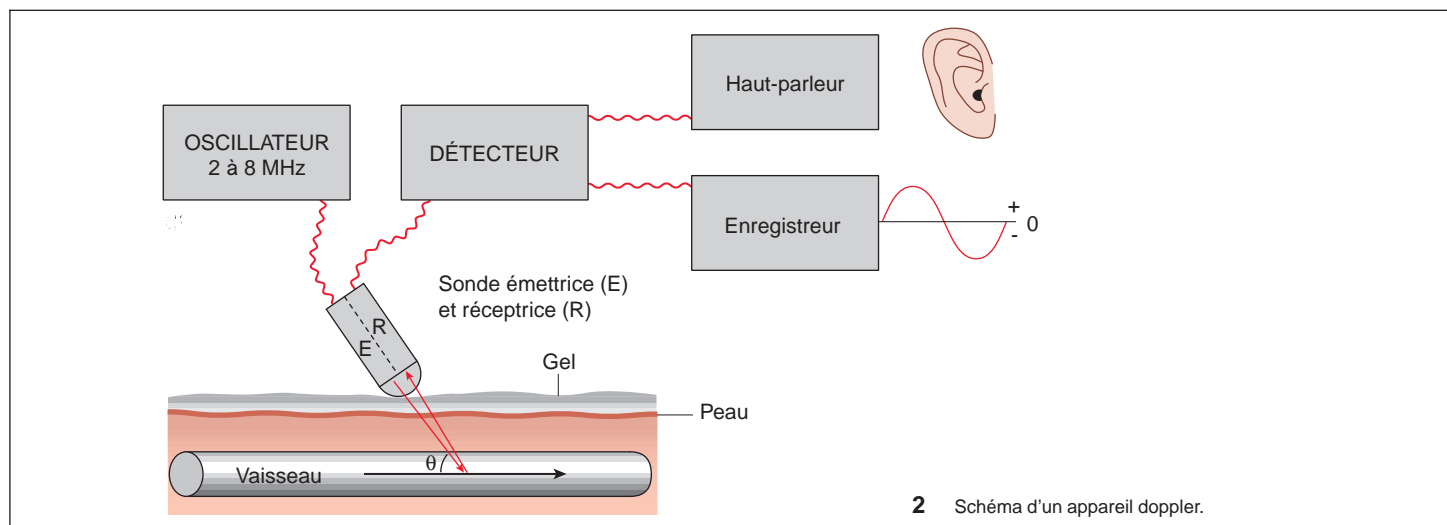
La PRF détermine la profondeur du champ d'exploration, car il faut attendre le retour de tous les échos avant d'émettre une nouvelle impulsion. Les échos venant des zones les plus profondes fixent ainsi l'intervalle de temps à respecter avant un nouveau tir.

La PRF détermine également la sensibilité aux flux.

Une PRF basse est nécessaire pour explorer en profondeur et détecter des flux lents. Une PRF élevée est nécessaire pour bien analyser les flux rapides (évitant l'*aliasing* sur lequel nous reviendrons). On peut augmenter la PRF également si on analyse les régions superficielles.

Entre deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte appelée « fenêtre d'écoute ». Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la fenêtre d'écoute (P) permet de déterminer la profondeur du volume d'échantillonnage.

L'intérêt du doppler pulsé par rapport au doppler continu est de pouvoir bénéficier de la résolution spatiale et de focaliser l'examen sur un vaisseau à analyser. Ceci nécessite de coupler l'analyse doppler à l'étude échographique. Les systèmes duplex combinent l'image échographique et le signal doppler. Les fréquences d'émission sont un peu différentes,



la fréquence d'émission pour le doppler étant plus basse que la fréquence de la sonde pour le mode B (par exemple : 3,5 MHz sonde échographique, 3 MHz pour le doppler).

## Doppler couleur

Une grande évolution technologique est ensuite apparue avec l'intégration, dans le même équipement, d'une imagerie échographique rapide et d'une détection de l'information doppler en tous points de l'image échographique. Il pourrait être assimilé à un système doppler multiporte multiligne, et pour différencier l'image échographique en noir et blanc du signal doppler, celui-ci a donc été coloré par convention. Le doppler couleur doit faire face à deux contraintes particulières : analyser en temps réel un très grand nombre de paramètres et obtenir très rapidement l'analyse spectrale du signal.

### Analyser en temps réel un très grand nombre de paramètres

L'imagerie doppler est formée d'un certain nombre de lignes de tir (L). Sur chacune de ces lignes de tir, il faut plusieurs impulsions (I) pour obtenir un bon rapport signal sur bruit.

Pour parcourir une ligne, il faut un temps (T) (inverse de la PRF).

La cadence d'images (C) doit permettre une analyse en temps réel. Elle est fonction du produit  $T \times L \times I$ .

Plus la PRF est basse, plus le nombre d'impulsions et/ou le nombre de lignes est élevé, plus la cadence est réduite.

C'est pourquoi on limite la surface de l'image analysée en doppler couleur. La réduction en profondeur permet d'augmenter la PRF, la réduction en largeur de diminuer le nombre de lignes.

### Obtenir très rapidement l'analyse spectrale du signal

L'analyse spectrale se fait par le déplacement angulaire du signal, ou phase. Toute onde sinusoïdale peut être transformée en un vecteur tournant sur un cercle de rayon A (amplitude) ou l'angle «  $\varphi$  » est proportionnel à la fréquence (fig 4). C'est cet angle «  $\varphi$  », ou phase, qui donne une vitesse moyenne pour chaque pixel.

## Analyse du signal

Le signal doppler peut être obtenu sous plusieurs formes : le signal auditif, le signal spectral et le signal en codage couleur.

### Signal auditif

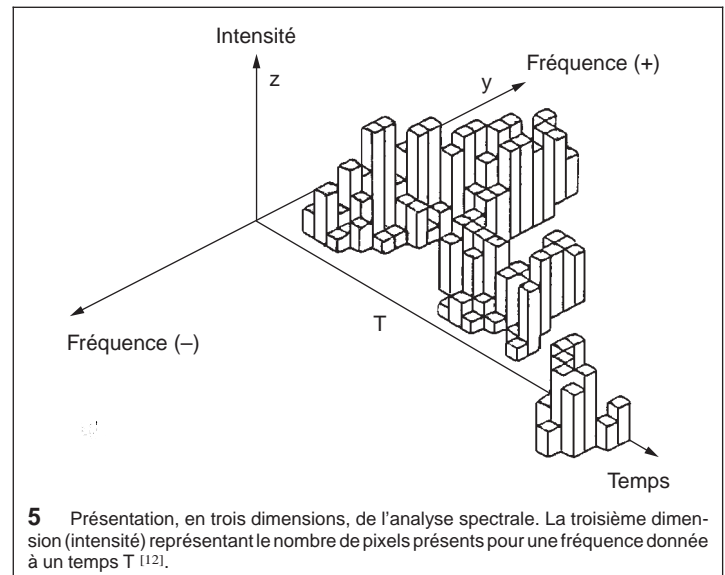
La fréquence doppler étant située dans un spectre audible, le son obtenu permet de guider l'exploration et d'analyser les perturbations du signal. On obtient une modification du son vers les sons aigus en cas d'accélération au site d'une sténose, vers les sons graves et plus anarchiques en cas de turbulences.

### Signal spectral

Il peut se représenter sous deux formes : le tracé analogique ou l'analyse spectrale.

#### Tracé analogique

C'est une forme simplifiée qui ne retient que les vitesses moyennes. Il se présente sous la forme d'une ligne.



Par une technique qui utilise le nombre de passages à zéro (les ondes acoustiques sont des sinusoïdes), il est possible d'obtenir une courbe de la fréquence doppler.

La fréquence n'étant pas monochromatique, la courbe recueillie est un mélange de fréquences dont il est réalisé une moyenne.

Ce procédé ne donne donc aucun renseignement sur le profil de l'écoulement, ne permettant pas de distinguer la dispersion des vitesses circulatoires dans le vaisseau.

Lorsque l'écoulement est harmonieux, la courbe des fréquences moyennes se rapproche de la courbe des vitesses maximales, et le tracé analogique donne une bonne représentation des vitesses dans le vaisseau. Mais dès que le flux est perturbé, le tracé analogique devient anarchique et ininterprétable.

### Analyse spectrale

Pour analyser l'ensemble des vitesses circulatoires dans un vaisseau, on utilise l'analyse spectrale, qui exprime graphiquement la totalité des fréquences contenues dans le signal doppler.

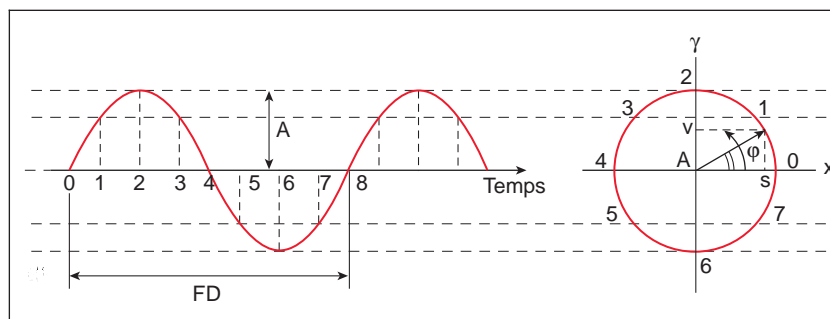
À l'ensemble des hématies d'un volume de mesure du vélocimètre correspond un ensemble de fréquences doppler appelé spectre de fréquences.

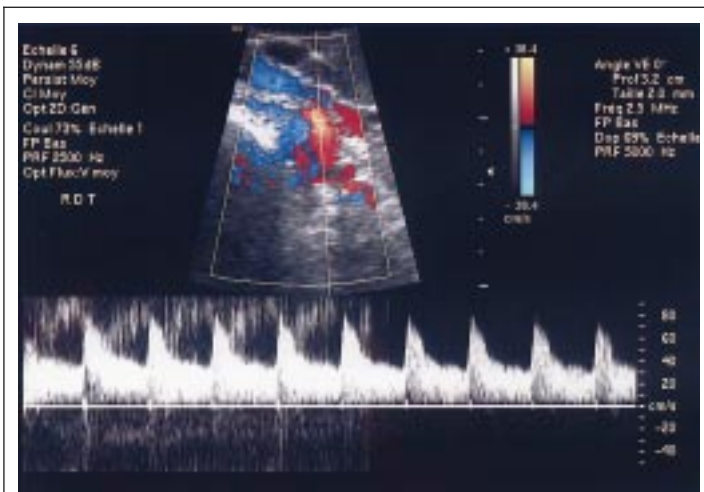
L'analyse du spectre en temps réel est possible par l'utilisation d'une Transformée de Fourier rapide (FFT).

Les résultats obtenus sont présentés en trois dimensions (3D) (fig 5) : en abscisse le temps, en ordonnée la fréquence, et pour chaque point, une brillance correspondant à l'énergie (ou puissance) qui augmente avec la densité des globules à l'origine de cette valeur de fréquence.

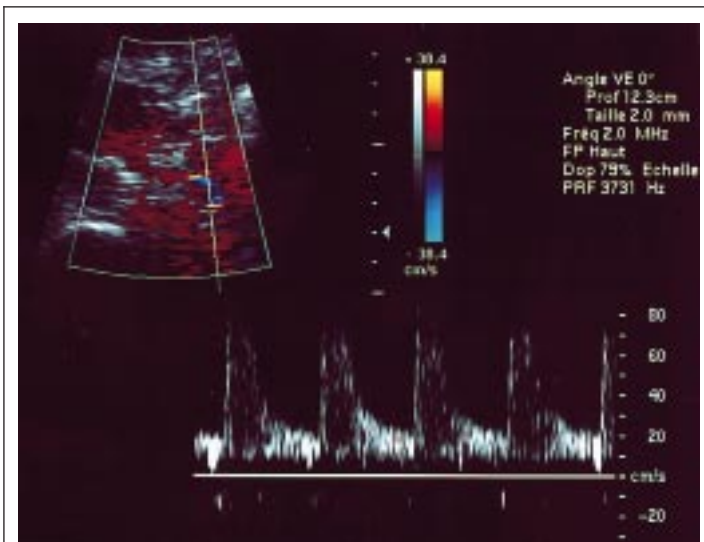
Le spectre de fréquences peut être modifié selon :

- la position du volume d'échantillonnage : les gammes de vitesses au centre du vaisseau ne sont pas identiques aux gammes de vitesses près de la paroi ;
- la taille du volume d'échantillonnage : en effet, du point précédent résulte que plus le volume d'échantillonnage est grand (centre du vaisseau et régions proches de la paroi), plus la gamme de fréquences est grande ;





**6** Effet du réglage du gain sur l'espace spectral.  
À gauche, le gain est trop élevé et le spectre est « parasité ».  
À droite, le gain est correctement réglé, sans artefact.



**7** Sur ce tracé spectral, les filtres de paroi éliminent de façon trop importante les basses fréquences.

- le niveau du gain spectral : selon le réglage du gain, des points à faible énergie apparaissent ou disparaissent de la courbe spectrale (fig 6) ;
- la PRF : son niveau détermine l'échelle de fréquences de l'analyse spectrale ; une échelle adaptée aux fréquences analysées est indispensable pour une bonne analyse du spectre doppler ;
- les filtres : en raison des structures adjacentes à l'écoulement, comme les parois qui génèrent des signaux de forte intensité pouvant masquer le signal utile, on utilise des filtres ; les fréquences générées par les parois sont basses et on utilise donc des filtres « passe-haut », qui éliminent ces basses fréquences ; cependant, les filtres doivent être ajustés au minimum nécessaire, car ils éliminent également les fréquences doppler basses utiles, ce qui peut être source d'erreur (fig 7).

### Encodage couleur

La détection du signal doppler au sein d'une image échographique mode B en noir et blanc nécessite l'utilisation d'un codage coloré afin de le distinguer du signal échographique.

Par convention, les flux qui se rapprochent de la sonde sont colorés en rouge et les flux qui s'en éloignent sont colorés en bleu.

Chacune de ces couleurs est d'autant plus saturée vers le blanc que la fréquence doppler est élevée.

La dispersion spectrale (différence entre la fréquence moyenne et la fréquence maximale) est également codée en couleur : c'est le codage de la variance. La variance est donc définie comme le degré de dispersion fréquentielle dans la zone d'échantillonnage. Elle est le plus souvent codée en vert ou en jaune. Cette dispersion fréquentielle est augmentée en cas de flux perturbé et turbulent.

De plus, si la vitesse maximale est trop élevée pour la PRF, on voit apparaître le phénomène d'*aliasing* (fréquences faussement négatives). Le doppler couleur est toujours complété par une analyse spectrale car, utilisé seul, il ne permet pas la mesure des vitesses.

## Mode angiopuissance et mode CVI

### Mode angiopuissance ou « doppler énergie » [14]

Dans cette technique, le codage du signal ne se fait pas par l'analyse des fréquences doppler, mais sur l'intensité du signal, son amplitude, c'est-à-dire l'aire sous l'enveloppe du signal.

Ainsi, l'intensité du signal est plus élevée qu'en doppler fréquentiel, mais en revanche, toute notion hémodynamique est perdue.

Les avantages du doppler puissance sont :

- la quasi-indépendance vis-à-vis de l'angle  $\theta$  ;
- l'absence d'*aliasing* étant donné que le codage sous la courbe est identique en cas de repliement du spectre ;
- la bonne résolution spectrale ;
- une sensibilité plus élevée aux flux.

Tout ceci permet de visualiser de façon excellente les vaisseaux, même si leur trajet est sinueux (fig 8).

Le doppler puissance présente toutefois des inconvénients :

- le signal dépendant de l'intensité et non de la fréquence, il n'est plus possible d'obtenir un codage du sens du flux ni de précisions sur l'hémodynamique intravasculaire ;
- le doppler énergie est très sensible aux artefacts de mouvements (battements aortiques, mouvements respiratoires, gaz digestifs) ;
- la cadence image obtenue est faible.

Certaines améliorations ont été apportées et certains constructeurs proposent un doppler énergie directionnel, qui permet de combiner les avantages du doppler puissance avec les informations du doppler couleur sur le sens du flux dans le vaisseau.

### Doppler mode CVI ou vélocimétrie couleur [4, 6]

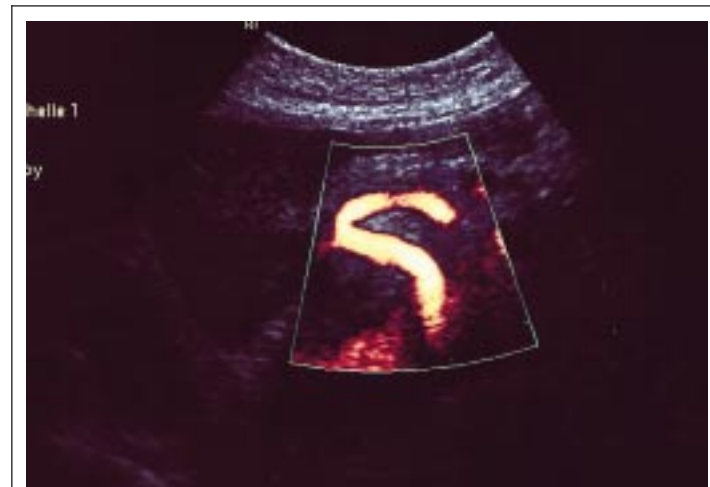
Son principe a été décrit par Bonnefous et Pesque en 1986 [3].

Il consiste à mesurer le décalage temporel «  $t$  » entre deux échos successifs réfléchis par une même cible en mouvement.

$$t : \frac{2TV \cos \theta}{C}$$

- $t$  : décalage temporel ;
- $T$  : intervalle entre deux tirs CVI ;
- $\theta$  : angle entre le faisceau VS et le vaisseau ;
- $C$  : 1 540 m/s, célérité des ultrasons dans le corps.

Ce décalage temporel «  $t$  » permet d'accéder directement aux vitesses circulatoires.



**8** Malgré un trajet très sinueux, cette artère est parfaitement analysée en doppler puissance.

Ainsi :

$$V = \frac{TC}{2T \cos \theta}$$

Parmi les avantages du doppler mode CVI, on remarque que cette relation n'est plus fonction de la fréquence d'émission  $F_e$  pour le calcul des vitesses :

- on obtient directement les vitesses maximales dans le vaisseau et non la vitesse moyenne après correction de l'angle ;
- le nombre d'impulsions étant plus faible, on obtient une meilleure cadence image et une meilleure résolution couleur ;
- la résolution spatiale est excellente, supérieure à celle habituellement observée en doppler couleur ;
- l'*aliasing* est moins important.

#### Quantification du flux par vélocimétrie couleur

Par une acquisition en mode TM des profils couleurs CVI (CVI-Q), il est possible d'obtenir :

- les courbes de vitesses maximales instantanées (ce qui permet de calculer les indices classiques tels l'index de résistance et l'index de pulsatilité) ;
- les courbes de débit instantané, en les rapportant au diamètre fonctionnel instantané ;
- le débit moyen calculé sur plusieurs cycles.

## Facteurs limitants du doppler

### Limites liées à l'angle

#### Mesure des vitesses et du débit

Nous avons vu combien l'angle  $\theta$  existant entre l'axe du faisceau ultrasonore et celui du vaisseau étudié est important par son cosinus.

$$\Delta F = \frac{2F_e V \cos \theta}{C}$$

Ainsi :

- si  $\theta = 90^\circ$ ,  $\cos \theta = 0$ , le signal doppler pulsé est nul ;
- si  $\theta = 0^\circ$ ,  $\cos \theta = 1$ , le signal doppler est maximum.

Il faut donc s'attacher, au cours d'un examen doppler, à avoir un angle  $\theta$  le plus favorable possible pour avoir une évaluation de la vitesse la plus exacte. Le tableau I montre que pour des valeurs élevées de l'angle  $\theta$ , une petite erreur de mesure de l'angle entraîne une erreur relative très élevée sur le calcul de vitesse.

Compte tenu des variations de la valeur du  $\cos \theta$ , la marge d'erreur maximale acceptable pour le calcul des vitesses est obtenue avec un angle  $\theta$  de  $30^\circ$  maximum.

#### Estimation du débit volumique

Une approche du débit peut être faite à partir de la relation :

$$Q = \frac{1}{4} V d^2$$

- $d$  : diamètre du vaisseau ;
- $V$  : vitesse moyenne dans le vaisseau.

Cette relation, faisant intervenir le diamètre du vaisseau et la mesure de la vitesse, dépend donc de la résolution spectrale de l'échographe et de l'angle  $\theta$ .

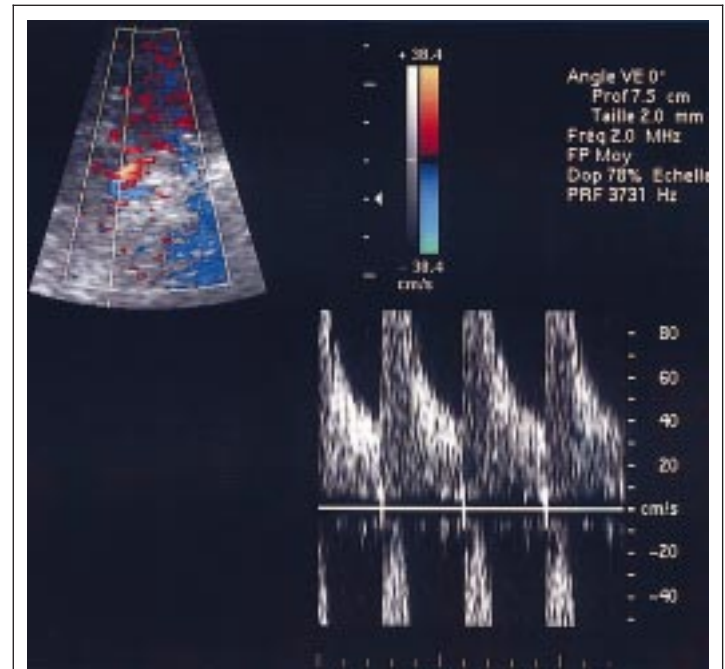
On comprend aisément les importantes marges d'erreur quant à la mesure des débits.

### Limites à la mesure des hautes vitesses

Nous avons pu fréquemment observer au cinéma que, lorsqu'une roue de diligence tourne à très grande vitesse, elle paraît sur l'image avoir un mouvement inverse que le sens réel du mouvement. Si la diligence

**Tableau I.** – Valeurs du cosinus ( $\cos \theta$ ) et conséquences sur l'appréciation de la vitesse dans le vaisseau.

$\theta$ en degré	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90
$\cos \theta$	1	0,98	0,94	0,87	0,77	0,64	0,5	0,34	0,17	0
Erreur relative en pourcentage si $\Delta F \theta = 10^\circ$		4	6,3	11,5	17	22	32	47	100	



**9** *Aliasing.* L'échelle étant mal adaptée aux vitesses analysées, on observe un repliement du spectre dans les fréquences négatives.

ralentit, on retrouve un sens de rotation correspondant au sens réel de déplacement du véhicule. Ce phénomène s'explique par la cadence de prises de vues : si celle-ci est insuffisante par rapport à la fréquence de rotation de la roue, le mouvement de la roue apparaît donc inversé.

Ce phénomène s'applique au doppler pulsé.

Nous avons vu que le doppler pulsé comprend un délai entre deux émissions de faisceau ultrasonore et que ce délai constitue la PRF, correspondant à la fréquence d'échantillonnage (cadence de prises de vues).

Or, pour connaître la fréquence d'une onde sinusoïdale de fréquence  $\Delta F$ , l'échantillonnage doit être fait au moins à une fréquence double. C'est le théorème de Shannon.

Si la fréquence d'échantillonnage (c'est-à-dire la PRF) est inférieure au double de la fréquence analysée, il existe un codage « inversé » des fréquences élevées et apparaît alors le phénomène d'*aliasing*.

Il existe donc une fréquence maximale échantillonnable, qui correspond à la moitié de la PRF : c'est la fréquence de Nyquist.

Ce phénomène d'*aliasing* se traduit :

- en couleur par une inversion de la couleur ;
- en analyse spectrale par un repliement du spectre (fig 9).

Pour supprimer l'*aliasing*, on peut :

- déplacer la ligne de zéro vers le bas ;
- augmenter la PRF ;
- diminuer la fréquence de la sonde, ce qui diminue  $\Delta F$ .

## Artefacts et pièges

### Artefact en miroir

C'est un artefact observé en échographie et en doppler, lié à une réflexion du faisceau ultrasonore sur une interface séparant deux milieux d'impédance acoustique très différents (dôme pleural : interface air/tissu mou).

Une image parasite apparaît donc symétrique à l'image vasculaire par rapport à l'interface.



**10** Artefact périvasculaire au voisinage d'une fistule artériovineuse (FAV). Aspect anarchique du signal couleur, dû à la présence de fortes vibrations transmises aux tissus voisins de la FAV.

Pour pallier cet inconvénient, il faut soit changer d'incidence, soit diminuer le gain doppler.

### Codage couleur de structures non circulantes <sup>[9]</sup>

Des structures peuvent présenter un codage couleur artefactuel si elles sont soumises à des pulsations transmises (collections liquidiennes périvasculaires par exemple).

En revanche, ces structures ne donnent aucun signal doppler utile en analyse spectrale.

De la même façon, l'examen des collections superficielles entraîne des mouvements du liquide qui donnent des artefacts colorés sans signal doppler spectral.

### Artefact périvasculaire <sup>[10]</sup>

Si un vaisseau est le siège de très fortes turbulences, elles peuvent être à l'origine de vibrations intenses qui se traduisent par un artefact périvasculaire.

Cet artefact est visualisé sous la forme d'une mosaïque autour de la zone de turbulences dans les tissus voisins du vaisseau (fig 10).

Il est rencontré dans les fistules artériovineuses et les sténoses serrées. L'analyse spectrale donne un spectre altéré de basse vitesse et symétrique par rapport à la ligne basale.

### Artefact de scintillement <sup>[2]</sup>

Cet artefact s'observe en arrière de structures très brillantes, comme les calcifications.

Il s'agit également d'une petite mosaïque identique à l'artefact périvasculaire dans le cône d'ombre de la calcification (fig 11).

L'analyse spectrale donne un spectre aléatoire, sans enveloppe externe.

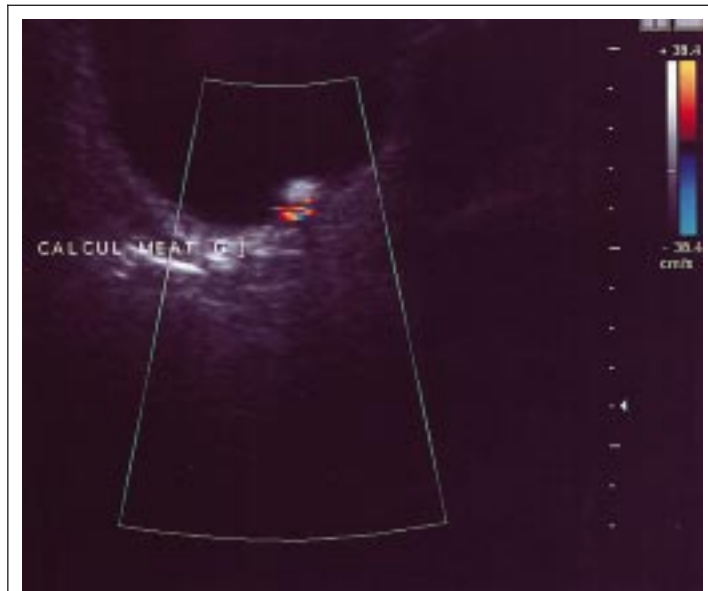
### Pièges <sup>[8]</sup>

#### Flux hélicoïdal

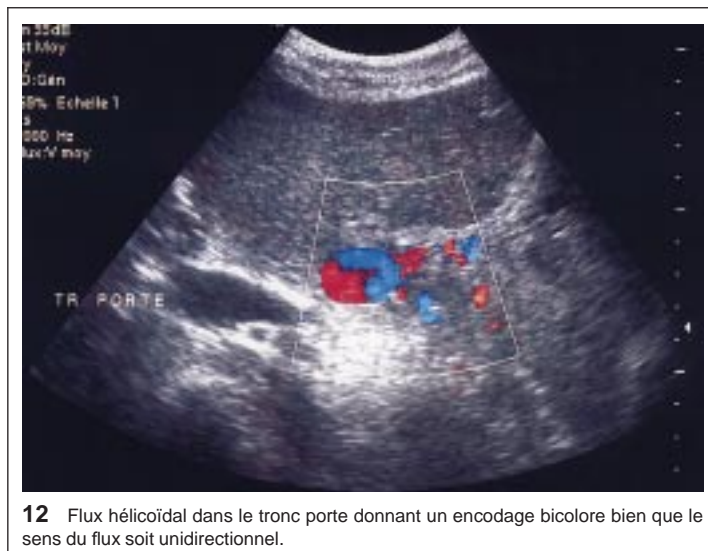
Il existe parfois dans les gros vaisseaux une composante rotatoire du flux qui donne un aspect en « yin et yang ». Le vaisseau est donc codé pour une partie en rouge et pour l'autre partie en bleu. Ce n'est que la traduction couleur du flux unidirectionnel mais en hélice (fig 12).

#### Changements de direction du vaisseau

Des changements de direction par rapport à la sonde donnent à l'évidence des changements de couleur en rapport avec les sinuosités ou les bifurcations (fig 13).



**11** Artefact de scintillement produit en arrière d'une lithiase du bas uretère.



**12** Flux hélicoïdal dans le tronc porte donnant un encodage bicolore bien que le sens du flux soit unidirectionnel.

## Optimisations et réglages

Afin d'obtenir le meilleur signal, que ce soit en doppler pulsé ou en doppler couleur, la technique d'examen et les réglages de l'appareil se doivent d'être optimaux.

### Choix de la sonde

Comme en mode B, la fréquence d'émission de la sonde doit être adaptée à la région étudiée :

- pour les vaisseaux profonds, les sondes utilisées sont de 3 MHz, voire de 2 MHz ;
- pour les vaisseaux superficiels, les sondes varient de 5 à 13 MHz.

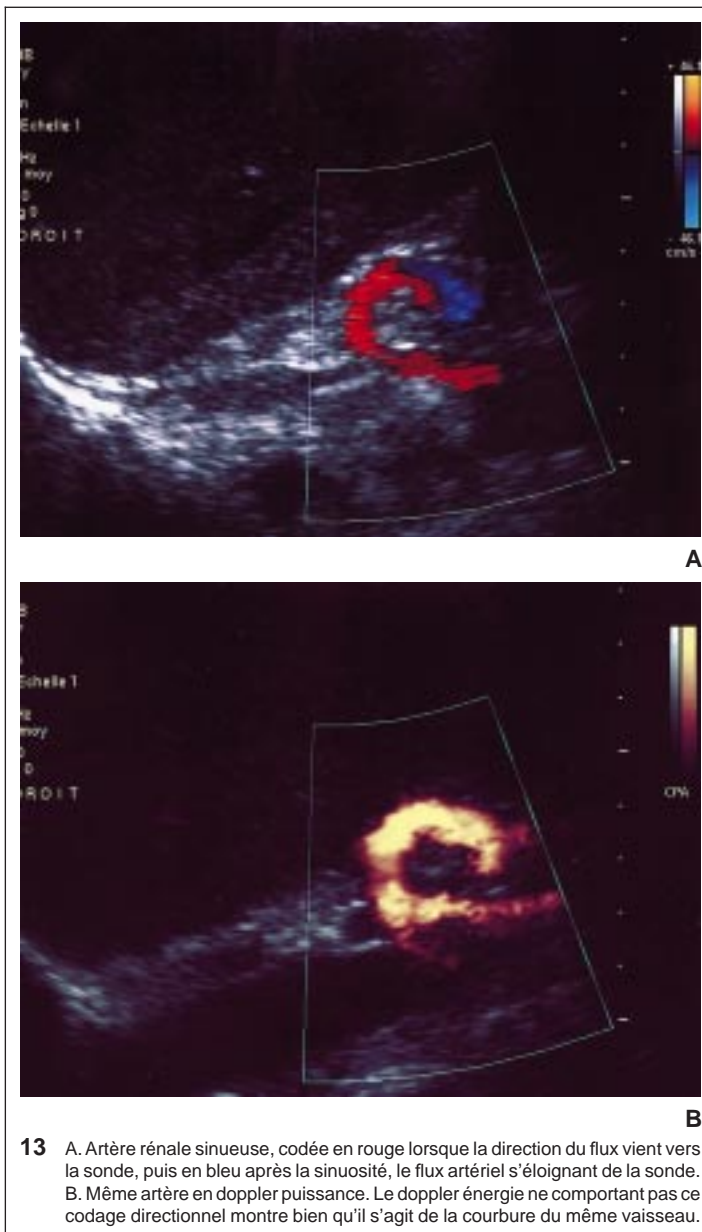
### Angle de tir

Nous avons vu l'importance de l'angle  $\theta$  pour la qualité du signal, ainsi que pour l'évaluation des vitesses.

Rappelons simplement qu'un angle supérieur à  $40^\circ$  n'est pas acceptable, compte tenu de l'erreur qu'il entraîne sur le calcul de la vitesse (plus de 22 % d'erreur).

### Choix de la gamme de vitesses

Le réglage de la gamme de vitesses doit être adaptée au vaisseau que l'on analyse, que ce soit en doppler couleur ou en doppler pulsé.



Une gamme de vitesses trop basse entraîne un phénomène d'*aliasing* gênant l'interprétation.

Une gamme de vitesses trop élevée peut gêner l'analyse des flux plus lents.

En analyse spectrale, l'échelle utilisée doit être bien adaptée aux vitesses afin de ne pas faire d'erreur d'interprétation sur la forme du spectre, notamment sur la mesure du temps de montée systolique.

### Choix des filtres de paroi

Le filtre de paroi doit être parfaitement adapté au vaisseau étudié, sous peine de masquer les fréquences basses utiles.

### Réglage du gain

Le gain spectral et le gain couleur doivent être également adaptés afin de limiter le « bruit de fond » spectral ou coloré.

### Réglage de la taille de la fenêtre couleur

Pour conserver une cadence image satisfaisante, la taille de la fenêtre couleur ne doit pas être trop importante, mais être restreinte au vaisseau étudié.

De même, il est inutile de positionner cette fenêtre couleur au-delà de la profondeur strictement nécessaire pour l'analyse du vaisseau considéré. Là encore, la cadence image serait inutilement diminuée.

### Réglage de la taille de la porte doppler ou du volume d'échantillonnage

Pour obtenir des informations sur l'ensemble des vitesses du vaisseau, la porte doppler doit être suffisamment large et ne pas se situer uniquement au centre du vaisseau.

### Principaux index de mesure

On distingue différents types d'artères :

- artères à basse résistance : ce sont des artères dont le flux a une composante diastolique positive importante (artère carotide interne, artère rénale, artère hépatique, artère splénique...);
- artères à haute résistance : ce sont des artères dont le flux diastolique est nul, voire inversé (artères des membres, artères mésentériques des patients à jeun...);
- artères à résistance moyenne, comme la carotide primitive dont le flux diastolique est modéré.

Afin de mesurer la résistance des vaisseaux, plusieurs index ont été proposés.

#### Index de résistance de Pourcelot (fig 14) [13]

Il se définit par :

$$IR = \frac{A - D}{A}$$

- A : vitesse systolique moyenne ;
- D : vitesse diastolique moyenne.

Cet index est variable selon les résistances périphériques :

- de 0,50 à 0,70 pour les artères rénales et la carotide interne ;
- d'environ 0,70 à 0,80 pour les carotides primitives ;
- de 1 pour les artères des membres.

Il a pour intérêt d'évaluer l'état des résistances périphériques et ainsi de suspecter des éléments pathologiques.

#### Index de pulsativité de Gosling (fig 15) [7]

Il est également très utilisé et se définit par :

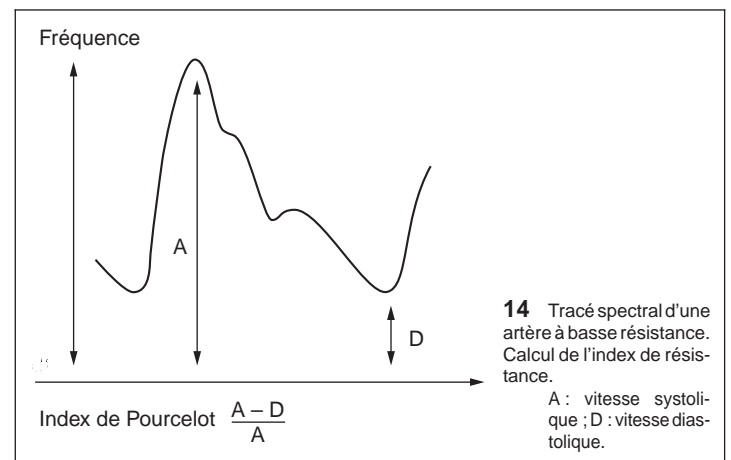
$$\text{Index de Gosling} = \frac{A - D}{\text{Vitesse moyenne}}$$

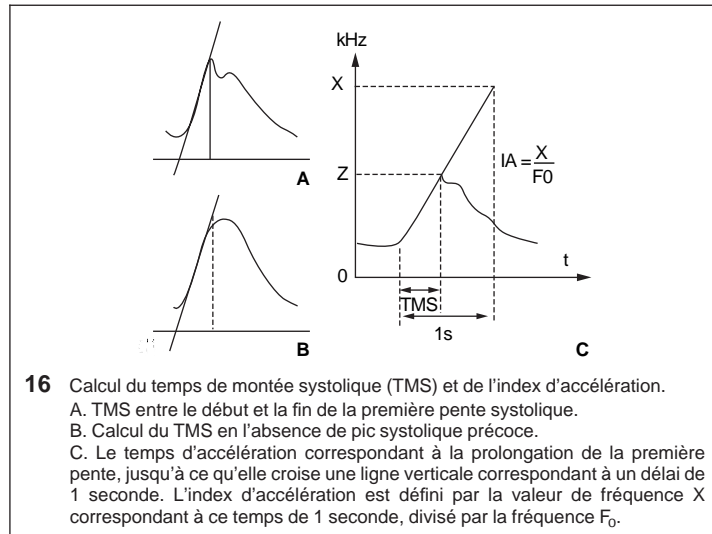
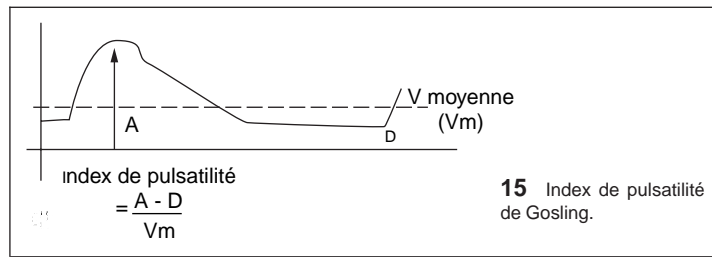
Comme l'index de Pourcelot, il augmente si le flux diastolique diminue.

#### Temps de montée systolique [16]

C'est le temps qui sépare le début de la systole du pic systolique précoce ou le temps de la première pente systolique (fig 16 A, B).

C'est un témoin de l'état hémodynamique distal, en particulier un signe d'amortissement en aval d'une sténose. C'est un signe quantitatif utile notamment dans l'exploration des artères rénales, de l'artère hépatique chez les transplantés hépatiques.





### Index d'accélération

Il consiste à prolonger la pente systolique sur une durée d'une seconde. Cette valeur correspond à une fréquence X et l'index d'accélération (IA) est :

$$IA = \frac{X}{F_0} \text{ (fig 16C)}$$

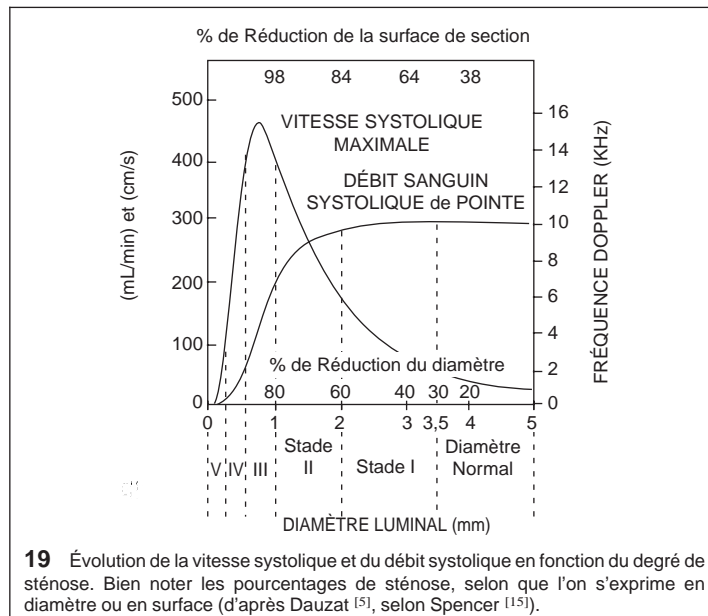
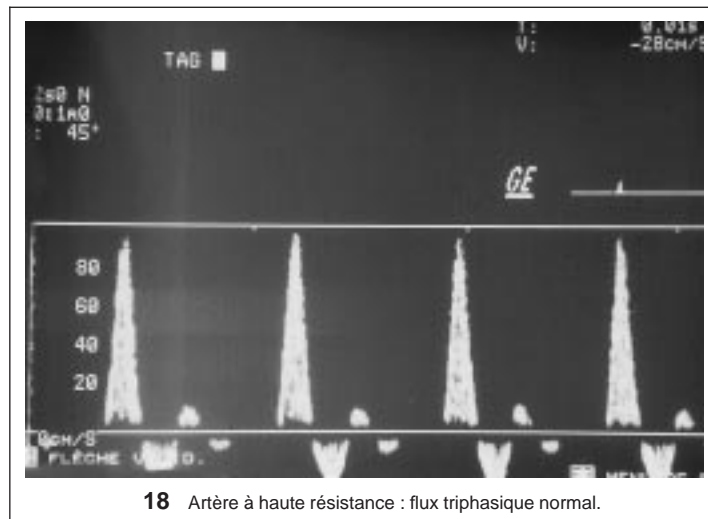
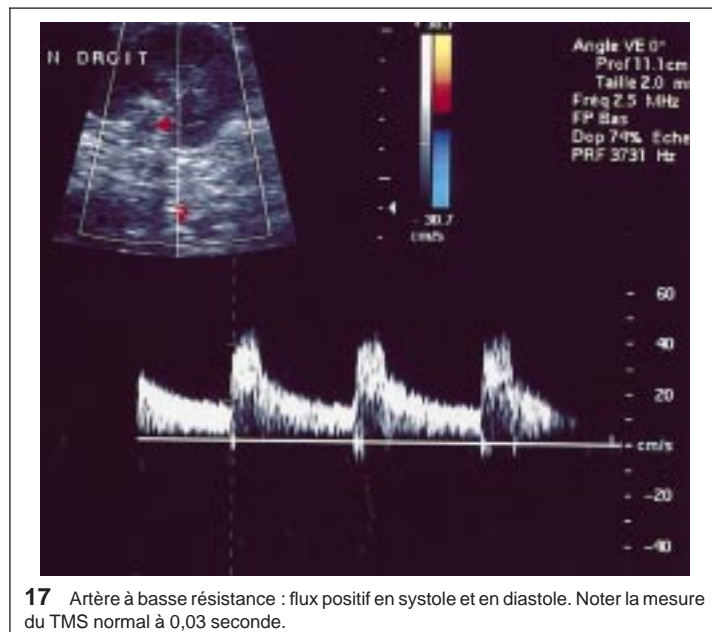
## Bases d'interprétation du signal et sémilogie des sténoses et occlusions

### Tracé spectral normal

Le flux artériel est différent selon qu'il vascularise un organe « noble », nécessitant un apport vasculaire constant (cerveau, rein, foie...), ou un organe moins sensible à l'ischémie (membres, intestin...).

#### Artère à basse résistance

Elle se caractérise par un flux positif, en diastole comme en systole (fig 17).



En cas de flux laminaire normal, les fréquences enregistrées se situent vers les fréquences maximales, ceci expliquant la présence d'une fenêtre sombre sous l'enveloppe systolique.

L'index de résistance prend ici tout son sens, permettant d'apprécier l'importance de la composante diastolique, reflet des résistances d'aval.

C'est un signe indirect précieux pour effectuer les diagnostics lésionnels.

#### Artère à haute résistance

Elle se caractérise par un flux nul ou négatif en diastole (fig 18).

Ce flux peut être biphasique ou triphasique.

Il comporte un pic systolique positif, un reflux négatif, et une deuxième onde positive appelée rebond témoignant de l'élasticité artérielle. Cette troisième onde peut être absente chez des sujets n'ayant pas de lésion localisée, mais dont les artères sont moins compliantes (sujet âgé).

On retrouve, en cas de flux laminaire normal, la même disposition spectrale avec une fenêtre sombre sous l'enveloppe systolique.

## Sténoses

### Généralités

L'augmentation des vitesses dans un vaisseau sténosé n'est possible que jusqu'à une certaine limite au-delà de laquelle le débit s'effondre rapidement (fig 19) [5, 15]. Ainsi, l'augmentation de vitesse circulatoire compense la diminution de surface, jusqu'à une réduction de 80 % de





**20** Sténose serrée de l'artère rénale à l'ostium. Repérée en couleur par l'*aliasing* (en bleu pâle), et confirmée par l'analyse spectrale (tracé très perturbé, accélération des vitesses et apparition de vitesses négatives).

celle-ci. Le débit décroît ensuite, tandis que la vitesse continue d'augmenter. Les turbulences s'observent vers 98 % de réduction de surface. Au-delà, débit et vitesse s'effondrent.

Lorsqu'il existe un rétrécissement du calibre, la première modification du flux est une accélération à la sortie de la sténose (phénomène de jet). Le son doppler est modifié vers les aigus.

L'analyse spectrale peut subir plusieurs modifications selon le degré de sténose :

- les vitesses systoliques maximales de l'analyse spectrale sont augmentées ;
- il apparaît une irrégularité du contour supérieur du spectre qui traduit une faible énergie pour les valeurs de fréquence les plus hautes ;

– on observe un élargissement de l'histogramme des fréquences avec comblement de la fenêtre sombre et une brillance augmentée dans les basses fréquences ;

– l'apparition de fréquences négatives traduit les turbulences.

L'échographie-doppler couleur a rendu plus aisé l'examen des vaisseaux profonds. Les zones sténosées sont repérées en couleur grâce au phénomène d'*aliasing* (élément très utile, notamment en cas de fibrodysplasie).

La figure 20 montre une zone d'*aliasing* en couleur, à l'ostium d'une artère rénale aisément repérée grâce au codage, confirmée par le spectre très modifié, accéléré et anarchique au site de la sténose.

Dans le cas des artères des membres, le doppler couleur prend toute sa place dans l'étude des pontages et des faux anévrismes. Il permet d'éviter le piège des collatéralités sur occlusions.

### Artères à basse résistance

#### Modifications de flux au site de la sténose

Elles ont été bien décrites par Arbeille en 1984 <sup>[1]</sup> (fig 21).

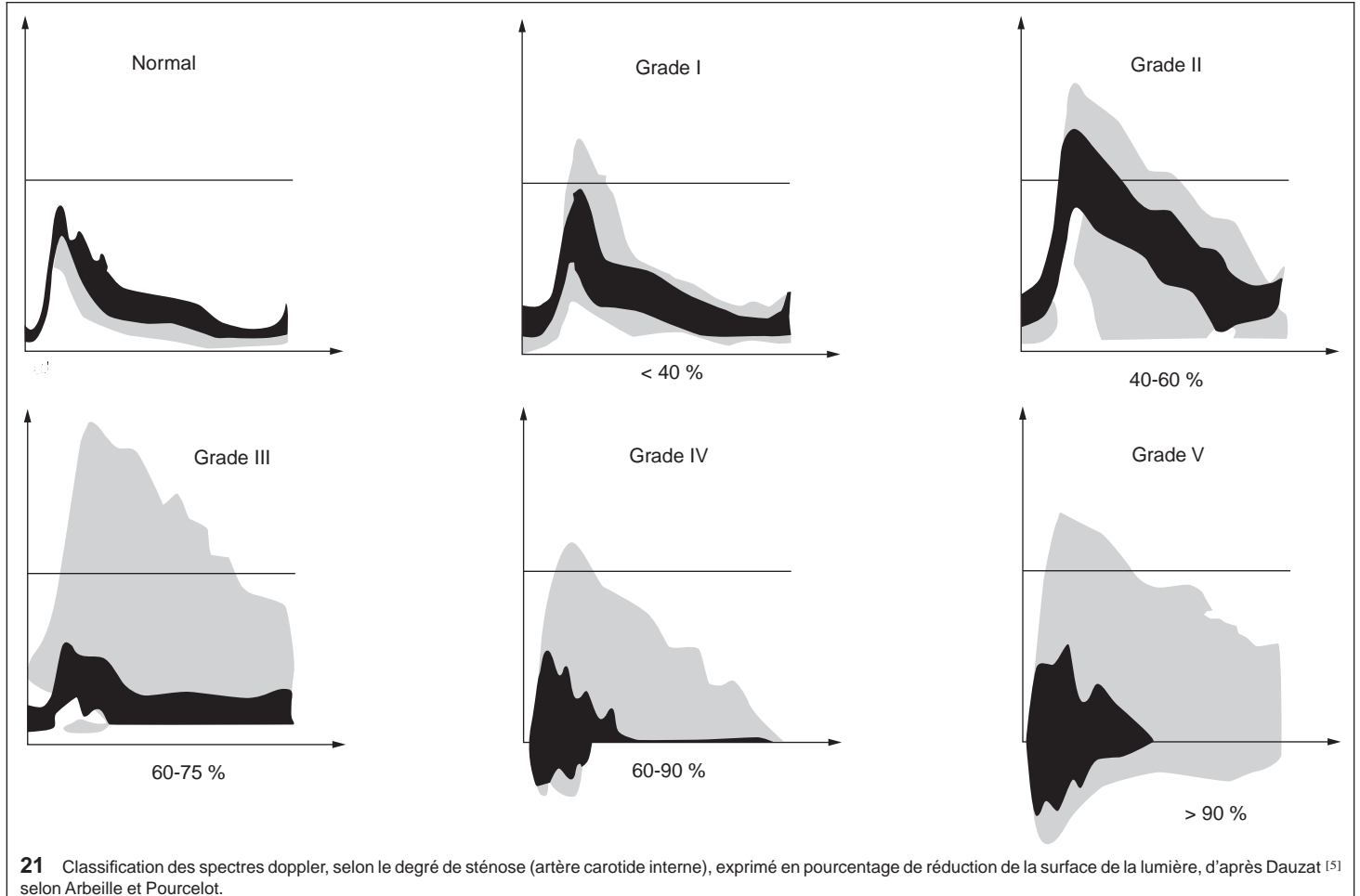
Il a décrit cinq stades :

– le grade I concerne une sténose inférieure à 40 % en surface ; il se caractérise uniquement par une augmentation des vitesses systoliques et un aspect moins net du spectre, sans modifications de la disposition des vitesses au sein du spectre ;

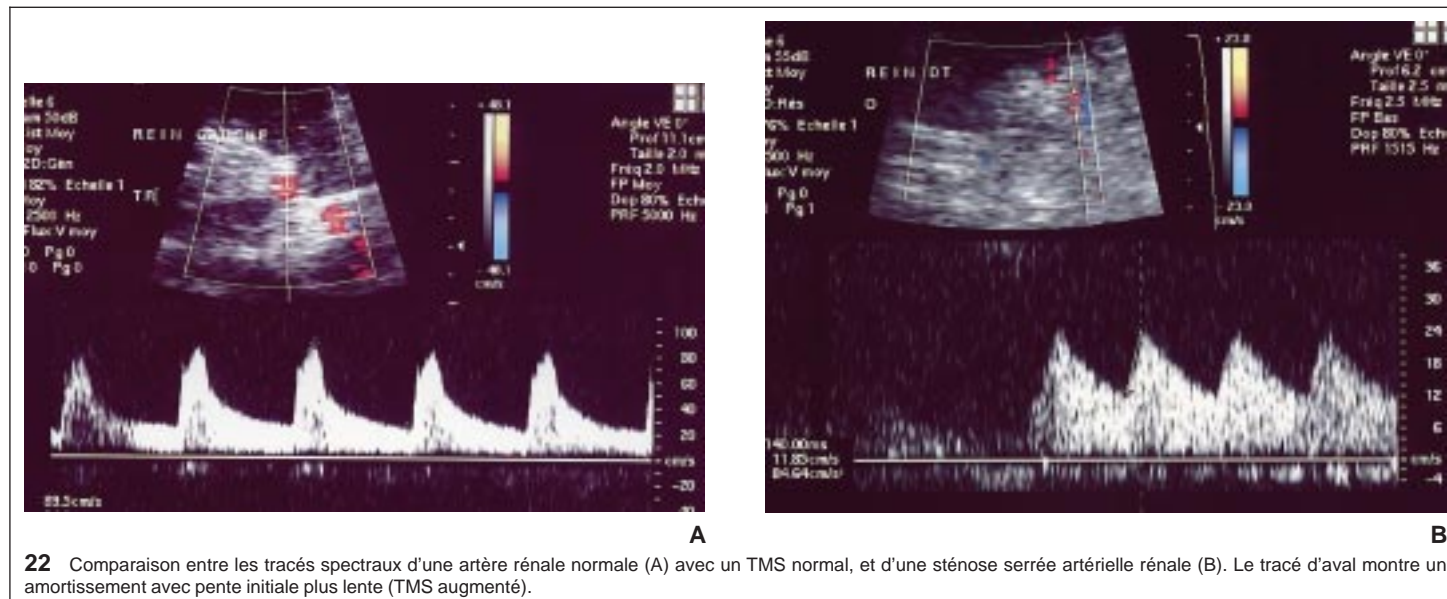
– le grade II concerne une sténose de 40 à 60 % ; les modifications sont les mêmes qu'au grade I, toutefois plus importantes et existant en systole et en diastole ;

– le grade III correspond aux sténoses de 60 à 75 % ; il existe une importante dispersion du spectre vers les hautes fréquences, avec déplacement des fortes brillances vers le domaine des basses fréquences, d'où disparition de la fenêtre sombre ;

– le grade IV correspond aux sténoses très serrées réduisant de 75 à 90 % la surface lumineuse ; les turbulences apparaissent avec, sur le spectre, présence de fréquences négatives ;



**21** Classification des spectres doppler, selon le degré de sténose (artère carotide interne), exprimé en pourcentage de réduction de la surface de la lumière, d'après Dauzat <sup>[5]</sup> selon Arbeille et Pourcelot.



– le grade V correspond aux sténoses de plus de 90 % en surface ; la presque totalité des fréquences se répartit de part et d'autre de la ligne du zéro, avec le classique « coup de râpe » systolique du signal sonore. Il convient de rappeler ici qu'il est indispensable de préciser, lors de l'évaluation d'une sténose, si l'on s'exprime en réduction de diamètre ou de surface. Notons, pour mémoire, qu'une réduction de diamètre de 50 % est une réduction de 75 % de la surface du vaisseau, une réduction de 75 % en diamètre étant équivalente à une sténose de 90 % en surface.

#### Modifications de flux en aval

Elles n'apparaissent que pour des sténoses serrées supérieures à 75 %. Elles correspondent à un amortissement du flux en aval, avec diminution des vitesses systoliques et aspect en dôme du tracé.

Sur le tracé spectral, la pente initiale et la décroissance sont plus lentes (fig 22B) que sur le tracé d'une artère non sténosée (fig 22A). On parle parfois d'une augmentation du temps de montée systolique, notamment pour les artères rénales [16].

La composante diastolique peut être augmentée (phénomène compensatoire à la diminution du débit sanguin). L'index de résistance est donc abaissé.

#### Signes d'amont

Dans le cas des troncs supra-aortiques, un signe d'amont peut être observé : c'est l'existence d'une asymétrie des index de résistance au niveau des carotides communes. Lorsque ce signe existe, il fait

rechercher une sténose serrée ou une occlusion en aval du côté de l'index de résistance le plus élevé. Malheureusement ce signe est inconstant. Il est plus fréquent en cas d'occlusion. En revanche, son absence ne doit pas être faussement rassurante.

#### Artères à haute résistance

##### Modifications de flux au site de la sténose

Ce sont les signes classiques de sténose, identiques à ceux des artères à basse résistance.

##### Modifications de flux en aval

Le retentissement d'une sténose se traduit par la perte de l'aspect bi- ou triphasique du spectre. Un signe important est l'apparition d'une composante positive en diastole. La présence d'un amortissement en aval doit faire rechercher le site et le type de lésion responsable (sténose, occlusion). Il renseigne également sur la présence et l'efficacité d'une circulation collatérale.

## Occlusions

Dans ce cas, l'analyse spectrale ne montre aucun flux dans l'artère occluse.

L'étude en doppler continu peut enregistrer une collatéralité, qui ne doit pas être considérée à tort pour un flux dans l'artère occluse. Ce piège est évité grâce au doppler à codage couleur.

## Références

- [1] Arbeille PH, Lapierre F, Benhamou AC, Salez F, Laqueyrie M, Pourcelot L. L'échotomographie et l'analyse spectrale du signal doppler dans le bilan des lésions carotidiennes. *J Mal Vasc* 1984 ; 9 : 171-177
- [2] Bargoin R, Bargoin N, André M. Phénomène de clignotement en écho-doppler couleur (EDC). Description, analyse du phénomène. Perspectives cliniques. *JEMU* 1994 ; 15 : 327-334
- [3] Bonnefous O, Pesque P. Time domain formulation of pulsed doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation. *Ultrasound Imaging* 1986 ; 8 : 73-78
- [4] Claudon M. CVI challenges doppler in vascular pathology. *Diagn Imaging Int* 1991 ; 61-76
- [5] Dauzat M. Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique. Paris : Vigot, 1991
- [6] Eicke B, Tegeler CH, Howard G, Bennett JB, Myers LG, Meads D. In vitro validation of color velocity imaging and spectral doppler for velocity determination. *J Neuroimag* 1993 ; 3 : 89-92
- [7] Gosling RG, Dunbar G, King DH et al. The quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non invasive ultrasonic technique. *Angiology* 1971 ; 22 : 52-55
- [8] Grenier N, Dows C, Brichaux JC. Le doppler couleur : sémiologie de la couleur; pièges et artefacts. *JEMU* 1991 ; 13 : 53-61
- [9] Middleton WD, Burns P, Needleman L. Color doppler artifact in anechoic regions. *J Ultrasound Med* 1990 ; 9 : 255-260
- [10] Middleton WD, Erickson S, Melson GL. Perivascular color artifact: pathologic significance and appearance on color doppler US images. *Radiology* 1989 ; 171 : 647-652
- [11] Peronneau P. Vélométrie doppler : principes et applications. *J Med Nucl Biophys* 1991 ; 15 : 145-154
- [12] Plainfosse MC. L'écho-doppler couleur en pratique viscérale et périphérique. Paris : Masson, 1995
- [13] Pourcelot L. Principes de la détection des troubles circulatoires artériels par effet doppler. *Rev Méd Tours* 1973 ; 7 : 479-483
- [14] Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency based color doppler US. *Radiology* 1994 ; 190 : 853-856
- [15] Spencer MP, Reid JM, Paulson PS. Diagnosis of carotid artery disease and cerebral vascular insufficiency with doppler angiography and ophthalmic artery sonography. In : Reneman RS ed. Cardiovascular applications of ultrasound. Amsterdam : Elsevier, 1974 : 249-265
- [16] Stavros AT, Parker SH, Yakes WF, Chantelois AE, Burke BJ, Meyer PR et al. Segmental stenosis of the renal artery: pattern recognition of tardus and parvus abnormalities with duplex sonography. *Radiology* 1992 ; 184 : 487-492