

7 - Bases physiques du Doppler

N. Grenier*, M. Claudon**

- Hôpital Pellegrin - Bordeaux
- ** Hôpital Brabois - Nancy

I- PRINCIPES DE L'EFFET DOPPLER

Lorsqu'un faisceau ultra-sonore (US), émis par une source, traverse des tissus biologiques, il rencontre un certain nombre de cibles, ou interfaces fixes. La fréquence réfléchi par ces cibles fixes est identique à la fréquence émise: on dit qu'il n'y a pas de différence entre la fréquence d'émission (F_0) et la fréquence de réception (F_r) (fig 1).

Si la cible se déplace, comme les globules rouges du sang circulant, il se produit une modification de la fréquence du faisceau réfléchi:

$$F_r = F_0 + \Delta F$$

La différence de fréquence ΔF est positive si la cible se rapproche de la source et négative si elle s'en éloigne. ΔF est appelé la *fréquence Doppler*. En exploration vasculaire, la valeur de ΔF se situe entre 50 Hz et 20 KHz ce qui, par chance, correspond à une gamme de fréquences perceptible par l'oreille humaine.

Si la cible est mobile dans l'axe du faisceau d'US (fig 1) :

$$\Delta F = 2V \cdot F_0 / c$$

où V = vitesse de déplacement de la cible et c = la vitesse de propagation des US dans les tissus biologiques (constante = 1540 m/s). Si la cible est mobile dans un axe différent (fig 2), la vitesse mesurée est une vitesse relative v , égale à la projection orthogonale du vecteur vitesse V sur l'axe du faisceau d'US, sachant que

$$v = V \cdot \cos\theta$$

θ est l'angle entre l'axe du faisceau et l'axe du déplacement de la cible ou angle Doppler. La valeur de la fréquence Doppler devient alors :

$$\Delta F = 2V \cdot F_0 \cdot \cos\theta / c$$

On comprend ici que l'augmentation de l'angle Doppler s'accompagne d'une diminution de ΔF (la valeur de $\cos\theta$ se rapprochant de zéro) qui s'annule totalement lorsque l'angle atteint 90° ($\cos 90^\circ = 0$). Le calcul de la vitesse circulatoire nécessite donc la connaissance de l'angle Doppler. Pour calculer cette vitesse, la formule devient :

$$V = \Delta F \cdot c / 2F_0 \cdot \cos\theta$$

L'appareillage restitue donc le déplacement de la cible en terme de décalage de fréquence (ΔF) (mesuré en KHz). Ce décalage étant fonction de $V \cdot \cos\theta$, il varie, pour une même vitesse de déplacement, selon la valeur de θ . L'extrapolation à la vitesse circulatoire (exprimée en cm/s) impose que l'angle Doppler soit connu et que sa valeur ait été fournie à l'appareillage par l'opérateur.

II- MODE D'UTILISATION DU DOPPLER

L'effet Doppler peut être utilisé en pratique clinique sous deux modes: le mode continu et le mode pulsé. Le Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur repose sur le principe du Doppler pulsé mais le traitement du signal y est différent.

A- Le Doppler continu

Dans un Doppler continu (fig 3), il existe deux cristaux au niveau du même capteur: l'un qui émet un faisceau d'US de façon continue et l'autre qui réceptionne le signal réfléchi, aussi de façon continue. L'appareillage effectue la comparaison des deux fréquences F_0 et F_r au niveau d'un démodulateur pour en extraire, en continu, la fréquence Doppler. Il s'agit d'appareillages légers et compacts, encore très utiles dans l'étude des vaisseaux superficiels.

Les avantages du Doppler continu sont: sa grande sensibilité pour détecter des flux lents, sa faible puissance acoustique, l'absence de limite pour calculer les flux rapides et son coût peu élevé. Il

a cependant des limites: l'absence de résolution spatiale puisque le signal reçu est indépendant de la profondeur et la fréquence Doppler mesurée est la résultante des fréquences Doppler extraites du signal, moyenne des signaux venant de l'ensemble des vaisseaux traversés.

B- Le Doppler pulsé

Le système de Doppler pulsé (fig 4) est caractérisé par une sonde à cristal unique qui alternativement émet un faisceau d'ultrasons et reçoit le faisceau réfléchi. Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition, encore appelée PRF (Pulse Repetition Frequency). Entre ces deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte que l'on peut appeler la "fenêtre d'écoute". Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la "fenêtre d'écoute" détermine la profondeur sélectionnée d'analyse du signal Doppler (c'est la profondeur du volume d'échantillonnage). Le temps d'analyse du signal réfléchi, c'est-à-dire la largeur de la "fenêtre d'écoute", détermine la taille du volume d'échantillonnage.

La PRF détermine la profondeur du champ d'exploration : pour explorer des champs profonds cette PRF doit être basse; pour explorer des champs superficiels on peut l'augmenter. Cette PRF détermine également la sensibilité aux flux: une sensibilité aux flux lents nécessite une PRF basse (environ 700 à 800 Hz pour les flux veineux et les petits flux parenchymateux). Avec une telle PRF basse, les flux artériels rapides seront également détectés mais ils ne pourront pas être quantifiés à cause d'un phénomène d'ambiguïté fréquentielle, ou aliasing, sur lequel nous reviendrons; l'étude de ces flux rapides nécessite au contraire une PRF élevée (de l'ordre de 2 à 4 kHz).

L'avantage essentiel du Doppler pulsé est de bénéficier d'une résolution spatiale qui permet de localiser l'enregistrement Doppler en profondeur. La résolution axiale est déterminée par la longueur de l'impulsion qui est caractéristique de chaque transducteur. Cette résolution est bonne en échographie car les pulses utilisés sont courts et elle est moins bonne en Doppler pulsé car ils sont longs. La focalisation du faisceau détermine la résolution latérale (elle est maximale dans la zone de focalisation et moindre à distance).

Les limites du Doppler pulsé sont : sa plus faible sensibilité pour détecter les flux très lents, la plus forte puissance acoustique nécessaire et le risque d'ambiguïtés en fréquence (ou aliasing) et en profondeur, sur lesquelles nous reviendrons, .

C - Les Systèmes Duplex

L'intérêt du Doppler pulsé est de pouvoir focaliser l'examen en profondeur, ce qui nécessite bien sûr d'utiliser un repérage spatial morphologique, sous la forme d'une image échographique. Les systèmes duplex permettent l'acquisition alternée de l'image échographique et du signal Doppler, en combinant souvent les fréquences d'émission: on utilise en Doppler une fréquence plus basse que la fréquence nécessaire à l'acquisition de l'image.

L'optimisation des systèmes duplex résulte d'un compromis puisque la qualité de l'image ultrasonore est maximale lorsque les interfaces sont à 90° par rapport au faisceau d'ultrasons, alors qu'il faut un angle minimum pour le Doppler.

Les systèmes duplex permettent de visualiser les vaisseaux, superficiels, ce qui facilite l'interprétation des signaux Doppler, et de repérer les lésions pariétales, ce qui permet de focaliser l'examen sur les zones pathologiques, en amont et en aval.

Les limites du système sont liées aux vaisseaux profonds, souvent non visibles, et pour lesquels on ignore la direction ou l'existence de lésions pariétales.

D - Doppler Bidimensionnel ou Doppler Couleur

Le Doppler couleur permet d'analyser le signal Doppler dans un plan et ceci presque simultanément dans tous les points de ce plan. Il pourrait être assimilé à un système Doppler pulsé multiporte et multiligne (fig 5). En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal appelé l'*autocorrélation*, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux. Cependant, le rapport signal/bruit est extrêmement faible, ce qui impose de répéter ces impulsions entre 16 et 32 fois pour chacune des lignes échantillonnées.

Ce procédé permet ainsi d'analyser, au niveau d'un ensemble de volumes d'échantillonnages disposés le long d'une ligne de tir, les trois paramètres du signal ultrasonore, à savoir : l'*amplitude*, qui

permet de reconstituer l'image en échelle de gris, la *phase* qui détermine la direction du déplacement des structures circulantes et la *fréquence Doppler* qui traduit la vitesse circulatoire.

La résolution de l'image couleur dépend de la taille du volume d'échantillonnage sur chacune des lignes couleur et de la densité de lignes couleurs échantillonnées parmi l'ensemble des lignes échographiques de l'image noir et blanc. Le rapport signal/bruit (qui conditionne la qualité de l'information Doppler) dépend du nombre de tirs par ligne.

III - ANALYSE DU SIGNAL

Le signal peut être restitué sous trois formes : un tracé analogique, un spectre de fréquences ou une cartographie couleur.

1 - Le tracé analogique :

C'est le plus simple de ces procédés (fig 6): par une technique de compteur de passages à zéro, il permet de restituer une courbe de la fréquence Doppler extraite par l'appareillage en temps réel. Cependant, il s'agit d'une courbe de la moyenne des fréquences Doppler échantillonnées. Ce procédé ne donne donc aucune information sur le profil de l'écoulement et notamment sur la dispersion des vitesses circulatoires à l'intérieur du vaisseau: lorsque l'écoulement est normal et harmonieux, la courbe de ces fréquences moyennes se rapproche de la courbe des fréquences maximales; lorsque les flux sont perturbés, cette différence s'accroît. Ce tracé permet donc de détecter les anomalies mais moins de les caractériser.

2 - Le spectre de fréquences :

L'avantage du spectre de fréquences est de pouvoir restituer en temps réel la gamme de fréquences contenue dans le signal Doppler et qui reflète la gamme de vitesses présente dans le vaisseau. Cette restitution est possible grâce à l'application d'une opération mathématique, la *transformée de Fourier* (fig 7a). Cette opération permet de passer d'une analyse de signal dans le domaine temporel à une représentation et une analyse dans le domaine fréquentiel.

Le spectre de fréquences se présente donc comme un ensemble de lignes verticales juxtaposées (fig 7b). L'axe horizontal correspond à l'échelle du temps et l'axe vertical à l'échelle des fréquences. Sur chaque ligne verticale, apparaît la répartition des fréquences dans le vaisseau à un instant donné avec, pour chaque point, une brillance qui correspond à l'énergie (ou puissance) et augmente avec la densité de globules à l'origine de cette valeur de fréquence. Ce spectre représente donc les variations temporelles de l'histogramme des fréquences présentes à l'intérieur du volume d'échantillonnage considéré.

Le spectre de fréquences permet donc de détecter la présence du flux et sa direction (comme un tracé analogique), et de caractériser le profil de l'écoulement.

Des **facteurs technologiques** vont affecter le contenu ou l'apparence du spectre de fréquences:

- la taille du volume d'échantillonnage : plus le volume est grand, plus la gamme de fréquences échantillonnées dans la lumière du vaisseau est importante et plus la bande de fréquence s'élargit;
- la position du volume d'échantillonnage : la gamme de fréquences échantillonnées près de la paroi vasculaire est différente de la gamme de fréquences échantillonnées au centre du vaisseau;
- le seuil de filtrage : un filtre de parois, dit filtre "passe-haut", élimine les basses fréquences liées aux mouvements des parois vasculaires car elles ne correspondent pas à du flux; plus ce seuil est élevé plus les basses fréquences d'origine circulatoire vont être éliminées;
- le niveau du gain : plus le gain est faible, plus les points de faible intensité vont disparaître du spectre; à l'inverse, de nouveaux points à basse énergie vont apparaître à gain élevé;
- la PRF : son niveau détermine la taille de l'échelle de fréquences de l'analyse spectrale et donc la taille apparente du spectre.

3 - L'encodage couleur

Ce dernier mode de traitement du signal ultrasonore (en CVI comme en Doppler couleur) permet de visualiser directement sur l'image la présence d'un écoulement, sa direction et sa vitesse relative. La direction de l'écoulement par rapport à la sonde est fixée par une couleur arbitraire (par convention rouge pour les flux qui se rapprochent de la sonde et bleue pour ceux qui s'en éloignent). Chacune de ces couleurs sera d'autant plus saturée vers le blanc que la fréquence Doppler sera élevée. Dans la

mesure où chaque volume d'échantillonnage se voit attribué une seule teinte de couleur, cet encodage correspond à une cartographie des fréquences moyennes extraites de chacun de ces volumes. Lorsque le flux est harmonieux, la différence entre cette fréquence moyenne et la fréquence maximale est très faible. Par contre, quand la dispersion fréquentielle s'accroît, la différence entre la valeur de fréquence fournie par la couleur et la fréquence maximale s'accroît.

Un artifice d'encodage couleur permet de restituer une partie de cette information de dispersion spectrale et qui traduit l'altération du profil d'écoulement: c'est le codage de la *variance*, grâce à une troisième couleur (souvent le jaune), qui est superposée aux deux couleurs élémentaires. La variance peut se définir comme le degré de dispersion fréquentielle dans la zone d'échantillonnage. Plus cette dispersion augmente, en cas de flux perturbé, plus cette variance augmente et plus la couleur jaune apparaît surajoutée. Cette variance est faible au centre des gros vaisseaux, dont le flux est uniforme, plus élevée dans les coudes, les bifurcations, le long des parois et en cas d'altération pathologique du profil d'écoulement.

IV - SEMEIOLOGIE NORMALE

A - Séméiologie selon le profil d'écoulement

L'écoulement de type plateau (fig 8) est rencontré à la sortie du cœur et dans les gros vaisseaux. Ici, la presque totalité des globules rouges chemine à la même vitesse, si bien que la gamme de fréquences échantillonnées par le Doppler est très étroite. Sur le spectre, cela se traduit par une largeur de bande très étroite, presque assimilable à un trait. Au-dessous de la bande de fréquences apparaît une fenêtre sombre, mieux dessinée en systole: c'est la fenêtre sombre sous-systolique.

L'écoulement laminaire (fig 9) se rencontre au contraire dans les vaisseaux distaux intra-parenchymateux. Il est caractérisé par un profil parabolique: toutes les valeurs de fréquences sont ainsi représentées, à énergie égale, au sein du vaisseau examiné. Dans ce cas, l'histogramme de fréquences est large et la brillance spectrale uniformément répartie sur toute la hauteur du spectre.

Entre ces deux types de flux, tous les intermédiaires sont possibles et la bande de fréquences est d'autant plus large et la fenêtre sombre sous-systolique d'autant plus étroite que l'écoulement se rapproche du type laminaire.

Dans tous les cas, l'enveloppe externe du spectre est nette et la brillance ne prédomine jamais dans les basses fréquences.

L'imagerie couleur permet d'avoir une idée grossière du profil d'écoulement dans la lumière vasculaire: ainsi, en cas de profil parabolique, la saturation de la couleur vers le blanc prédomine au centre du vaisseau. Cependant, cette information est beaucoup moins précise que celle fournie par le spectre. L'avantage de la couleur serait ici de mieux localiser les lignes de flux les plus rapides dans la lumière vasculaire et ainsi de mieux guider l'enregistrement spectral.

B - Séméiologie selon le niveau de résistance

L'acquisition des flux au niveau des troncs artériels permet d'évaluer le type de perfusion du lit vasculaire distal par l'intermédiaire de l'étude des résistances vasculaires. En effet, le tonus musculaire lisse des parois artériolaires et des sphincters pré-capillaires régule la perfusion tissulaire. Cette régulation se traduit par une modification de l'écoulement en amont. Lorsque le tonus artériolaire et les sphincters pré-capillaires sont relâchés les résistances vasculaires sont basses et dans le cas contraire, elles sont élevées. Les territoires vasculaires parenchymateux (cerveau et reins en particulier) sont en général caractérisés par des résistances basses et, à l'inverse, les territoires musculaires sont, au repos, caractérisés par des résistances très élevées. Ces résistances sont labiles car ce tonus varie en fonction des besoins. Par exemple, au niveau des membres, la contraction musculaire s'accompagne d'une augmentation des besoins en oxygène, d'une vasodilatation distale et donc d'une baisse des résistances.

Sur l'analyse spectrale, le niveau de résistance est apprécié sur la modulation systolo-diastolique de l'écoulement (fig 10). Lorsque elles sont basses, le flux diastolique est positif pendant toute la diastole. Lorsqu'elles sont élevées le flux diastolique diminue, s'annule, voire se négative en début de diastole: c'est le reflux proto-diastolique.

En Doppler couleur, le niveau des résistances peut être grossièrement évalué. En cas de résistances basses, l'encodage couleur est identique pendant tout le cycle cardiaque, systole et diastole. En cas

de flux diastolique nul, l'encodage disparaît en diastole. Enfin, en cas de reflux protodiastolique, il s'inverse en début de diastole. A l'inverse du phénomène d'aliasing, cette inversion de couleur se produit de part et d'autre de la ligne du 0 de l'échelle couleur, dans la gamme des couleurs foncées.

C - Ambiguïtés en fréquence et en profondeur

1° AMBIGUÏTE EN FREQUENCE: Phénomène d'Aliasing

Ce phénomène constitue une des principales limites du Doppler pulsé, et donc du Doppler couleur. Il s'agit d'un codage inversé de fréquences élevées à partir d'un certain seuil. Le phénomène apparaît lorsque la fréquence d'échantillonnage, qui est égale à la PRF, est inférieure au double de la fréquence analysée (théorème de Shannon). Si la fréquence d'échantillonnage est inférieure à cette limite, le signal restitué n'aura pas la fréquence du signal réel (fig 11a). Il existe donc une fréquence maximale échantillonnable (fréquence de Nyquist) qui correspond à la moitié de la PRF.

Ce phénomène d'aliasing se traduit par un repliement du spectre en analyse spectrale (fig 11b) et une inversion de la couleur sur l'image. A l'inverse du reflux protodiastolique, cette inversion de couleur se fait de part et d'autre des valeurs maximales de fréquence, dans la gamme des blancs. De plus, il intervient au pic systolique alors que le reflux apparaît immédiatement après. Le seuil d'inversion de la couleur est discrètement plus élevé que celui du repliement spectral puisque la couleur correspond au codage des vitesses moyennes alors que les vitesses maximales, apparaissent sur le spectre.

Cette ambiguïté n'est pas très gênante en imagerie couleur mais, lorsqu'on veut, en analyse spectrale, quantifier des vitesses élevées, il est indispensable de la supprimer. Pour ce faire, on peut, après avoir abaissé la ligne du zéro:

- augmenter la PRF: de façon indépendante, en diminuant la profondeur du champ ou en augmentant l'échelle des vitesses détectables (logiciel de flux rapide);
- diminuer ΔF : en diminuant F_0 ou en augmentant l'angle θ , ce qui a pour inconvénient de diminuer la précision des mesures de vitesse;
- recourir au Doppler continu, lorsqu'il est disponible sur l'appareil.

2° AMBIGUÏTE EN PROFONDEUR

Cette ambiguïté constitue le corollaire de la précédente. Normalement la valeur de la PRF est adaptée à la profondeur pour qu'il n'y ait pas de vaisseaux détectables au-delà de la limite du champ d'exploration (fig 12a). Ainsi, même les signaux issus des vaisseaux profonds, et qui parviennent à la sonde tardivement, sont récupérés avant le pulse suivant. Lorsqu'on utilise une fréquence de tirs élevée (ou HPRF : High Pulse Repetition Frequency), les signaux d'éventuels vaisseaux profonds peuvent arriver à la sonde après le départ de l'impulsion suivante. Les conséquences sont : soit le mélange de signaux correspondant à des vaisseaux profonds et superficiels (fig 12b), soit la "détection" d'un flux superficiel "fantôme" qui correspond en fait à un vaisseau profond.

Lorsqu'on suspecte cet artefact, on doit diminuer la PRF, si cela est possible, ou utiliser une sonde à plus basse fréquence car les PRF sont plus faibles

D - Autres pièges et artefacts

1° INVERSION DE COULEUR DANS UN VAISSEAU NORMAL

En dehors du reflux protodiastolique et du phénomène d'aliasing que nous avons déjà évoqués, on peut observer un changement de couleur à l'intérieur d'un vaisseau normal dans plusieurs circonstances :

- *un changement de direction du vaisseau* par rapport à la sonde: ceci se rencontre en cas de sinuosités ou en cas de bifurcation ou de convergence (qui s'accompagne d'un changement de direction entre les deux branches du vaisseau).

- *lorsque l'angle Doppler est trop important*, proche de 90° , il peut se produire un codage aléatoire de la couleur avec des points rouges et des points bleus (fig 13). Dans ce cas, les lignes de flux, qui ne sont pas strictement parallèles à la paroi du vaisseau, peuvent s'éloigner ou se rapprocher de la sonde. Au contraire, une importante désaturation de la couleur vers le blanc apparaît dans la lumière d'un vaisseau dont l'angle avec le faisceau d'ultrasons est proche de 0° (ce qui n'est possible qu'en Doppler profond). Ceci ne correspond pas forcément à une accélération anormale du flux mais seulement à une augmentation de ΔF .

- *l'utilisation d'une sonde sectorielle* s'accompagne d'une inversion de couleur entre les deux héli-secteurs du champ d'exploration de la sonde, de part et d'autre de la ligne médiane (fig 14). Ceci est surtout vrai pour les vaisseaux dont le trajet est parallèle à la surface cutanée. L'angle Doppler varie selon la distance qui sépare le vaisseau de l'axe de la sonde : égal à 90° en regard de cet axe, il diminue progressivement vers la périphérie.

- *la dispersion des lignes de flux* : l'élargissement brutal d'une lumière vasculaire, notamment au niveau de bifurcations artérielles, va s'accompagner d'un flux rétrograde le long de ses parois. Ceci est parfaitement illustré au niveau de la bifurcation carotidienne où, le long de la face postérieure du bulbe, apparaît une petite zone de flux rétrograde (fig 15) d'autant plus étendue que l'angle Doppler est grand.

- *le flux hélicoïdal*: il existe, dans les gros vaisseaux, une composante rotatoire du flux que l'on peut mettre en évidence en coupe transversale avec un angle Doppler élevé. Elle se traduit par un aspect en "ying et yang" (fig 16). Dans le segment initial de la carotide interne, elle se traduit par une zone de flux de couleur inversée, linéaire, traversant le vaisseau (fig 17). En coupe longitudinale, en cas d'élargissement de la lumière ou de convergence, elle donne une allure rubannée.

2° ARTEFACTS

- *Artéfact en miroir* :

C'est un artéfact observé en échographie et en Doppler, lié à une réflexion du faisceau d'US sur une interface qui sépare deux milieux d'impédance acoustique très différents (la plèvre par exemple) (fig 18). La double réflexion sur cette interface entraîne la formation d'un deuxième écho retardé, responsable de la d'une deuxième image vasculaire, symétrique par rapport à l'interface. Cet artéfact est rencontré surtout en regard des artères sous-clavière, humérale et carotide primitive. Les solutions pour y remédier sont soit de changer l'angle d'approche pour éliminer l'interface du champ de la sonde, soit de diminuer le gain Doppler puisque l'intensité du signal au niveau du vaisseau réfléchi est faible.

- *Artéfact d'encodage couleur* :

Tous les systèmes doivent éviter d'encoder en couleur les structures mobiles mais non circulantes (parois vasculaires, parois cardiaques, tissus péri-vasculaires...). Ces mouvements ont en général une fréquence basse et sont produits par des structures échogènes, donc à amplitude élevée. Pour effectuer ce filtrage, la plupart des appareils éliminent l'encodage couleur des structures qui présentent à la fois une amplitude élevée et une fréquence basse. Ce procédé présente toutefois des limites :

- d'une part, il ne peut empêcher un encodage couleur artéfactuel des structures hypo ou anéchogènes soumises à des vibrations de basses fréquences. On peut observer cet artéfact sous la forme d'un nuage de points de couleur aléatoire dans des structures anéchogènes ou très hypoéchogènes comme des collections, une ascite ou des vaisseaux thrombosés, soumis à des pulsations. Ces zones colorées ne se modifient pas durant le cycle cardiaque et l'analyse spectrale ne démontre aucun signal Doppler à leur niveau. Elles sont à différencier des encodages provoqués dans des collections superficielles par les mouvements de la sonde qui entraînent des déplacements de liquide;

- d'autre part, si ces vibrations sont très intenses à cause de la transmission de très fortes turbulences pathologiques, elles peuvent se traduire par un *artéfact périvasculaire* (fig 19) : cet artéfact est l'équivalent du "thrill" palpé. Il se traduit par une mosaïque de points rouges et bleus, répartis de façon arbitraire autour de la zone de turbulence dans les tissus statiques (11). Il se rencontre surtout en cas de sténose ou de shunt artério-veineux. Il présente l'avantage de faciliter le repérage d'une lésion, notamment en Doppler profond, mais l'inconvénient de parfois la masquer. On le rencontre aussi bien en cas de turbulences d'origine artérielle (il est alors pulsatile et apparaît en systole) que veineuse (il est alors continu tout au long du cycle cardiaque). Si on réalise une analyse spectrale dans la zone d'artéfact, on obtient un spectre atténué, altéré, plus ou moins pulsatile et symétrique par rapport à la ligne basale.

- *Phénomène de scintillement ou de clignotement* :

Cet artéfact est mis en évidence en arrière d'échos particulièrement brillants en rapport avec une interface séparant des tissus d'impédance acoustique extrêmement différentes et présentant des irrégularités de surface. Il s'observe surtout en arrière de calcifications (fig 20). Il se présente comme une petite mosaïque de couleurs aléatoires, identique à l'artéfact péri-vasculaire, dans le cône d'ombre d'une calcification. L'analyse spectrale de ce signal fournit un spectre à bandes verticales serrées d'énergie variable et aléatoire et sans enveloppe externe. Plusieurs hypothèses ont été proposées pour l'expliquer: une saturation électronique d

l'amplificateur de la chaîne Doppler, un piégeage des estimateurs de fréquences par un signal non linéaire, ou un phénomène lié aux micro-cristaux.

V - AUTRES MODES DE CODAGE COULEUR

A- La vélocimétrie couleur ou mode CVI (Color Velocity Imaging)

Principe :

Le Laboratoire de Recherche Philips a mis au point il y a quelques années un nouveau mode d'exploration couleur (11, 12). Au lieu de mesurer une variation de fréquence du faisceau ultrasonore, cette méthode compare les échos issus de deux impulsions successives : si la cible en profondeur est en mouvement, il existe un petit décalage de temps entre ces deux échos qu'un processeur de type "reconnaissance de signature" permet de chiffrer (fig 21). Ce décalage de temps "t", après correction de l'angle incident, permet d'accéder directement aux vitesses circulatoires selon l'équation suivante :

$$V = \frac{t C}{2t \cos \theta}$$

T = intervalle entre 2 pulses

θ = angle entre le faisceau ultrasonore et le vaisseau

C = 1540 m.s⁻¹

Cette équation reste proche de celle de l'effet Doppler mais n'est plus fonction de la fréquence d'émission : cela permet des mesures de vitesses plus précises en les libérant de l'inévitable resserrement du spectre des fréquences en profondeur dû aux phénomènes d'absorption et qui est source d'erreurs en Doppler.

L'expression des vitesses se fait sous la forme classique de fausses couleurs superposées à l'imagerie bidimensionnelle.

Caractéristiques et pratique du mode vélocimétrique :

Ce mode a plusieurs avantages (13, 14) :

- obtention directe des vitesses maximales en mode couleur, et non plus moyennes comme dans le Doppler couleur.

- nombre d'échantillonnages inférieur, ce qui autorise à la fois une meilleure résolution couleur et une cadence de balayage supérieure.

- recul de l'apparition de l'aliasing.

La résolution spatiale est très supérieure à celle habituellement observée en Doppler couleur avec en particulier une excellente définition des gradients de vitesses dans les vaisseaux normaux ou pathologiques (14). La sémiologie reste voisine de celle du Doppler couleur mais la réalisation d'acquisitions Doppler pulsé reste souvent nécessaire pour préciser une zone pathologique reconnue sur l'imagerie couleur. Par ailleurs, du fait du recul de l'aliasing et de la minoration de l'artéfact vibratoire périvasculaire, certaines sténoses profondes peuvent parfois être difficiles à détecter.

Il est possible par ailleurs avec cette technique d'améliorer les mesures de débit grâce à un procédé de TM couleur qui permet l'intégration des profils d'écoulement, nous y reviendrons.

B- Le Doppler puissance ou Doppler énergie

Ce mode, de conception assez ancienne mais d'introduction récente, est actuellement proposé par la plupart des constructeurs sur les machines haut de gamme.

Principe :

Comme en mode Doppler couleur fréquentiel, un premier filtre reconnaît un signal Doppler sur l'écho, mais ensuite le codage du signal ne se fait pas par analyse spécifique des différentes fréquences qui compose le signal Doppler mais en intégrant la totalité de l'amplitude du signal, c'est-

à-dire l'aire sous l'enveloppe du signal (1, 2) (fig 22). Le signal résultant a donc une intensité plus élevée que le signal Doppler fréquentiel mais toute notion d'hémodynamique est pratiquement perdue. L'intensité du signal est théoriquement proportionnelle à la puissance de l'écho et à l'énergie rétrodiffusée : ce mode s'apparente donc à une sorte d'imagerie bidimensionnelle des cellules sanguines en mouvement et est donc lié à l'hématocrite. En pratique la formation du signal est plus complexe, avec des variations liées aux modifications locales de concentration des hématies ou de leur agencement en rouleaux, notamment dans les aires turbulentes (zones post-sténotiques, jets intra-anévrysmaux,...).

Caractéristiques et pratique du mode Doppler puissance

Comparativement au Doppler fréquentiel, le Doppler puissance offre plusieurs avantages :

- absence totale d'aliasing (le codage sous la courbe est le même, même en cas de repliement du spectre),
- très faible dépendance vis-à-vis de l'angle incident (le codage de l'amplitude a lieu même en cas de pseudo-élargissement du spectre),
- sensibilité plus élevée au flux qui apparaît particulièrement appréciable avec des angles élevés, mais encore limitée en profondeur,
- bonne résolution spatiale, analogue ou supérieure à celle du mode échographique bidimensionnel.

Ces avantages permettent d'obtenir une excellente visualisation, continue, favorisée par un fort degré de persistance, de l'arborisation vasculaire qui fait du Doppler énergie une bonne méthode de choix dans l'exploration morphologique des gros vaisseaux (sténose, occlusion, plicature,...), de la microvascularisation des parenchymes nobles (rein, foie,...) ou de la vascularisation tumorale (3, 4).

Il présente cependant des inconvénients :

- absence de codage du sens du flux et perte de l'hémodynamique intravasculaire,
- grande sensibilité aux artéfacts de mouvements (respiratoires, battements cardiaques ou aortiques, gaz,...),
- cadence image faible en cas de persistance élevée.

Ces limites font qu'à l'heure actuelle, il est difficile de l'utiliser en première intention pour dépister des anomalies vasculaires et qu'il vient plutôt en complément d'une exploration Doppler fréquentiel pour préciser une anomalie donnée. De plus une structure très échogène peut générer un codage en mode Doppler puissance s'il y a faible mouvement de la structure ou de la sonde : c'est ainsi que des "flux" probablement artéfactuels ont été initialement montrés dans des angiomes hépatiques...

C- Le Doppler tissu

Il s'agit, à la différence du mode énergie qui sélectionne les fréquences par un filtre passe haut, d'un mode qui ne retient que les fréquences très basses, sélectionné par un filtre passe bas : ce mode permet alors de visualiser les mouvements des tissus à déplacement lent (quelques centimètres par seconde) par un codage couleur classique (10) et de mesurer les vitesses.

L'application essentielle de ce nouveau mode est le myocarde et la détection des zones hypokinétiques à vitesse de contraction ralentie. Actuellement, les travaux concernent essentiellement les sondes de basses fréquences.

D- L'imagerie d'harmonique :

L'interaction des ultrasons avec les microbulles d'un produit de contraste est un phénomène complexe dans lequel une résonance intervient, favorisée par le diamètre moyen des microbulles à passage transpulmonaire (quelques microns) qui permet des oscillations non linéaires en présence d'un champ ultrasonore (quelques MHz). La conséquence en est l'existence, à côté de la fréquence nominale F_e émise et rétrodiffusée, de la présence de fréquences harmoniques, multiples de F_e , d'intensité décroissante, émises par les seules microbulles et donc issues de structures circulantes (8, 9) (fig 23).

Par exemple, si un vaisseau est échographié avec une fréquence de 3 MHz après injection de contraste ultrasonore, il suffit d'éliminer les échos Doppler de fréquence voisine de 3 MHz et retenir ceux dont la fréquence est voisine de 6 MHz pour n'avoir que l'image de flux circulant ; elle élimine

les artéfacts dûs aux mouvements de paroi ou simplement artéfactuels par excès de signal généré par le produit de contraste avec codage extravasculaire (phénomène de "blooming"). Le mode puissance est plus adapté que le mode couleur classique car il code naturellement la quantité d'échos résonnants - au lieu d'une analyse spectrale ici aléatoire - avec par ailleurs une meilleure sensibilité dans les petits vaisseaux et une correction partielle de la perte de signal inhérente à la méthode. La réponse des produits de contraste varie selon leur taille et la capacité de résonance de leur capsule.

Les domaines d'application restent imprécis mais les premières images prometteuses ont été montrées au niveau du cortex rénal et les différents domaines d'application des produits de contraste devraient progressivement être testés (9).

VI - APPROCHE QUANTITATIVE

1° Mesure des fréquences :

Les vitesses circulatoires peuvent être évaluées de façon relative en mesurant le décalage de fréquence (ou fréquence Doppler) sur l'analyse spectrale (quantifiée en KHz). Cette approche est la seule possible lorsque le vaisseau n'est pas visible (en duplex) ou que son angulation par rapport au faisceau d'US ne peut être déterminée avec précision (petits vaisseaux intra-parenchymateux). Ce type de mesure a deux inconvénients qu'il faut prendre en compte dans les évaluations: d'une part elle dépend de la fréquence d'émission de la sonde (par exemple, pour une même vitesse circulatoire, un décalage de 7,5 KHz avec une sonde de 3 MHz correspond à un décalage de 12,5 avec une sonde de 5 MHz); d'autre part, pour une vitesse circulatoire donnée, l'appareil recueille un décalage de fréquence variable, d'autant plus élevé que l'angle se rapprochera de 0°. Cette non-prise en compte de l'angle empêche donc toute conversion fiable entre fréquences Doppler et vitesses, au risque de sous-estimer ces dernières.

2° Mesure des vitesses:

La mesure directe des vitesses en cm/s nécessite de visualiser le vaisseau sur une longueur suffisante pour que son angulation par rapport au faisceau puisse être déterminée. Ceci impose, en Doppler profond notamment, l'utilisation du module couleur. Les résultats de ces mesures sont tout-à-fait comparables, quelle que soit F_0 puisqu'elle est prise en compte dans le calcul. Malheureusement, la fiabilité de la conversion, et donc de la mesure, dépend de l'angle Doppler: en effet, $\cos\theta$ se rapproche de zéro quand l'angle augmente, si bien que le risque d'erreur augmente avec l'angle, au point d'atteindre 100% pour un angle de 80°. De telles mesures sont donc à réserver à des conditions d'insonation qui permettent une angulation inférieure à 60°.

La mesure des fréquences et des vitesses peut aussi être effectuée sur l'image couleur au niveau de chaque volume d'échantillonnage. Les valeurs obtenues sont toujours légèrement inférieures à celles fournies par l'analyse spectrale car la couleur assignée à chaque volume d'échantillonnage correspond à une valeur moyenne qui sous-estime les valeurs maximales.

3° Mesure des débits:

Le débit sanguin peut être mesuré selon deux techniques: soit la technique d'insonation uniforme, soit celle de l'intégration des profils d'écoulement.

* Technique d'insonation uniforme: Débitmétrie par Doppler

Il est possible de calculer le débit vasculaire à l'aide du Doppler à la condition que la lumière du vaisseau puisse être insonée de façon globale par le faisceau d'ultra-sons et que son diamètre soit mesuré de façon fiable. Par cette méthode, le débit est égal au produit de la vitesse moyenne (moyenne des vitesses à l'intérieur du vaisseau examiné) par la surface de section de ce vaisseau:

$$Q = V_{\text{moy}} \cdot S$$

Cette mesure de débit est soumise à des risques d'erreur : l'erreur sur la mesure des vitesses, liée à l'angle, dont nous avons parlé, l'erreur sur l'estimation de la fréquence moyenne qui augmente avec la dispersion spectrale et l'erreur sur le calcul de la surface de section du vaisseau. Cette erreur est

d'autant plus importante que le vaisseau est petit. Elle quand on s'adresse à des veines dont la surface de section n'est pas circulaire. De plus, elle ne tient pas compte de la compliance vasculaire, c'est-à-dire des modifications de calibre du vaisseau en fonction du cycle cardiaque pour les artères, ou de la respiration pour les veines.

* Technique d'intégration des profils d'écoulement: Débitmétrie par CVI

L'excellente résolution spatiale et temporelle de la technique CVI permet d'améliorer de façon sensible la précision de mesure du débit sanguin dans un vaisseau qui est médiocre en Doppler. En effet, il est possible, grâce à un mode TM couleur qui échantillonne le centre d'une lumière vasculaire, de recueillir les profils d'écoulement dans ce vaisseau et leur variations au cours du cycle cardiaque (fig 23). Ces profils permettent de récupérer (15) des courbes des vitesses maximales qui sont d'allure très proche de celle retrouvées en Doppler mais qui ne sont pas soumises à l'erreur liée au pseudoélargissement du spectre inhérent à l'angle (16) et qui sont donc plus précises.

L'intégration de chaque profil d'écoulement (aire sous la courbe) permet ainsi de mesurer le débit instantané et un débit moyen, après moyennage sur plusieurs cycles cardiaques (17).

Ce type de mesure suppose le respect de certains postulats comme le caractère hémiaxismétrique du flux et de certaines règles d'acquisition avec un axe de tir passant par le plan médian du vaisseau, le choix d'une portion assez rectiligne du vaisseau à distance de toute division ou zone pathologique et un angle incident compris entre 40 et 70 degrés. Cela nécessite donc un apprentissage minimum au terme duquel la variabilité intra-opérateur est habituellement inférieure à 15 %.

Les applications cliniques de cette méthode sont en premier lieu la surveillance des pontages vasculaires et des fistules ou boucles d'hémodialyse chronique, l'étude de la perfusion intracrânienne normale et pathologique, l'analyse et le suivi des états d'hyperdébit (fistules artérioveineuses, maladie de Rendu Osler,...).

Il faut cependant noter que l'interprétation d'une mesure de débit doit tenir compte de différents facteurs comme la tension artérielle, l'élasticité de la paroi du vaisseau, la viscosité du sang et les résistances d'aval.

VII- MODE D'UTILISATION ET OPTIMISATION DES PARAMETRES

A- Utilisation

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

B- Optimisation

Ces facteurs sont importants à bien connaître pour être maîtrisés, sachant toutefois que l'optimisation des paramètres résulte toujours d'un compromis: ce compromis peut favoriser la résolution spatiale ou la sensibilité aux flux au détriment de la résolution temporelle (c'est-à-dire de la cadence image) ou l'inverse.

1 - Les facteurs de la *résolution spatiale de l'image couleur* :

- la résolution latérale: latéralement, le nombre de lignes couleur (ou la densité de lignes couleur, qui correspond à la proportion de lignes US échantillonnées en Doppler) détermine cette résolution. Plus on augmente cette densité, plus l'image est fine mais plus le temps d'acquisition est long. Les espaces compris entre les lignes d'échantillonnage couleur sont "comblés" par un procédé mathématique d'interpolation.

- **résolution axiale: elle est fixée par le constructeur en fonction de la longueur du pulse et ne peut être modifiée.**

2 - Les facteurs de *précision de la mesure Doppler*:

il s'agit du nombre de tirs par lignes (ou nombre d'échantillonnages). Plus il est élevé, plus cette mesure est précise mais plus le temps d'acquisition augmente.

3 - Les facteurs de *sensibilité au flux* :

C'est d'abord la fréquence d'émission F_0 car la sensibilité augmente avec elle. Mais c'est surtout la PRF puisque la sensibilité augmente de façon très significative avec sa diminution. Elle doit donc toujours être adaptée au flux examiné. Elle peut être modifiée directement par l'intermédiaire d'un curseur ou indirectement en choisissant un seuil de sensibilité pré-sélectionné sous la forme d'un "logiciel de flux rapide, lent...". Il faut rappeler ici que la PRF détermine aussi la profondeur du champ exploré, si bien que la limite supérieure de PRF accessible pourra être repoussée en réduisant cette profondeur si possible. Enfin, certains constructeurs proposent une "priorité à la couleur", dont le mécanisme varie selon qu'il s'agisse d'un Doppler couleur ou d'un CVI, pour améliorer encore cette sensibilité.

4 - Les facteurs de *résolution temporelle* :

Ils conditionnent la cadence d'image, ce qui a une importance majeure en imagerie abdominale. Ce sont: la largeur de la fenêtre couleur et la densité de lignes couleur à l'intérieur de cette fenêtre, le nombre de tirs par ligne et la PRF. En Doppler abdominal, qui nécessite des champs profonds, on a donc intérêt, tout en restant sensible aux flux lents, à diminuer la largeur de la fenêtre couleur et à y réduire la résolution spatiale.

Bibliographie

* Ouvrages

- 1 - Dauzat M.
Ultrasonographie vasculaire diagnostique (Théorie et pratique) (1991) Ed. Vigot.
- 2 - Plainfossé MC.
L'écho-Doppler couleur en pratique viscérale et périphérique (1995) Ed. Masson.
- 3 - Foley WD.
Color Doppler flow imaging (1991) Andover Medical Publishers, Inc.

* Articles

- 4 - Franceschi C, Vadrot D. L'effet Doppler. 1ère partie : généralités. Rev Im Med (1989) 1 : 83-85
- 5 - Franceschi C, Luizy F, Vadrot D. L'effet Doppler. 2ème partie : notions pratiques sur le recueil du signal Doppler. Rev Im Med (1990) 2 : 55-57.
- 6 - Nelson TR, Pretorius DH. The Doppler signal : Where does it come from and what does it mean ? AJR (1988) 151 : 439-447.
- 7 - Burns PN. The physical principles of Doppler and spectral analysis. J Clin Ultrasound (1987) 15 : 567-590.
- 8 - Taylor KJW, Holland S. Doppler US. Part I. Basic principles, instrumentation, and pitfalls. Radiology (1990) 174 : 297-307.
- 9 - Gill RW, Kossoff MB, Kossoff G, Griffiths KA. New class of pulsed Doppler US ambiguity at short ranges. Radiology (1989) 173 : 272-275.
- 10 - Grenier N, Douws C, Brichaux JC. Le Doppler couleur. Séméiologie de la couleur. Pièges et artéfacts. J.E.M.U. (1991) 13, n°2, 53-61.
- 11 - Mitchell DG. Color Doppler imaging : Principles, limitations and artifacts. Radiology (1990) 177 : 1-10.
- 12 - Moretti JL. Principes physiques de base de la détection des vitesses sanguines par effet Doppler. Echorevue n° hors série p 96-123.
- 13 - Middleton WD, Erickson S, Melson GL. Perivascular color artifact : pathologic significance and appearance on color Doppler US images. Radiology (1989) 171 : 647-652.
- 14 - Middleton WD, Foley WD, Lawson TL. Flow reversal in the normal carotid bifurcation : color Doppler flow imaging analysis. Radiology (1988) 167 : 207-210.
- 15 - Middleton WD, Melson GL. The carotid ghost. A color Doppler ultrasound duplication artifact. J Ultrasound Med (1990) 9 : 487-493.
- 16 - Mitchell DG, Burns P, Needleman L. Color Doppler artifact in anechoic regions. J Ultrasound Med (1990) 9 : 255-260.
- 17 - Bargoin R, Bargoin N, André M. Phénomène du clignotement en écho-Doppler couleur (EDC). Description. Analyse du phénomène. Perspectives cliniques. JEMU (1994) 15,6:327-334
- 18 - Bonnefous O., Pesque P. Time domain formulation of pulsed Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation. Ultrasound Imaging 1986;8:73-78.
- 19 - Herment A, Dumée P. Comparison of blood flow imaging methods. Eur J Ultrasound 1994; 1:345-353.
- 20 - Claudon M. CVI challenges Doppler in vascular pathology. Diagnostic Imaging International 1991;Sept/Oct:61-76.
- 21 - Eicke B, Tegeler Ch, Howard G, Bennett JB, Myers LG, Meads D. In Vitro Validation of Color Velocity Imaging and Spectral Doppler f Determination. J Neuroimag 1993;3:89-92.
- 22 - Tegeler Ch, Kremkau FW, Hitchings LP. Color Velocity Imaging : introduction to a new ultrasound technology. J Neuroimag 1991;1:85-90.
- 23 - Daigle RJ. In support of Using Multiple Angle. J Vasc Technol 1993;17:311-313.
- 24 - Guthrie SL, Paul DE, Travers D, Gleason LL. Color Velocity Imaging Quantification, the effect of Interoperator Variability and Operator Re AIUM Annual Meeting 1993.
- 25 - Rubin JM, Adler RS. Power Doppler expands standard color capability. Diagnostic Imaging 1993, Dec:66-69.
- 26 - Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power Doppler US : A Potentially Useful Alternative to Mean Frequency-Based Color Doppl Radiology 1994; 190:853-856.
- 27 - Bude RO, Rubin JM, Adler RS. Power versus Conventional Color Doppler Sonography: Comparison in the Depiction of Normal Intrarenal Vascul Radiology 1994; 192:777-780.
- 28 - Sandrick K. Power Doppler provides adjunct to standard CDI. Diagnostic Imaging Europe 1995; March/April:37-44
- 29 - Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KWE, Moran CM, Fleming A, Guell-Peris FJ, Riemersma RA , Fenn LN, Fox KAA, McDicken Doppler Myocardial Imaging : A New Technique for the Assessment of Myocardial Function. J Am Soc Echocardiogr 1994;7:441-58

- 30 Burns PN, Powers JE, Simpson DH, Brezina A, Kolin A, Chin CT, Uhlendorf V, Fritz T. Harmonic Power Mode Doppler Using Micorbubble Contrast Agents : An improved Method for Small Vessel Flow Imaging. Proc IEEE Symposium 1994.
- 31 Burns PN.
Harmonic imaging adds to ultrasound capabilities. Diagnostic Imaging Europe 1995; May:7-10

Université Paris Cité - UFR Biomédicale - DIUETUS ET DIUEA