

**PRINCIPES PHYSIQUES ET TECHNIQUES
SEMEIOLOGIE ELEMENTAIRE**

Principes physiques et techniques

C. Franceschi*

Ce chapitre n'est pas destiné aux ingénieurs mais aux médecins. Pour ces raisons, il sera exprimé dans un langage volontairement familier, au prix d'une schématisation parfois excessive mais indispensable à la compréhension des éléments essentiels au choix comme à l'exploitation clinique optimale des échographes.

En effet, le médecin praticien d'ultrasonographie est entraîné jusqu'au vertige dans le rigodon des appareils à ultrasons qui fleurissent au rythme des progrès de la technologie électronique et informatique. Il est plus que jamais nécessaire qu'il dispose d'une formation technique liminaire lui permettant d'en tirer le meilleur profit clinique et de motiver efficacement ses choix. C'est le but que nous nous sommes assigné dans ce chapitre en privilégiant l'information pratique.

La complexité croissante des caractéristiques techniques, exprimées dans un vocabulaire obscur pour le médecin déjà très éloigné de ses études de physique, ne doit pas le soumettre à une fascination aveugle, mais accroître sa vigilance. Nous tenterons de lui fournir les éléments de compréhension simples et accessibles, mais toutefois suffisants, pour qu'il puisse exercer son jugement critique et faire la part de l'intérêt clinique réel dans ce foisonnement de nouveautés.

Malgré d'indéniables progrès, les machines actuelles sont encore loin de l'idéal. La sensibilité et la fiabilité sont sous la dépendance de particularités théoriques et pratiques nécessaires à la production et au traitement du signal ultrasonore. Il en résulte des limites qui sont schématiquement les suivantes :

La qualité de production du signal

dépend de l'émission de l'onde ultrasonore, du milieu qu'elle traverse et de la réception de l'écho.

La production et la réception se sont améliorées pour l'essentiel grâce aux progrès de la technologie des capteurs utilisés dans les sondes. L'opérateur ne peut en changer les caractéristiques, mais il doit savoir que la qualité des capteurs est encore aujourd'hui proportionnelle à la taille des céramiques et que, par conséquent, les sondes sectorielles mécaniques seront préférées si l'on souhaite une meilleure résolution.

Les milieux traversés n'ont pas changé. Il s'agit toujours du corps humain. C'est ici que le savoir-faire de l'opérateur reste indispensable ! Il doit jouer entre plusieurs contraintes : une haute résolution (définition) demande des fréquences élevées, mais ces fréquences sont peu pénétrantes et ne peuvent être utilisées que pour les organes superficiels. Les fréquences plus basses permettent d'accéder aux organes plus profonds, mais la résolution, donc la précision des détails, sera plus faible. Il devra donc savoir s'adapter à chaque situation en rapprochant le plus possible les organes de la sonde. S'il utilise une sonde électronique, il pourra mieux exploiter le Doppler couleur qu'avec une sonde mécanique, mais il perdra en résolution d'image. De même, la situation anatomique des organes à explorer exige pour chacun d'eux une manipulation adaptée de la sonde, mais aussi une ergonomie particulière de celle-ci.

La qualité du traitement du signal obtenu dépend des «manipulations» électroniques, mathématiques et informatiques ayant pour objet l'extraction et la représentation des renseignements «utiles». Elles portent soit sur le signal lui-même,

c'est le pré-traitement ou «pre-processing», soit sur le post-traitement ou «post-processing».

Le pré-traitement concerne plusieurs éléments :

La reconstruction d'une image anatomique dans ses caractéristiques spatiales et structurelles (focalisation électronique, résolution en contraste proportionnelle à la dynamique, gain, courbe de compensation temporelle du gain ou Time Gain Compensation -TGC, réhaussement des contours ou Edge Enhancement).

La mesure des vitesses et la représentation des structures en mouvement par extraction et traitement des variations de fréquence (Doppler continu ou pulsé, Doppler Couleur), du déplacement des cibles (Color Velocity Imaging), sur l'extraction du temps-mouvement (TM).

Le post-traitement porte sur les corrections **gamma**, les **lissages**, les filtres spatiaux, filtrages passe-haut ou passe-bas, etc. **Il faut garder en mémoire que tous ces traitements présentent des limites et divers artefacts dont la méconnaissance peut entraîner de graves erreurs diagnostiques.** Les post-traitements en particulier aboutissent souvent à un maquillage flatteur d'une image réelle médiocre, incomplète ou artefactée. La couleur, dernière-née de l'imagerie, en représente l'exemple le plus éclatant. Encore aujourd'hui, la belle image échographique n'est pas une garantie de vérité. Cette vérité est plus que jamais le résultat du savoir-faire de l'opérateur, capable de rechercher et d'interpréter le renseignement utile dans la complexité de la pathologie en cause, au moyen d'une instrumentation qu'il maîtrise parfaitement et dont il connaît les forces mais aussi les faiblesses.

En d'autres termes, les performances des machines actuelles sont source

* Centre d'Échographie et d'Explorations Médicales, PARIS

de fausses sécurités et ne peuvent en aucun cas pallier l'inexpertise de l'opérateur. Pis encore, les «facilités» de visualisation passent souvent par une nécessité technique de dégradation qualitative et quantitative des signaux.

I - QU'EST-CE QUE LES ULTRASONS ?

A) DÉFINITION

On désigne sous le nom d'ultrasons les ondes élastiques dont la fréquence est supérieure à 20 000 Hertz, fréquence considérée comme la borne supérieure du domaine d'audi-

tion d'une oreille humaine normale. Ce sont des ondes, c'est-à-dire des phénomènes cycliques qui se définissent par (fig. 1) :

- **La célérité** ou vitesse de déplacement de l'onde dans le milieu considéré (1540 m/s en moyenne dans les tissus mous).

- **La longueur d'onde** : distance occupée par un cycle de l'onde sur l'axe de son déplacement, elle se mesure en millimètres (fig. 2).

- **La période** : temps occupé par l'onde pour se développer, elle se mesure en secondes.

- **La fréquence** : nombre de périodes par secondes, elle se mesure en Hertz. 1000 Hz = 1 kilo Hertz = 1 KHz.

1 million de Hertz = 1 MHz.

- **L'amplitude** : correspond à la racine carrée de l'énergie de l'onde.

- **Les ondes complexes** : sont des ondes qui sont constituées de plusieurs pics successifs d'amplitudes et de périodes de valeurs inégales. Ces ondes peuvent être décomposées en autant d'ondes simples notamment par l'analyse mathématique de Fourier.

En pratique, une onde est une variation périodique (ou cyclique) d'énergie qui a la propriété de se déplacer dans un milieu quelconque. Onde et milieu traversé interfèrent selon les caractéristiques propres à chacun d'eux, l'un pouvant modifier l'autre à des degrés divers.

- **Les fréquences utilisées en échographie** varient de 1 à 20 MHz. Les plus utilisées varient de 2 à 10 MHz, car c'est dans ces zones de fréquences que les interactions onde-milieu sont les plus favorables à l'exploitation diagnostique.

B) PROPRIÉTÉS

Ce sont des vibrations mécaniques et comme telles ne peuvent se propager que dans un milieu matériel solide, liquide ou gaz.

Ces vibrations peuvent être considérées comme une déformation locale périodique constituée d'une succession de dilatations et de compressions de l'élément de volume autour d'une position d'équilibre (fig. 2).

Chaque élément de volume transmet cette déformation à l'élément voisin dans la direction de propagation. La vibration se transmet ainsi de proche en proche à une vitesse uniforme pour un milieu homogène, appelée **vitesse** ou **célérité** du son dans le milieu considéré. Il ne faut pas confondre cette vitesse avec la vitesse d'oscillation de l'élément de volume autour de sa position d'équilibre.

Le mouvement oscillatoire des particules crée des régions de surpressions et de dépressions locales qui se propagent à travers le milieu à la vitesse du son. La distance entre deux régions successives de compression ou de dépression est appelée **longueur d'onde** (fig. 2).

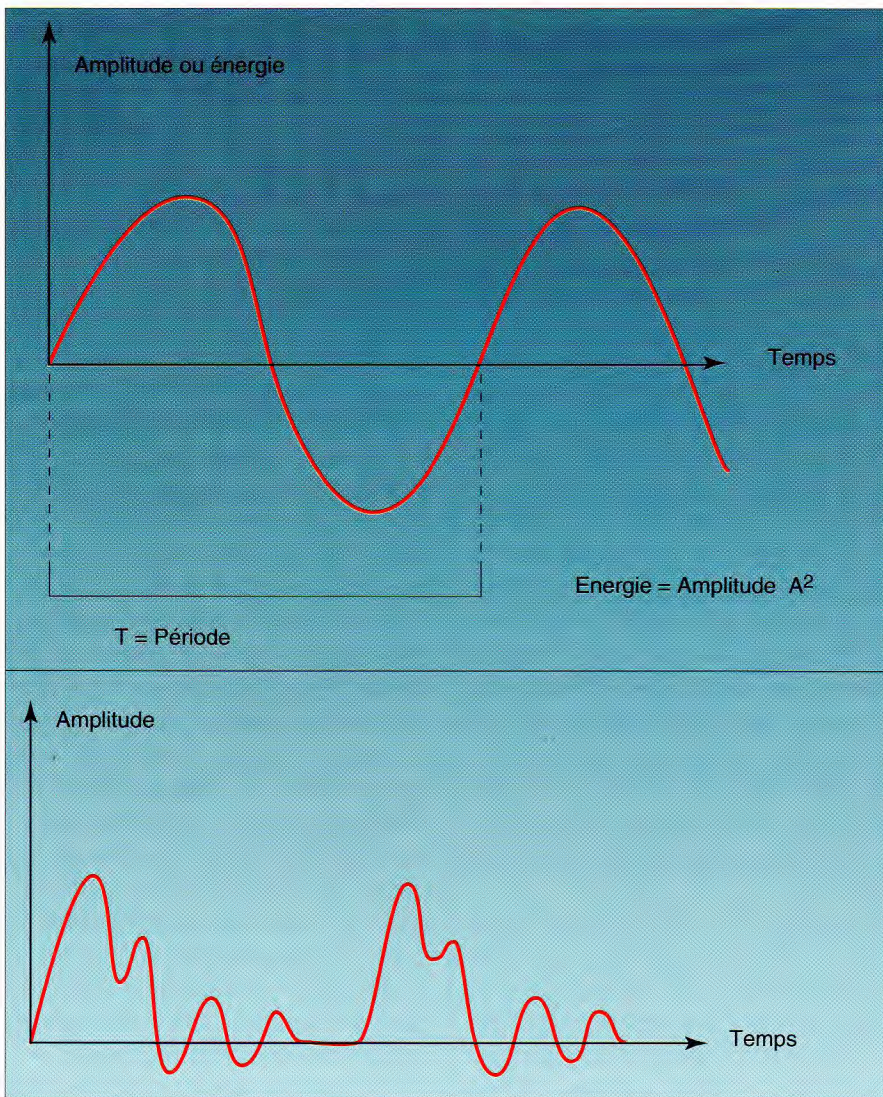


Figure 1 : En haut, onde sinusoïdale simple. En bas, onde complexe.

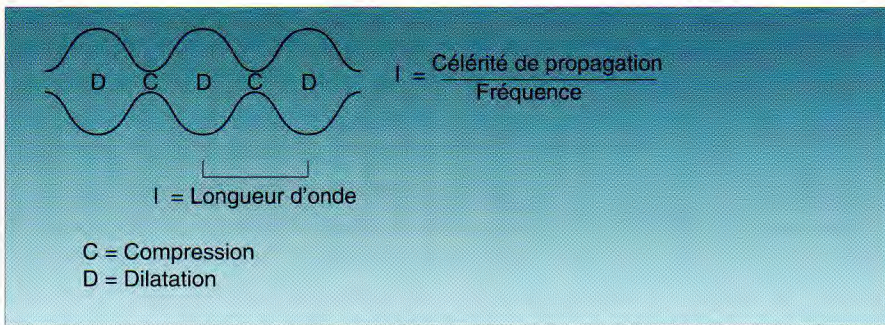


Figure 2 : Déformation du milieu traversé par une onde ultrasonore.

II - COMMENT SE COMPORTENT LES ULTRASONS DANS LES MILIEUX BIOLOGIQUES ?

A) INTERACTIONS ULTRASONS - MILIEUX TRAVERSÉS (Fig. 3)

L'échographie est possible grâce aux interactions entre les ultrasons et les milieux traversés. Ce sont ces interactions qui permettent les reconstitutions géométriques tridimensionnelles des milieux traversés ainsi que leur caractérisation.

Les lois de propagation des ultrasons sont assimilables, en première approximation, aux lois de l'optique : réflexion, réfraction, diffraction, diffusion, absorption, effet Doppler.

1 • La profondeur de pénétration des ultrasons dépend de la source d'émission et du milieu traversé. Elle augmente avec :

- La longueur d'onde (diminue donc avec la fréquence).
 - La puissance d'émission.
- Elle diminue d'autant que les caractéristiques d'absorption et de réflexion du milieu sont plus élevées.

2 • La vitesse de propagation des

ultrasons dépend de la nature du milieu traversé. 1544 m/s en moyenne dans les tissus biologiques mous.

3 • Les effets mécaniques des ultrasons qui se propagent par dilatations et compressions locales de proche en proche peuvent détruire ou modifier les structures biologiques traversées. Ces risques augmentent avec la puissance d'émission. Pour cette raison, les puissances sont limitées à des valeurs inférieures à celles qui sont supposées être dangereuses. **Ces effets mécaniques destructeurs** sont utilisés dans les lithotripteurs qui émettent des ultrasons sur un temps très bref mais à très forte puissance pour pulvériser les calculs.

4 • L'échogénéicité est la capacité des structures soumises au «tir» d'ondes ultrasonores à les renvoyer vers la source, c'est-à-dire de produire des échos. Elle dépend du milieu traversé mais aussi du faisceau ultrasonore.

L'impédance acoustique du milieu est d'autant plus élevée qu'elle s'oppose au passage de l'onde. Elle se manifeste, en raison de l'hétérogénéité impédancielle des milieux, par des effets de réflexion et d'atténuation.

La réflexion détermine la formation de l'essentiel des échos. Elle augmente quand 2 structures adjacentes selon la profondeur sont d'impédance plus inégale, surtout si la première structure rencontrée est d'impédance plus faible et que l'axe de tir est plus perpendiculaire à la frontière entre les deux structures (appelée interface).

C'est pourquoi l'on définit toujours plus finement la paroi postérieure d'un vaisseau que sa paroi antérieure, car l'impédance du sang est plus faible que celle de la paroi.

L'atténuation définit la perte d'énergie des ultrasons dans le milieu traversé selon 2 modalités : l'absorption et la diffusion (fig. 3 bis et 3 ter).

L'absorption augmente avec la capacité de la structure de dissiper l'énergie de l'onde.

Pénétration des ultrasons (profondeur d'exploration)	Fréquence	→
	Absorption	→
Résolution spatiale (finesse de l'image)	Réflexion	→
	Fréquence	→
	Focalisation (taille du transducteur)	→
Impédance acoustique ("brillance" des structures de l'image)	Dynamique	→
	Réflexion	→ Puissance
		→ Fréquence
	Atténuation	→
	Absorption	→ Fréquence
	Diffusion	→ Fréquence

Figure 3 : Relations entre interactions ultrasons - milieux traversés et qualités de base des images échographiques.

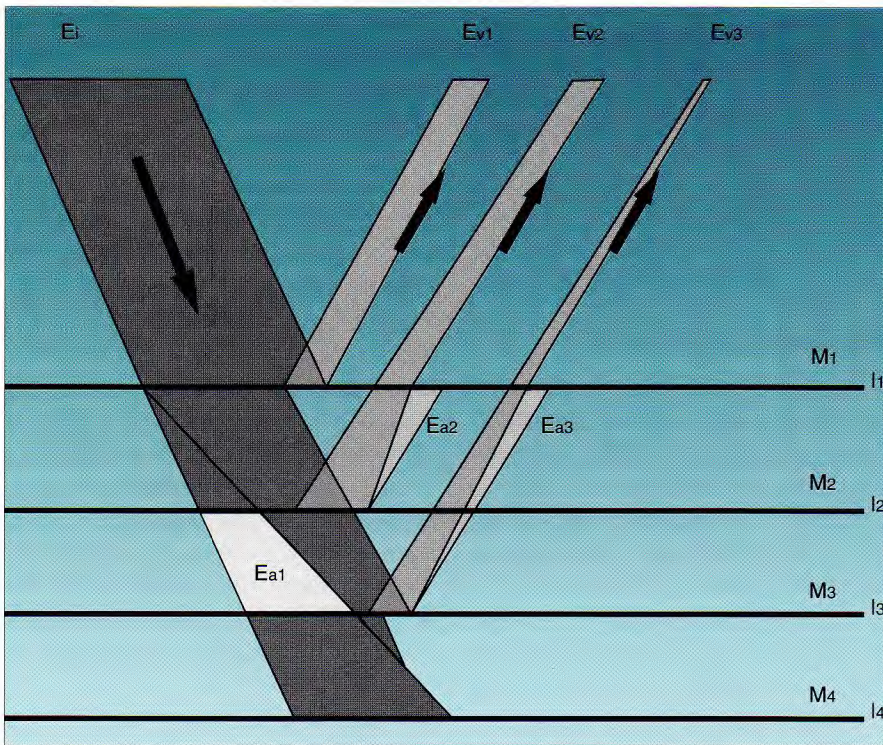


Figure 3 bis : Pénétration et réflexion des ultrasons selon l'énergie et l'atténuation. Distribution de l'énergie incidente Ei.

- Réflexion : Ev1, Ev2 et Ev3 sur les interfaces I1, I2 et I3.
- Atténuation par absorption et diffusion.
- Ea1 : atténuation de l'onde incidente.
- Ea2 et Ea3 : atténuation de l'onde réfléchie nulle en M1 dans cet exemple.
- Varie selon les milieux M1, M2, M3 et M4.
- L'interface I4 ne peut réfléchir l'onde, car toute l'énergie a été épuisée en réflexion et atténuation.

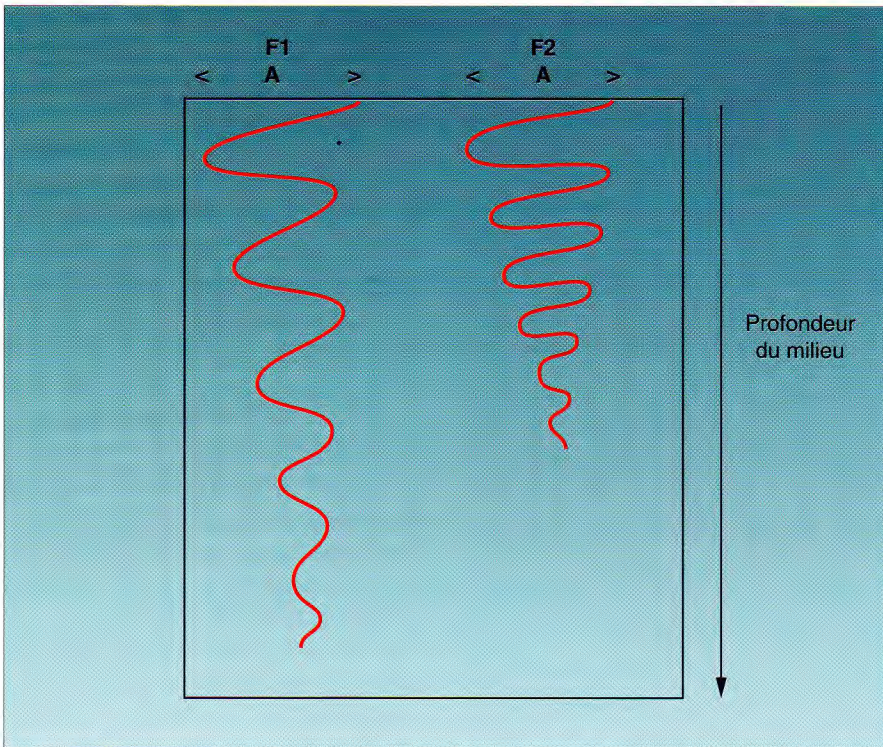


Figure 3 ter : Pénétration des ultrasons selon la fréquence à amplitude «A» (énergie) égale, mais fréquence différente (fréquence F2 = 2F1). L'atténuation est plus importante pour la fréquence la plus élevée, l'onde perdant plus vite de l'amplitude (ou énergie).

La **diffusion** correspond à la dispersion de l'onde dans toutes les directions, ce qui réduit donc fortement l'énergie renvoyée dans la direction de retour vers la source.

La **rétro diffusion** détermine la formation d'échos. Elle est d'autant plus importante que les dimensions des structures rencontrées sont du même ordre que celles de la longueur d'onde.

L'échogénicité dépend aussi du faisceau ultrasonore

La **réflexion** augmente avec :

- la puissance d'émission,
- la fréquence de l'onde notamment en diminuant la diffusion.

L'**absorption** augmente avec la fréquence de l'onde.

La **diffusion** diminue quand la fréquence de l'onde augmente.

Pour une onde de 1 MHz, la longueur d'onde est de 1,54 mm, pour 10 MHz, elle est de 0,154 mm.

En pratique, l'échogénicité des structures se définit ainsi :

les structures sont dites **hypo**, **normo** et **hyperéchogènes** selon le niveau d'énergie des échos.

Les structures **anéchoïques** et **trans-sonores** se manifestent toutes deux par des zones vides d'échos donc très hypoéchogènes.

Les structures **anéchoïques** atténuent totalement les ultrasons et donc ne les réfléchissent pas et ne les transmettent pas.

Les structures **trans-sonores** n'atténuent pas mais ne réfléchissent pas non plus les ultrasons, c'est le cas des liquides purs et notamment de l'eau. Elles se différencient des structures anéchoïques par la présence d'échos «renforcés» au-delà de la limite de la structure trans-sonore. En effet, l'onde n'étant pas atténuée par cette structure, elle peut «éclairer» plus fort la structure suivante.

III - EN QUOI CONSISTE L'ÉCHOGRAPHIE ?

L'échographie consiste, comme le **radar** pour les ondes électromagnétiques, à reconnaître des objets non accessibles à la vue directe, au moyen des ondes ultrasonores réémises en échos de retour vers la source qui les a produits. Ces échos seront donc dépendants des interactions entre l'onde et le milieu. C'est pourquoi, il importait de décrire, au moins schématiquement, les caractéristiques de ces interactions, si l'on veut comprendre les conditions favorables à ces interactions, donc à l'échographie.

A) L'ÉCHOGRAPHE EST AVEUGLE

C'est pourquoi l'image qu'il «montre» sur un écran n'est pas une image «directe» mais une image reconstituée, **imaginée**, à partir de données **temporelles**, grâce à une horloge.

Il opère de la même façon que le chef de gare de Paris, qui en consultant simplement sa montre au départ et au retour du train Paris-Lille, est capable de connaître la distance qui sépare ces deux villes, pour peu qu'il connaisse la vitesse du train. Si ce chef de gare connaît de plus la direction des trains au moyen d'une boussole, il pourra reconstituer la carte des villes desservies.

B) QUELS SONT LES PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT D'UN ÉCHOGRAPHE ?

L'échographe envoie un «train d'ondes» au temps t_1 dans une direction donnée et en recueille le retour des échos, aux temps t_2, t_3, t_4 , etc. Les temps écoulés entre le top de départ et les différents tops d'arrivée sont mesurés et divisés par la vitesse connue et à peu près constante du train d'ondes dans le milieu traversé. Chaque distance mesurée est alors égale au double de la distance émetteur-objets réflecteurs. Il suffit de la diviser par deux pour connaître la

distance réelle et reconstituer artificiellement sur l'écran des points correspondant à chaque objet réflecteur. L'énergie de chaque écho est mesurée. Elle est proportionnelle à l'échogénicité des objets réflecteurs (fig. 4).

C) SUR QUELLES BASES L'ÉCHOGRAPHE, POURTANT AVEUGLE, NOUS TRADUIT-IL SON SAVOIR EN IMAGES ?

1 • Les distances et dimensions des structures

Le temps de retour de l'écho est d'autant plus long que l'objet réflecteur est plus profond et la vitesse de l'onde plus basse. L'échographe convertit ce temps en distance (profondeur) en la matérialisant sur l'écran de visualisation gradué (fig. 4).

La précision de la distance est d'autant plus fine que :

- Le train d'ondes est plus court et donc le temps d'émission plus court (fig. 5).
- La fréquence de l'onde est plus élevée.

La résolution spatiale, c'est-à-dire la capacité de distinguer deux objets proches l'un de l'autre, se décompose en résolution axiale, selon l'axe de direction du faisceau d'ondes et en résolution latérale selon le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau (fig. 7). Elle est d'autant plus élevée que :

- la fréquence de l'onde est plus élevée (résolution latérale et axiale) ;
- la focalisation de l'onde est meilleure (résolution latérale).

La focalisation est d'autant meilleure que :

- la fréquence de l'onde est plus élevée ;
- le diamètre du transducteur est plus grand.

Les échos de répétition

Quand une structure est très réfléchissante par son interface, et que l'écho qui en résulte est peu atténué (structure réfléchissante proche de la sonde, et structure intermédiaire peu atténuante notamment), l'écho rebondit sur le

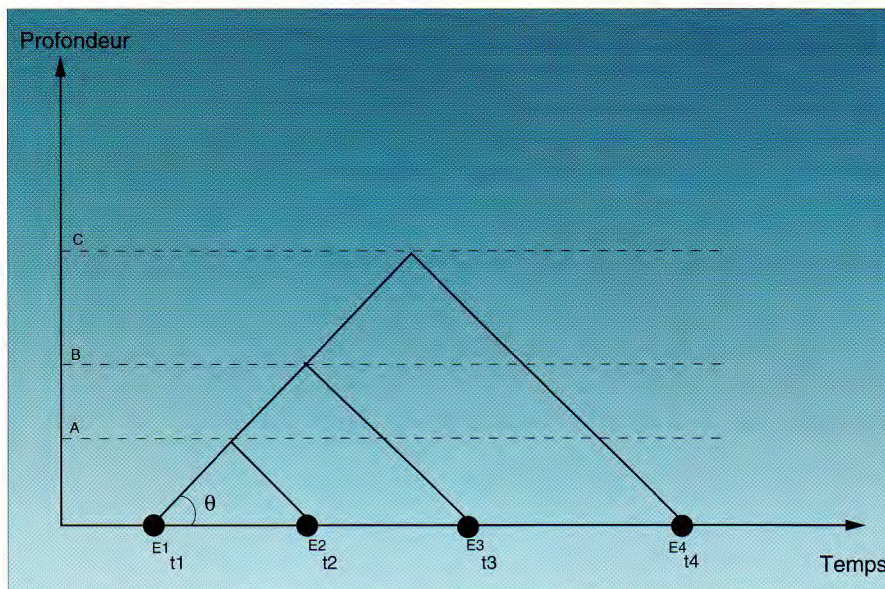


Figure 4 : Principe fondamental de reconstitution d'image échographique. L'écho d'une onde émise au temps t_1 est recueilli aux temps t_2, t_3 et t_4 . Ces temps dépendent de la profondeur (distance) des différentes structures échogènes et de la vitesse de l'onde dans le milieu ($tg \ q$). La distance de chaque structure A, B et C se mesure simplement.

$$\text{Distance A} = \text{Vitesse de l'onde} \times \frac{(t_2 - t_1)}{2}$$

$$\text{Distance B} = \text{Vitesse de l'onde} \times \frac{(t_3 - t_1)}{2}$$

$$\text{Distance C} = \text{Vitesse de l'onde} \times \frac{(t_4 - t_1)}{2}$$

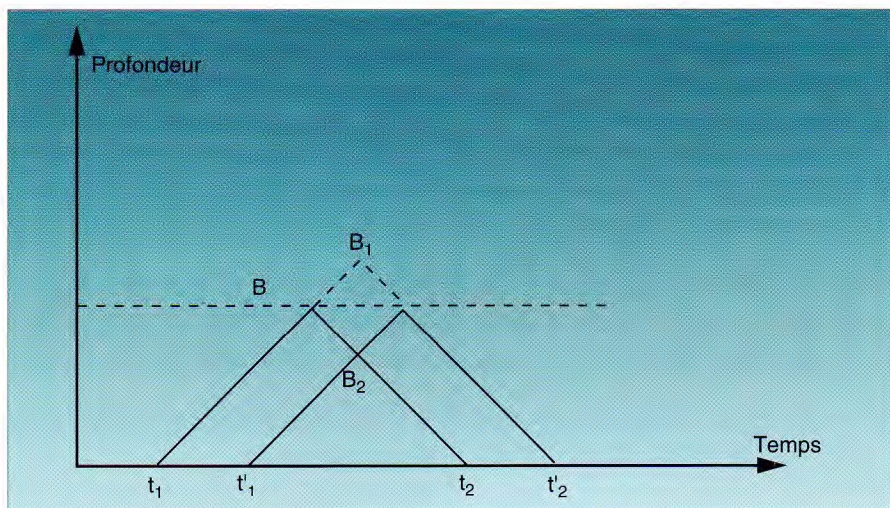


Figure 5 : Précision de la distance.

- Si le train d'onde émis est long, il sera émis sur temps long : $t'1 - t1$.
- L'écho réfléchi par la structure B sera reçu pendant un temps long : $t'2 - t2$.
- Comme la distance se mesure à partir des données temporelles, il en résultera une ambiguïté de mesure de la distance B située entre B1 et B2.

transducteur, retourne vers la profondeur, puis revient vers la sonde, faisant «croire» à l'échographe qui ne «voit» que le temps, qu'il existe une structure jumelle de la structure réfléchissante mais deux fois plus profonde. L'échographe a vu un fantôme (fig. 8).

2 • Les caractéristiques échogéniques des structures

L'amplitude ou énergie de chaque écho est représentée sur l'écran par une courbe d'amplitude d'autant plus élevée ou une «brillance» d'autant plus forte que (fig. 4) :

- l'énergie d'émission (énergie ou amplitude de l'onde) est plus élevée,
- l'objet réflecteur est plus proche (d'autant moins de pertes d'énergie par atténuation),
- la fréquence de l'onde émise est plus basse (c'est-à-dire que les ondes de fréquence élevées sont plus rapidement atténuées par les milieux traversés et ne permettront pas de «voir» des objets profonds).

La caractérisation (modification des paramètres de l'onde) de l'objet réflecteur est d'autant plus fine que le train d'ondes est plus grand, et donc le temps d'émission plus long (fig. 6). Nous voyons ici que les impératifs de précision de la distance et de la caractérisation des

objets s'opposent et demandent un juste compromis, au même titre que tant d'autres que nous verrons plus loin.

La résolution de contraste est la capacité de distinguer la plus petite différence d'impédance acoustique des objets surtout quand ils sont voisins. Elle augmente avec :

- la fréquence de l'onde émise,
- la capacité de l'analyseur de signal à percevoir plus finement les faibles différences d'énergie entre deux échos. Elle se mesure en Db (décibels).

D) SUR QUELLES BASES L'ÉCHOGRAPHIE NOUS PERMET-ELLE DE RECONNAÎTRE ET MESURER LE MOUVEMENT DES STRUCTURES BIOLOGIQUES ?

1 • Écho TM

C'est l'écho temps-mouvement. La ligne de tir du faisceau US est unique, comme dans l'écho A. La reconnaissance des mouvements des structures est limitée aux déplacements selon cette ligne. L'analyse de ces mouvements se fait par défilement dans le temps.

2 • Écho B temps réel

C'est le principe même du cinématographe. Si l'on réalise plusieurs images successives d'une même structure à une cadence suffisante (plusieurs images par seconde), on est à même d'en voir les éventuels mouvements.

3 • Doppler

Quand une onde est réfléchie par une structure en mouvement, sa fréquence s'en trouve modifiée proportionnellement à la vitesse de ce mouvement. C'est ainsi que l'effet Doppler permet de mesurer la vitesse de déplacement des structures à partir de la mesure de la différence de fréquence entre le faisceau émis et l'écho recueilli.

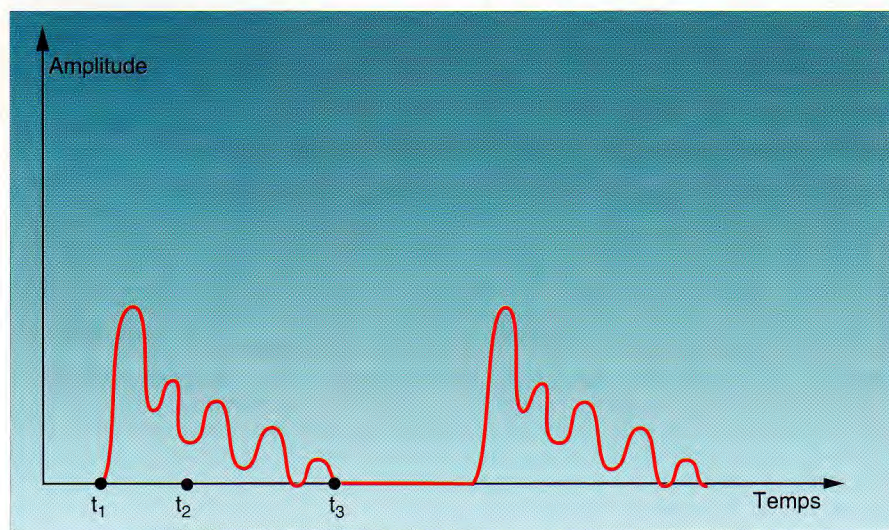


Figure 6 : Caractérisation des objets échogènes.

Si le temps d'émission de l'onde est limité à $t2 - t1$, la caractérisation du signal sera moins «riche» d'informations que si toute l'onde est prise en compte, c'est-à-dire si elle est émise sur un temps plus long $t3 - t1$.

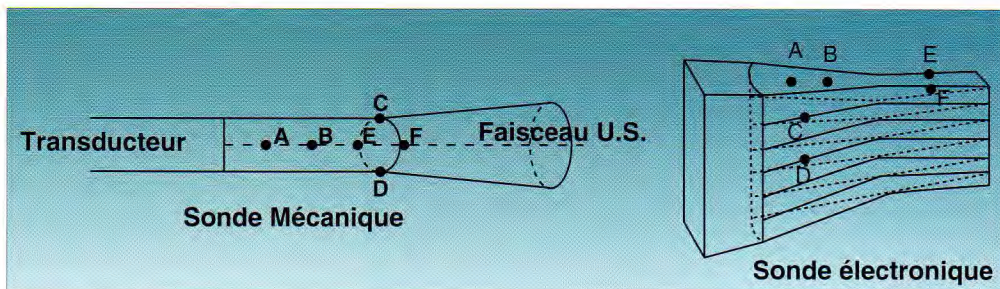


Figure 7 : Résolution.

. Axiale : capacité de distinguer 2 structures A et B les plus voisines possibles selon l'axe du faisceau.

. Latérale : capacité de distinguer 2 structures C et D, les plus voisines possibles selon un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, le long de la ligne d'intersection avec le plan du balayage.

. En épaisseur : capacité de distinguer 2 structures E et F selon un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, selon une ligne perpendiculaire à la ligne d'intersection avec le plan du balayage.

4 • CVI

Chaque structure modifie l'onde incidente selon des caractéristiques d'amplitude. Ceci permet de relever la «signature» de chaque petite structure. Le Color Velocity Imaging utilise ces signatures pour repérer les structures en mouvement et en déduire leurs vitesses de déplacements.

IV - QUELS SONT LES DIFFÉRENTS MODES D'ÉCHOGRAPHIE ?

1 • L'écho A

L'écho A est l'ancêtre de l'échographie actuelle. Elle réalise une seule

ligne de tir. Elle s'inscrit sur l'écran comme une droite sur laquelle sont représentés les différents échos sous forme de courbes dont la position désigne la distance et la hauteur, l'amplitude ou l'énergie (fig. 9).

2 • L'écho TM

C'est l'écho temps-mouvement qui, à partir d'une ligne de tir de l'écho A, représente le déplacement des structures échogènes traversées par cette ligne.

Il est l'ancêtre de l'échocardiographie, mais n'en est pas pour autant abandonné en raison notamment de la finesse de résolution et des calculs de mouvement des structures cardiaques qu'il permet (fig. 10).

3 • L'écho B

L'écho Bidimensionnel ou écho B reconstitue l'image par juxtaposition de lignes élémentaires correspondantes à autant d'échogrammes A, mais où l'amplitude se traduit non par des courbes, mais par des points de brillance proportionnelle à l'amplitude. Cette juxtaposition de lignes peut être obtenue par déplacement manuel de la sonde (Écho B manuel qui n'est plus guère utilisé) ou par déplacement automatique, réalisant des «balayages» rapides, permettant une visualisation en «temps réel» (Écho B en temps réel) (fig. 11).

4 • L'écho 3D

L'écho tridimensionnel ou 3D reconstitue non plus l'image bidimensionnelle d'une coupe comme l'écho B, mais l'image d'un volume. Il est encore expérimental.

5 • Le Doppler

Lorsque le faisceau d'ultrasons rencontre une structure en mouvement, la fréquence de l'écho que cette dernière renvoie se trouve modifiée. La mesure de cette différence de fréquence permet de

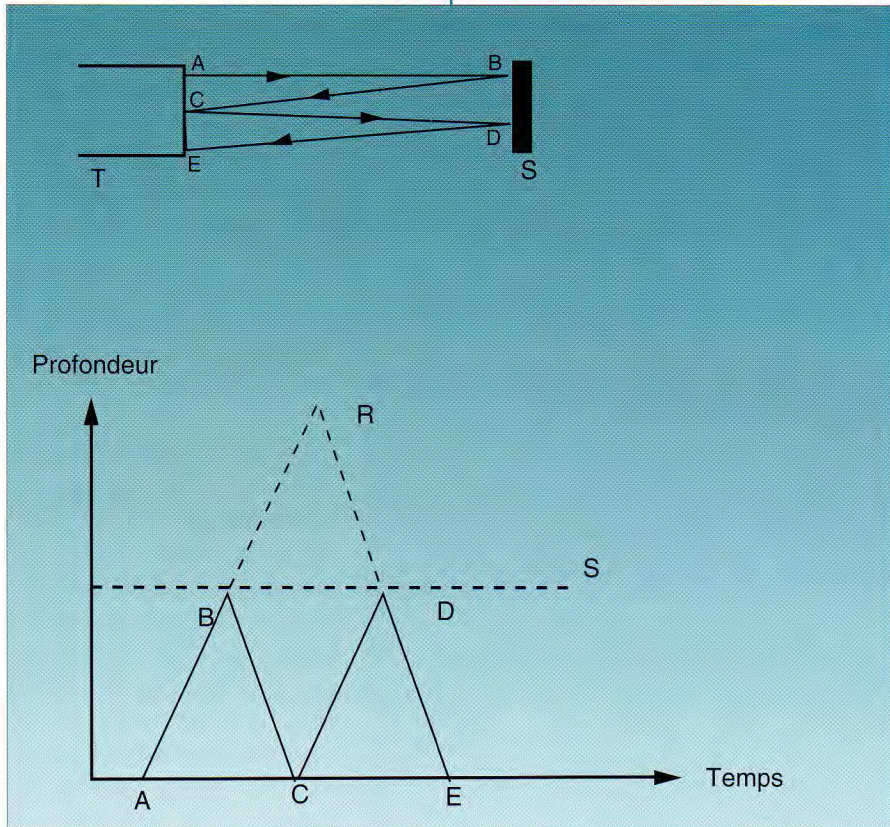


Figure 8 : Échos de répétition.

Quand une structure S est très réfléchissante, l'écho qu'elle renvoie est puissant et rebondit à son tour sur le transducteur T, de sorte que la structure S est «comptée» 2 fois, 1 fois dans sa position réelle B et une deuxième fois, plus profonde en R (image fantôme).

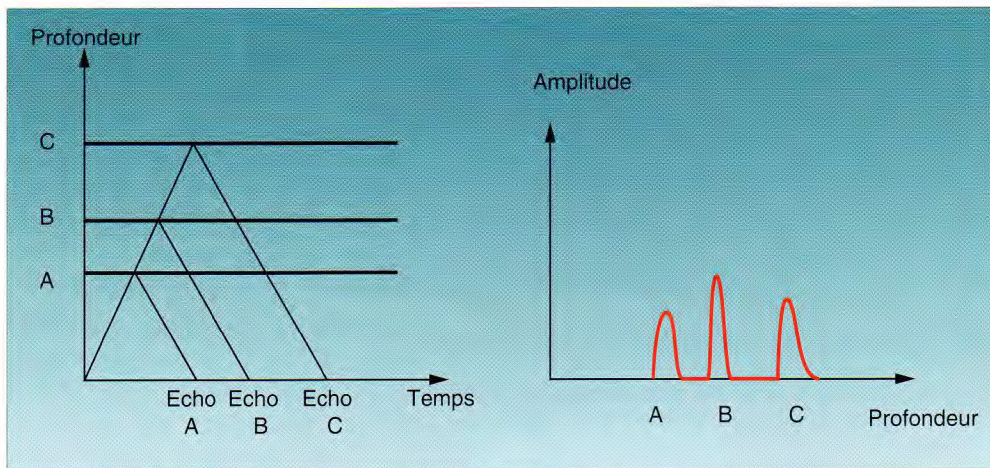


Figure 9 : Écho A. Une seule ligne de tir. Les échos sont représentés par une courbe dont les amplitudes sont proportionnelles à l'énergie des échos réfléchis par les structures A, B et C. La distance entre ces différentes structures est proportionnelle au temps de retour de leurs échos respectifs.

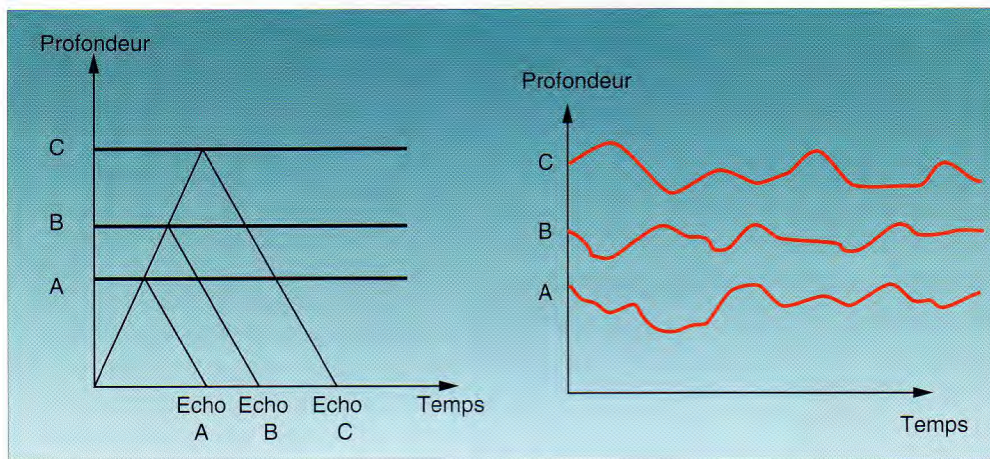


Figure 10 : Écho TM. Si les structures A, B et C sont mobiles selon la ligne de tir, les échos A, B et C se déplaceront selon l'axe des temps. Si l'on représente le mouvement par les distances de déplacement, c'est-à-dire par la variation des temps de retour des différents échos A, B et C en ordonnées et le temps de recueil des échos en abscisse, on obtient les courbes temps-mouvement de chaque structure mobile A, B et C.

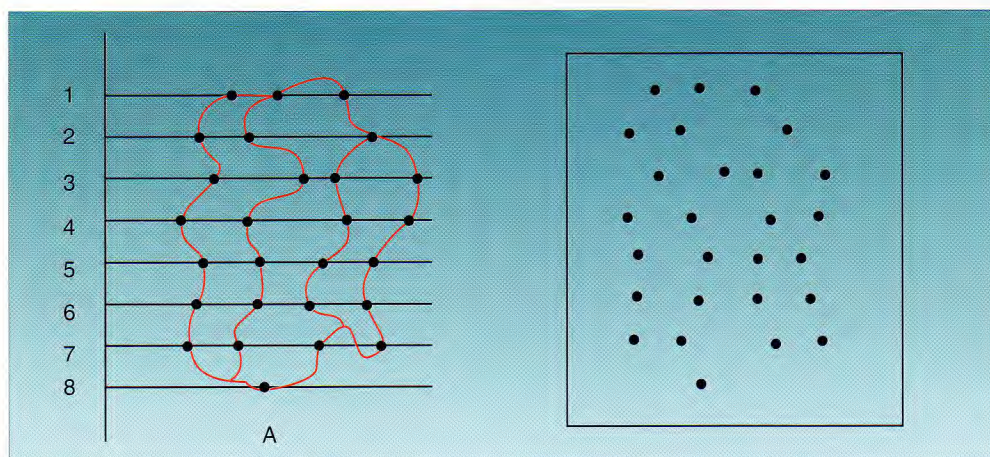


Figure 11 : Écho B. Ici, 8 lignes de tir de type écho A, distantes les unes des autres, révèlent la structure A selon un certain nombre d'échos qui seront représentés sur l'écran sous forme de points d'autant plus brillants que l'écho est plus important. On voit que plus ces lignes seront proches entre elles, plus la définition de l'image sera bonne.

connaître la vitesse du déplacement de cette structure. Quand l'émission du faisceau est continue, on l'appelle le **Doppler continu** qui est le plus sensible et le plus fiable pour mesurer les vitesses (voir plus haut **caractérisation**) mais qui ne peut mesurer la distance de profondeur de cette structure, les temps d'émission et de réception relatifs ne pouvant pas être mesurés.

Quand l'émission du faisceau et la réception des échos sont discontinues et alternées, selon une seule ligne de tir comme en écho A, on l'appelle **Doppler pulsé**.

Quand l'émission et la réception sont réalisées selon le mode de l'écho B en temps réel, on l'appelle **l'écho couleur**, car les structures en mouvement sont représentées au sein de l'image B par des codes de couleurs différentes selon la vitesse et le sens du déplacement. Ces structures représentées en couleur se différencient des structures fixes représentées par des gammes de gris.

6 • L'imagerie couleur des vitesses ou CVI (Color Velocity Imaging)

La **caractérisation** fine des échos permet de reconnaître une «signature» spécifique de chaque structure. Si cette structure se retrouve dans des lieux différents de l'image au cours des images successives, cela veut dire qu'elle s'est déplacée. La mesure de son déplacement dans le temps permet de mesurer sa vitesse. Un codage couleur aboutit à une représentation équivalente à celle du **Doppler couleur**.

Ces définitions simplifiées de l'échographie, certes utiles à une compréhension globale, ne doivent pas cacher la complexité des problèmes auxquels se heurtent les ingénieurs, mais qui doivent être bien connus du médecin s'il veut tirer le meilleur parti clinique possible des échographes. En effet, nous le verrons, un échographe est un monstre de compromis qu'il faut bien connaître pour bien le maîtriser, en tirer le meilleur parti et en éviter les pièges. Voici pourquoi il faut savoir de quoi est fait un échographe.

V - DISSECTION D'UN ÉCHOGRAPHE

Tout échographe, depuis le plus ancien jusqu'au plus récent, présente une structure de base immuable constituée de trois éléments :

- **La sonde** qui contient le **transducteur** et qui assure la double fonction d'émettre le faisceau ultrasonore et d'en capter les échos. C'est le cœur de la sonde d'échographie.
- **Le pilote** d'émission. C'est lui qui excite électriquement le transducteur pour lui faire produire des ultrasons.
- **Le récepteur** qui analyse le signal électrique modulé par l'excitation mécanique du transducteur sous l'effet des échos.

A) LES SONDES

Elles se diversifient selon le transducteur, le mode de balayage des structures par le faisceau ultrasonore, ainsi que le mode de traitement du signal (écho A, B, TM, Doppler continu, pulsé ou couleur).

1 • Les transducteurs (fig. 12)

Ce sont les éléments de base des sondes d'échographie. Ce sont des matériaux qui ont la propriété de transformer des énergies électriques

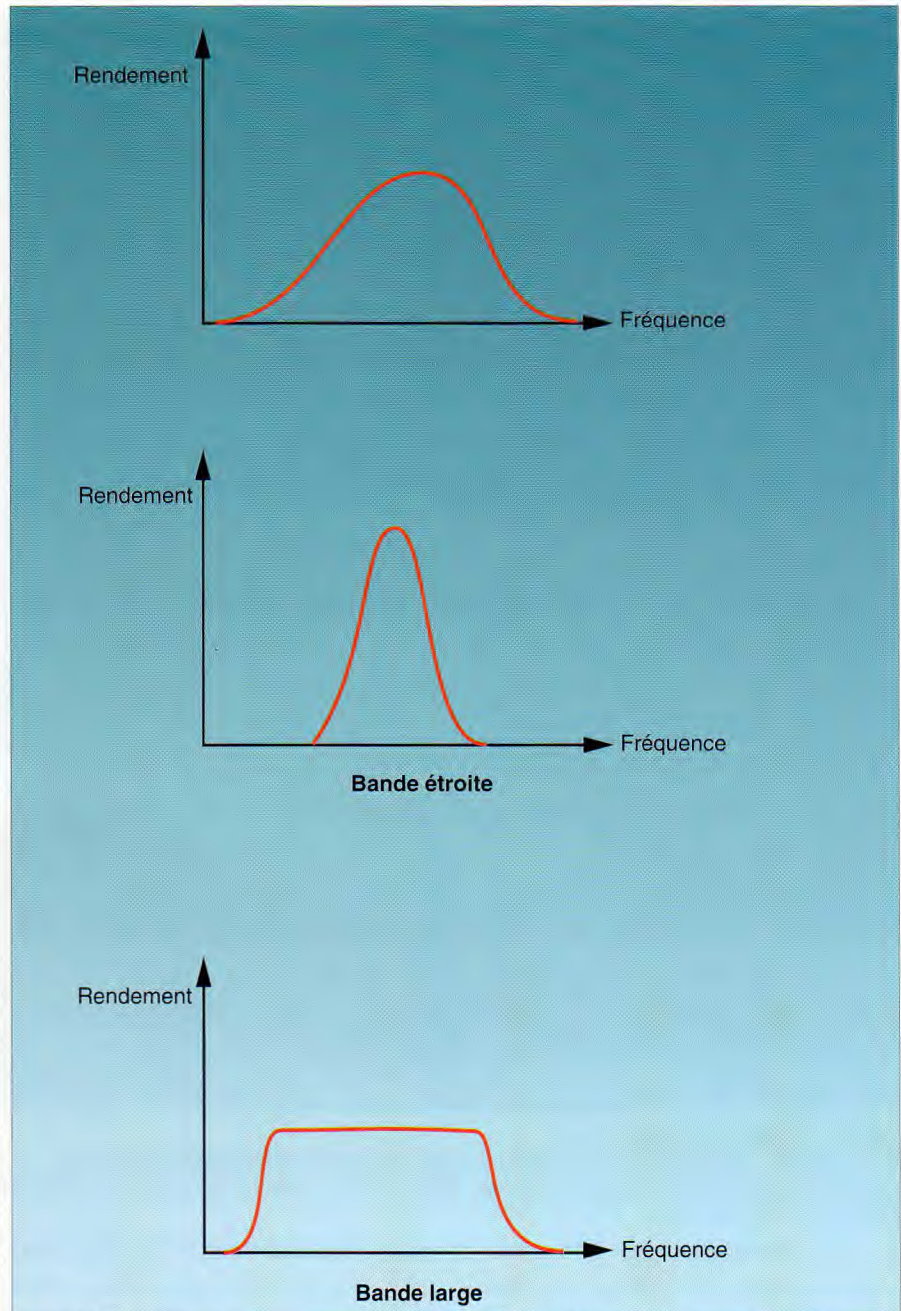


Figure 12 : Bande de rendement de la céramique selon la fréquence d'excitation.

en énergies mécaniques et inversement. C'est l'**effet piézo-électrique**. Les matériaux qui les constituent sont essentiellement des **céramiques** dont les qualités progressent de jour en jour.

Les qualités essentielles des céramiques sont :

Le **rendement**, d'autant meilleur que la céramique réagit mieux à l'excitation mécanique et électrique, ce qui en assure la sensibilité.

La largeur de bande qui définit la tranche des fréquences d'excitation

de rendement optimum. Cette bande peut être **étroite**, la céramique ne pouvant être excitée efficacement que pour une fréquence donnée. Elle peut être **large** quand la céramique peut être excitée avec un bon rendement par plusieurs fréquences. De technologie plus difficile, ces céramiques à large bande ont atteint une qualité suffisante pour que de nombreuses sondes en soient désormais équipées. Elles permettent d'utiliser une gamme étendue de fréquences ultrasonores dans la même sonde.

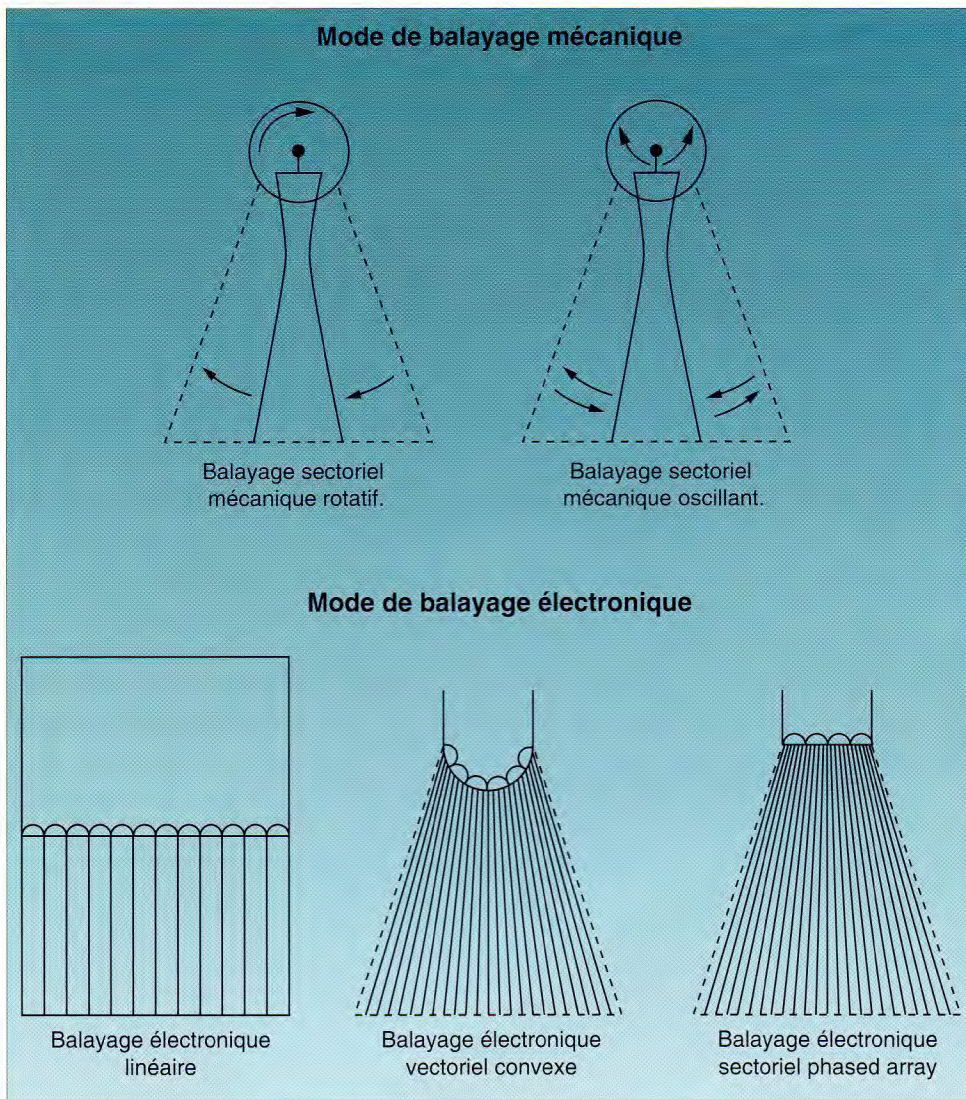


Figure 13 : Modes de balayage.
 Mécanique - Sectoriel mécanique rotatif. Sectoriel mécanique oscillant.
 Électronique - Électronique linéaire. Électronique sectoriel convexe. Électronique sectoriel Phased Array.

2 • Les balayages (fig. 13)

Les **balayages manuels**. Ils ne sont plus réservés aujourd'hui qu'aux sondes dites «aveugles». Il s'agit de **monosondes crayon**. Elles comportent en général une seule céramique circulaire lorsqu'elles sont destinées au **Doppler pulsé** et deux céramiques semi-circulaires juxtaposées sont nécessaires pour faire du **Doppler continu**.

Les **balayages** sont dits **électroniques** quand ils sont assurés par la juxtaposition de plusieurs transducteurs. Chaque transducteur est fixe et assure une ligne élémentaire. Ils peuvent être au nombre de 100 à 200 (100 à 200 lignes). Ils

sont nécessairement petits, avec les inconvénients que cela comporte (puissance et focalisation limitées). Ils ont néanmoins l'avantage de se prêter assez facilement au codage Doppler couleur et de permettre des **cadences image** élevées.

Les balayages linéaires : les transducteurs sont alignés selon une ligne droite, ce qui aboutit à une image rectangulaire.

Les balayages convexes électroniques : les transducteurs sont alignés selon une ligne courbe, ce qui aboutit à une image en tronc de secteur.

Les balayages sectoriels Phased Array ou vectoriels.

Le principe de focalisation dynamique, permet de créer une image sectorielle à partir d'une sonde électronique de faible surface de contact. C'est le cas des sondes dites Phased Array qui nécessitent un pré-traitement difficile et coûteux en temps de calcul, d'autant plus difficile que les fréquences sont élevées et dont la qualité de résolution n'est pas encore excellente surtout sur les bords du secteur, même si elle a beaucoup progressé.

Les **balayages** sont dits **mécaniques** quand le transducteur est mobile et non plus fixe. Ce transducteur peut être de gros diamètre, ce qui favorise la qualité de focalisation. Le transducteur peut être aussi constitué de plusieurs éléments concentriques. Ce sont les transducteurs **annulaires**. Ils permettent par la multiplicité des éléments de faire du **Doppler continu** de bonne qualité et aussi de la **focalisation électronique**. Hélas, les mouvements rapides du transducteur créent un effet Doppler parasite qui limite la qualité du codage Doppler couleur. De plus, la **cadence image** est limitée par les impératifs mécaniques.

site qui limite la qualité du codage Doppler couleur. De plus, la **cadence image** est limitée par les impératifs mécaniques.

Sondes mécaniques rotatives : le transducteur est animé de mouvements rotatifs. Il existe un seul transducteur par sonde (parfois deux ou trois cependant).

Sondes mécaniques oscillantes : le transducteur est animé de mouvements pendulaires.

Sondes mécaniques linéaires et sondes mécaniques convexes. Elles sont encore rares. Le transducteur est animé linéairement selon une droite ou une courbure convexe.

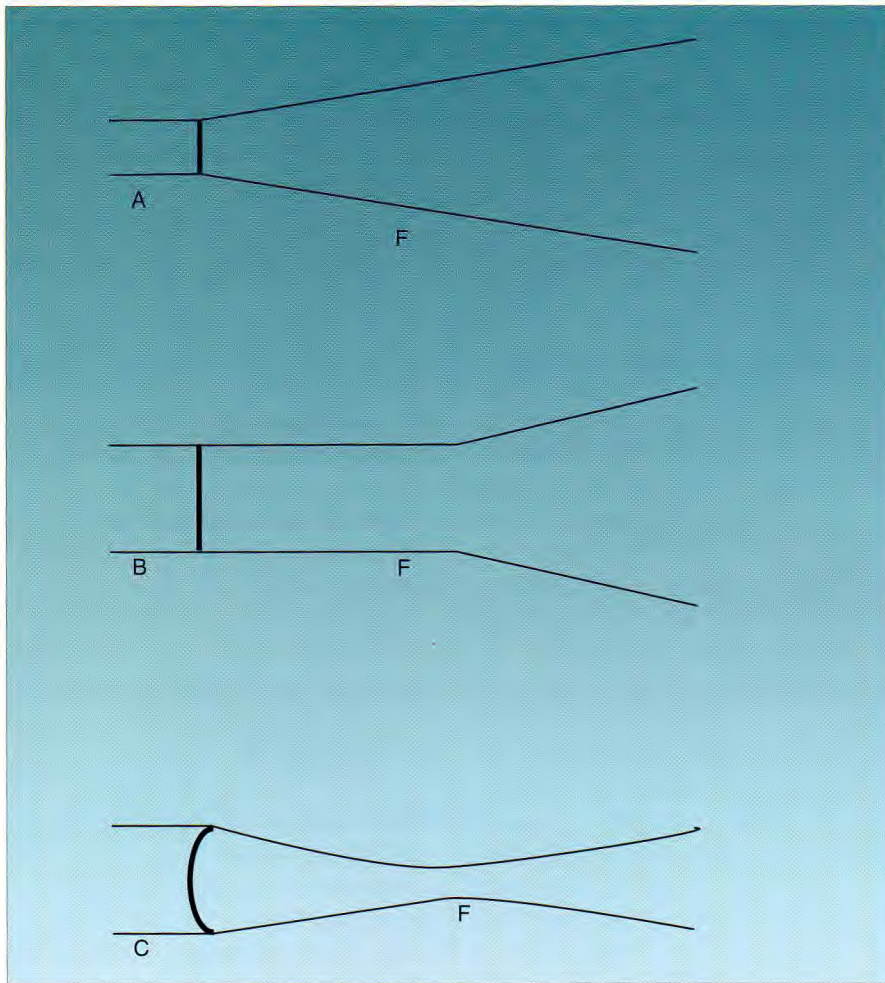


Figure 14 : Focalisation.

La résolution spatiale dépend de la focalisation. La focalisation du faisceau F est d'autant meilleure que le transducteur est de plus gros diamètre et est plus focalisé.

3 • Les sondes se différencient aussi selon la présence d'interfaces de distanciation

Les zones d'exploration très proches des transducteurs, c'est-à-dire très superficielles sont souvent « saturées » ou mal focalisées, notamment avec les sondes sectorielles. L'interface de distanciation permet de reculer les zones superficielles par rapport au transducteur. Il s'agit le plus souvent de poches à eau indépendantes ou intégrées à la sonde. Les autres types d'interface sont trop atténuants. L'inconvénient de toutes les interfaces est de provoquer des échos de répétition.

4 • Les focalisations (fig. 7)

La focalisation consiste à obtenir le faisceau le plus étroit possible afin de distinguer les structures. Elle détermine, avec la fréquence, la

qualité de la **résolution spatiale** (fig. 14).

Elle est **mécanique** quand elle est obtenue par une configuration géométrique particulière du transducteur. Elle est généralement réalisée par des transducteurs circulaires et concaves. Elle est d'autant meilleure que le diamètre en est plus grand, surtout pour les focalisations profondes.

Elle est **électronique** quand elle est obtenue par une « simulation » qui consiste à décaler les temps ou phases lors de l'émission du faisceau et/ou la réception des échos. Le principe est en effet de simuler une lentille optique en jouant sur les temps de réception par rapport aux temps d'émission. Elle nécessite plusieurs éléments de transducteur. Les focalisations mécanique et électronique peuvent être combinées dans la même sonde.

La **résolution spatiale** dépend du pouvoir séparateur de l'échographe, c'est-à-dire de sa capacité à distinguer deux points les plus rapprochés possibles.

La **résolution axiale** est celle qui est obtenue le long de l'axe du faisceau. Elle augmente avec la fréquence dont elle dépend essentiellement.

La **résolution latérale** est celle qui est obtenue selon une ligne du plan de coupe perpendiculaire au faisceau. Elle dépend tout à la fois de la fréquence, du diamètre du transducteur et de sa focalisation. Elle est optimale avec les transducteurs sous forme de pastille ronde et concave qui peut atteindre jusqu'à 20 ou 30 mm de diamètre, condition idéale pour les explorations profondes. Ces transducteurs ne peuvent être employés que sur des monosondes dites aveugles pour le Doppler continu ou pulsé ou dans des sondes dites mécaniques. Lorsque les transducteurs sont petits, ce qui est le cas des sondes électroniques, sur lesquelles ils peuvent être alignés par centaines, la résolution latérale est donc moins bonne. Une solution imparfaite, mais encore acceptable y est apportée par la **focalisation dynamique**, encore appelée **électronique** ou **Phased Array**. Cette technique demande beaucoup de calcul et ralentit donc le temps de formation de l'image. Elle ne sera pas décrite car elle n'apporterait pas une information utile au médecin. La notion de résolution latérale doit cependant être reconsidérée : nous avons dit qu'elle concernait la résolution selon une ligne du plan de coupe perpendiculaire à la ligne de tir. Mais ce faisceau, en balayant, réalise une coupe qui présente une certaine épaisseur. Nous devons donc y ajouter la **résolution en épaisseur**. Celle-ci ne diffère pas de la résolution latérale pour les gros transducteurs circulaires des sondes mécaniques, mais elle est médiocre pour les transducteurs électroniques en raison de la petitesse des céramiques transduc-

trices qui ne peut être compensée par la focalisation électronique. Dans ces cas, on peut améliorer cette résolution en rendant concave le support des transducteurs selon le plan du balayage, ou en juxtaposant plusieurs éléments transducteurs selon l'épaisseur, permettant de focaliser électroniquement dans ce plan.

La multiplicité des types de sondes démontre qu'aucune sonde ne peut encore, à elle seule, présenter tous les avantages cumulés de toutes les autres.

Ce sont les objectifs diagnostiques qui déterminent les choix, comme nous le verrons plus loin.

B) LA PRODUCTION, L'ANALYSE ET LE TRAITEMENT DU SIGNAL

Le **signal** est l'information échographique brute telle qu'elle arrive à la machine. **L'analyse et le traitement** consistent pour une part à connaître le signal dans tous ses détails et pour une autre part à en opérer la traduction et la représentation.

L'électronique et la numérisation

L'électronique : L'électricité était jusque là un moyen pratique de transport de l'énergie. A titre d'exemple, l'énergie d'une chute d'eau transformée en courant électrique se propage dans un fil métallique et se dissipe dans un filament sous forme de lumière. Ce fut la «fée électricité» du début du siècle. L'électronique survint, qui permit non seulement de transporter l'électricité mais de la traiter (filtrages, amplification, modulation, etc.) au moyen de **composants** de plus en plus petits en même temps que de plus en plus extraordinaires par leurs capacités dont le **transistor** déclencha l'essor révolutionnaire. L'inconvénient de ces composants, est lié à leur imperfection. Ce sont des objets matériels limités dans leur fidélité et dans leur fiabilité. Ils génèrent du «bruit», c'est-à-dire d'autres modulations que celles qui lui sont assignées. Ils sont limités dans leur puissance ou dans leur sensibilité (ils «saturent» ils manquent de «sensibilité» et ils perdent pro-

gressivement leurs caractéristiques, on dit alors qu'ils «dérivent»). Ces réseaux qu'ils forment sont dit **analogiques** car ils transportent une information de composant à composant.

L'informatique a remplacé nombre de ces composants électroniques par des objets immatériels, c'est-à-dire des objets mathématiques. Comment ? Grâce à la possibilité de transformer des valeurs électriques en nombre et vice-versa (CAD ou conversion analogique-digitale et CDA ou conversion digitale-analogique). C'est la **numérisation** (ou **digitalisation** ou encore **computerisation** en anglais). **Numérique** et **digital** sont synonymes. On comprend ainsi que la **numérisation** échappe aux défauts des composants électroniques, tels que nous les avons décrits.

Association électronique - informatique. Les machines comportent toutes nécessairement une partie électronique analogique, mais qui est de plus en plus réduite grâce aux progrès des composants numériques. C'est à elle que l'on doit les plus grands progrès de la technologie échographique (encadré ci-contre).

1 • La puissance

La puissance des ultrasons émis par la sonde est donnée par le niveau d'excitation électrique du transducteur. Elle est réglable par l'utilisateur, mais elle est limitée par les normes de sécurité biologique, notamment en obstétrique.

2 • La fréquence

La fréquence des ultrasons émis dépend de la fréquence d'excitation électrique du transducteur. Elle est fixe quand il s'agit d'un transducteur à bande étroite. Elle est multiple et donc modifiable par l'utilisateur quand la sonde comporte soit plusieurs transducteurs de fréquence propre différente, soit un transducteur à large bande.

• **Électricité**

- Transformation des énergies mécaniques et thermiques en courant électrique et vice-versa.

• **Électronique :**

- Traitement des courants électriques :
- filtrages,
- modulations et démodulations,
- amplifications, etc.

• **Informatique :**

- Numérisation des valeurs électriques : conversion analogique/digitale.
- Modulation numérique des valeurs électriques. Conversion digitale/ analogique.
- Entre ces deux étapes : traitement mathématique des valeurs.

3 • La cadence image

C'est le nombre d'images construites par seconde. Pour donner à l'œil une impression de temps réel, elle doit obéir aux mêmes lois que le cinéma, c'est-à-dire délivrer environ 24 images/seconde. Elle est limitée par des facteurs qui allongent le temps de production d'une image, c'est-à-dire :

- **La puissance du traitement du signal.** Plus le traitement du signal est complexe pour en tirer plus de renseignements, plus le temps de traitement sera long. C'est ici le point fort des progrès des composants électroniques et de l'informatique qui augmentent d'année en année la puissance du traitement par accroissement de la vitesse et de la quantité des calculs.

- **La profondeur d'exploration.** Plus la structure recherchée est profonde, plus le temps de «voyage» aller et retour du train d'ondes sera long, ce qui augmente nécessairement le temps «d'écriture» de l'image et réduit donc la cadence.

- **Le type de balayage.** La cadence peut être plus élevée avec les sondes électroniques, pouvant dépasser 50 images par seconde.

4 • Le gain

Le gain est le niveau réglable par l'utilisateur de l'amplification de la modulation du signal électrique provoquée par les échos sur le transducteur.

5 • La compensation temporelle du gain (TGC)

Elle consiste à corriger les effets de l'atténuation qui est proportionnelle à la profondeur des échos, car les échos perdent d'autant plus d'énergie que leur parcours est plus long. Elle permet donc d'amplifier d'autant plus les échos qu'ils sont plus profonds. Plusieurs niveaux d'amplification selon la profondeur sont ainsi réglables par l'utilisateur.

6 • La dynamique

La dynamique s'exprime en décibels. Elle est d'autant plus grande qu'elle permet de distinguer la plus petite

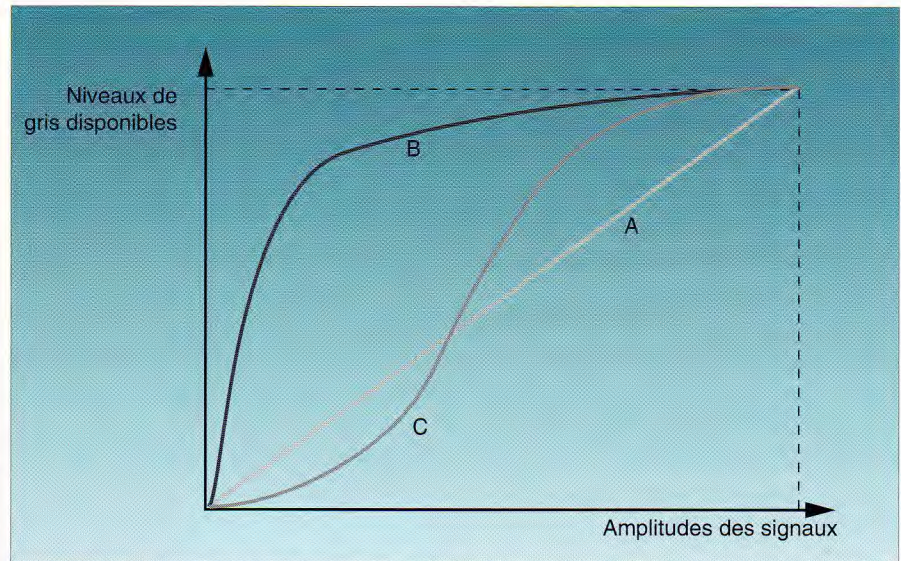


Figure 15 : Courbes Gamma. A : courbe linéaire, B : cette courbe favorise la discrimination des faibles amplitudes, C : cette courbe favorise les échos «moyens».

différence entre deux valeurs, notamment de l'énergie des signaux reçus. Elle dépend donc de la puissance d'analyse du signal des machines. Elle croît avec le nombre de valeurs que l'on peut distinguer entre elles (fig. 15). Par analogie, on pourrait dire que la dynamique d'une pellicule photographique sera

d'autant plus élevée qu'elle sera capable d'enregistrer plus de nuances de gris ou de couleur. Cette valeur est réglable par l'utilisateur selon qu'il voudra une photographie plus contrastée, donc moins nuancée, et par là moins riche de renseignements sur l'objet ou inversement. En matière d'échographie,

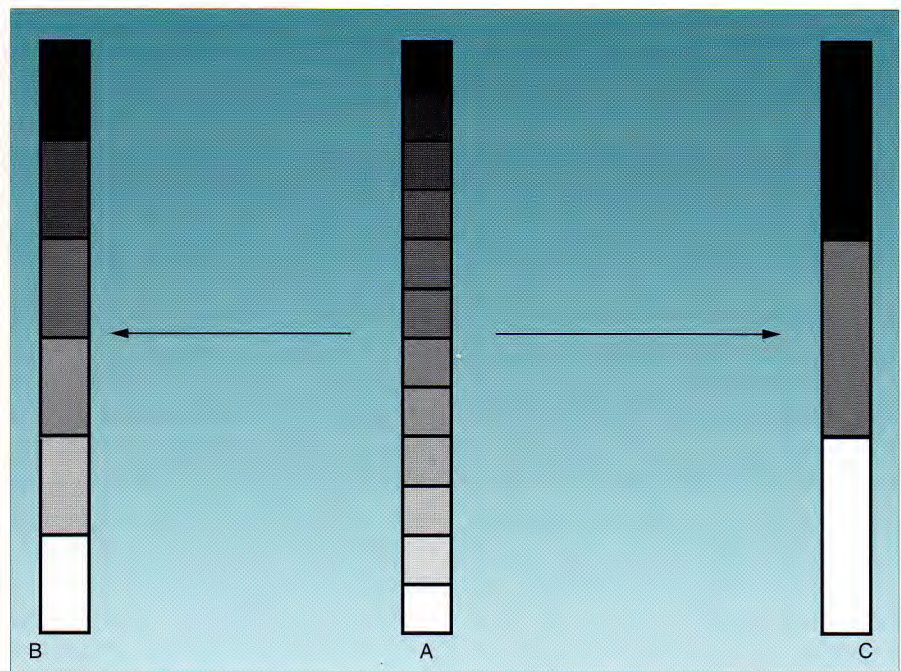


Figure 16 : Résolution de contraste. L'ensemble des structures de A présente des niveaux d'échogénéicité de 1 à 12. Selon la résolution de contraste de l'échographe, la capacité de distinction de ces structures variera. Par exemple, avec l'échographe B, on distinguera 6 niveaux et 3 seulement avec l'échographe C. La résolution de contraste s'accroît avec la fréquence de l'onde, mais aussi avec la finesse d'analyse de l'appareillage qui se mesure en décibels.

il ne s'agit ni plus ni moins que des niveaux d'échogénités des structures que l'on traduit en niveaux de gris. Le nombre de niveaux a considérablement augmenté ces dernières années, pouvant atteindre le nombre de 512, et plus.... Mais l'œil n'est pas capable de distinguer 512 niveaux de gris ! Il faudra donc diminuer la dynamique à l'image, de sorte que les niveaux soient visibles.

7 • La résolution de contraste

Elle est liée bien évidemment à la dynamique, mais s'élève aussi avec la fréquence (fig. 16).

8 • Le zoom

Il consiste à agrandir une zone de l'écran. Il en existe 2 types :

- **Le zoom à la lecture** : Il ne s'agit pas à proprement parler d'un agrandissement mais d'une dilatation, sans information supplémentaire, d'une zone de l'écran vidéo (à la lecture) sans modification des modes d'acquisition du signal. Il ne sert donc à rien car c'est un simple agrandissement photographique.

- **Le zoom à l'écriture** : Il s'agit d'un véritable effet d'agrandissement par adaptation du balayage et du traitement du signal à une zone limitée du champ d'exploration. Il en résulte un véritable enrichissement de l'information. C'est une photographie prise de plus près ou au téléobjectif.

9 • La focale

La zone focale est fixe et non modifiable avec les sondes mécaniques à céramique unique. La focalisation électronique permet à l'utilisateur de déplacer la zone focale et même de déterminer simultanément plusieurs zones focales. Pour cela, il faut des sondes électroniques ou certaines sondes mécaniques dont les céramiques sont multiples et notamment annulaires.

10 • La résolution image

L'écran vidéo est constitué d'une succession de points qui s'inscrivent ligne par ligne. La résolution est

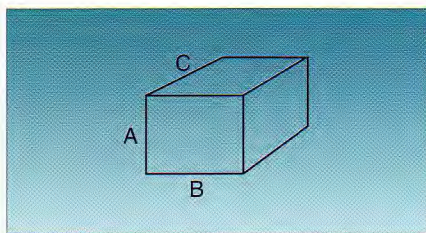


Figure 17 : Le Pixel. A - B = espace minimum significatif de signal représenté : définition spatiale de la structure. C = nombre de valeurs possible représentées (nombre de niveaux de gris par exemple).

parfaite, quand à chacun de ces points, correspond une information échographique «vraie». La résolution est d'autant plus grande que le nombre de ces points significatifs par image est élevé. On appelle **Pixel** la plus petite unité de surface comptée en points contenant de l'information (fig. 17). Ainsi, la résolution image sera d'autant meilleure que le nombre de pixels sera élevé. Un artifice fréquent pouvant faire croire à une «bonne définition de l'image» consiste à la présenter sur un petit écran, ce qui a pour effet d'augmenter le nombre de points par unité de surface sans augmenter le nombre de points significatifs. Une mauvaise cassette vidéo donne une belle image sur une petite télévision de qualité médiocre, mais s'avère médiocre sur une télévision plus grande. Le spectateur est content, mais trompé.

11 • La réjection

Elle consiste à éliminer les bruits et parasites de faible amplitude. Cela a pour effet de réduire les parasites pendant la formation de l'image. Si le seuil en est trop haut, on risque d'éliminer aussi des informations échographiques utiles. Elle est d'autant moins nécessaire que le **rapport signal/bruit** est meilleur. Le **rapport signal/bruit** s'exprime lui aussi en décibels. Il est d'autant plus élevé que le bruit (les «parasites») est faible. La numérisation, en réduisant considérablement le nombre des composants électroniques, a fortement réduit les bruits dits électro-

12 • Le rehaussement des bords (edge enhancement)

Lorsque certaines interfaces sont d'impédance très élevée (péricarde par exemple), les zones adjacentes sont «éblouies» et donc mal visibles. La réduction automatique du gain de deux balayages sur trois, par exemple, peut aboutir à mieux voir ces zones adjacentes.

13 • Les courbes gamma

Elles sont destinées à modifier la brillance que l'on veut voir sur l'écran, c'est-à-dire à définir l'échelle des gris. Ainsi, si l'on fait une courbe linéaire, on donnera pour chaque point de l'image une brillance proportionnelle à l'énergie du signal correspondant reçue par la sonde. Mais on peut aussi, selon une courbe de forme logarithmique, amplifier proportionnellement les échos les plus faibles, ce qui rend plus aisée la visualisation des zones peu échogènes, au prix d'une saturation de brillance dans les zones d'image correspondant à des échos moyens ou élevés. Cette dernière courbe se traduit par des images peu esthétiques, mais très utiles en pathologie vasculaire où il peut être regrettable de passer à côté d'une lésion peu échogène. L'idéal serait de réaliser de véritables **zooms de contraste** à l'écriture, en rendant visibles à l'écran les niveaux aussi faibles que ceux que permet déjà l'analyse (512 et plus) mais que l'œil ne visualise que sous forme de gros paquets homogènes de 16 à 20 niveaux !

14 • Sommation et corrélation d'images

Elles consistent à superposer 2 voire plusieurs images successives tout en les additionnant ou bien les moyennant voire en les soustrayant. Cette fonction, destinée à rendre l'image plus «riche», est accessible à l'utilisateur. Elle a, bien sûr, pour effet de ralentir la cadence image et donc l'effet «temps réel».

15 • Les lissages (Smoothing)

Ils sont obtenus par divers artifices

peu recommandables dont le pire consiste à remplir de gris les zones vides d'information réelle, au voisinage de zones significatives. C'est du pixel truqué.

16 • Les pré-traitements ou pre-processing

Ils représentent tous les traitements concernant «l'écriture» de l'information, c'est-à-dire le mode d'émission et de réception du signal ultrasonore. Il s'agit entre autres, de la fréquence, la puissance, le gain, la dynamique, la PRF, le zoom à l'écriture, la focalisation dynamique etc.

17 • Les post-traitements ou post-processing

Ils représentent les traitements sur le signal déjà déchiffré par le pré-traitement. Il n'agit donc pas sur la formation du signal. Il s'agit, entre autres, du zoom à la lecture, des moyennages, des lissages, des courbes gamma, des filtres.

L'échotomographie en temps réel a bouleversé le diagnostic vasculaire, car elle permet de voir les vaisseaux en mouvement en même temps que leurs structures. Mais à quel prix ?

Pour faire du temps réel, il faut construire au moins 12 images par seconde (près de 30 pour un temps réel optimal). C'est-à-dire qu'il faut effectuer un nombre très élevé de calculs en des temps très courts : calculs des temps de retour des échos, amplification, mesure et tri des composantes de l'écho, amplitude, fréquence et composantes de l'onde, focalisation dynamique, etc. Ces millions de calculs à réaliser dans des temps très brefs, demandent des calculateurs ou processeurs dont la puissance et la précision augmentent d'année en année, les processeurs (calculateurs) pouvant atteindre et dépasser 100 MHz (100 millions d'opérations par seconde...). Le nombre de **Bits** détermine l'importance de chaque calcul. Mais cela n'est pas tout. Nous avons

vu que certains paramètres ne peuvent être améliorés par les progrès du calcul. Ainsi, la vitesse des ultrasons ne peut être modifiée et ralentit la cadence image avec la profondeur de l'exploration, la résolution spatiale qui nécessite des impulsions (train d'ondes) les plus courtes possibles, est incompatible avec un signal suffisamment riche nécessitant une impulsion plus longue, pour que l'on puisse en extraire correctement des renseignements concernant notamment l'effet Doppler.

On voit déjà, à ce stade de fabrication de l'image, qu'il ne peut exister d'image parfaite simultanément dans tous ses aspects et qu'il va falloir opter pour des compromis visant à privilégier certains renseignements plutôt que d'autres selon les besoins cliniques.

Les conditions idéales sont remplies quand le transducteur est de grande taille, que la fréquence et la puissance sont élevées, que les milieux traversés sont peu atténuants et modérément réfléchissants, que la zone d'investigation se situe exactement dans la zone focale du transducteur, et qu'enfin, le nombre de niveaux permettant une bonne résolution en contraste, soit suffisant.

Les conditions réelles sont hélas différentes.

La puissance d'émission est limitée par les risques que nous avons montrés plus haut.

La fréquence doit être réduite dès que l'on souhaite augmenter la pénétration.

La zone focale parfaite est limitée (zone de Fresnel).

La capacité des écrans vidéo à traduire tous les niveaux de gris est inférieure aux possibilités actuelles de traitement du signal. De plus, la capacité de l'œil humain à distinguer ces différences est encore inférieure à celle de l'écran vidéo.

Certaines solutions ne peuvent être que des compromis plus

ou moins réussis

- Augmentation du rapport signal/bruit mesuré en décibels, permettant une meilleure qualité d'analyse du signal à puissance égale, par réduction des «parasites électroniques». Ceci est rendu possible grâce à l'amélioration des composants et à la numérisation. Ainsi, les machines se distinguent par la qualité des sondes et leurs composants mais aussi par leurs capacités de numérisation des signaux analogiques (électroniques) relevés au plus près de la source (tête signal).

- Élargissement des bandes de fréquence des transducteurs (transducteurs à large bande) pouvant émettre et recevoir des ultrasons non plus selon une fréquence unique, mais selon plusieurs fréquences regroupées autour d'une fréquence dite centrale. Ceci permet d'élargir la pénétration avec un seul transducteur, adaptant au mieux la fréquence optimale selon la profondeur.

• Multiplication des zones focales en profondeur par :

- la multiplication des «céramiques» de focale et de fréquence différentes au sein de la même sonde (sonde annulaire) ;

- la focalisation dite dynamique, utilisant un artifice électronique qui consiste à favoriser une zone d'exploration déterminée, n'est applicable que si les transducteurs sont multiples (sondes électroniques linéaires, courbes ou dites «Phased Array», sonde annulaire) ;

- la chrominance : coloration de l'image écho B dans des tons qui permettraient à l'œil de mieux décoder les informations ainsi représentées ?

D'autres solutions ne sont que cosmétiques, visant à cacher les insuffisances de la reproduction fidèle des signaux réels par des manipulations techniques qui n'apportent aucun renseignement utile, mais qui peuvent tromper par une imagerie rassurante par sa «beauté».

18 • L'échographie C

Encore expérimentale, elle consiste à intégrer l'image dans les trois plans de l'espace (3D), reconstituant ainsi des volumes.

19 • L'effet Doppler

Les ultrasons sont soumis à l'effet Doppler, au même titre que les ondes lumineuses ou sonores. Cette propriété est mise à profit pour mesurer la vitesse d'écoulement du sang dans les vaisseaux.

a) Définition

L'effet Doppler-Fizeau se définit comme la variation de fréquence d'une onde entre sa valeur à sa source et sa valeur à sa réception. Cette variation n'existe que si source et récepteur sont animés de mouvements relatifs, l'un par rapport à l'autre. La fréquence perçue par le récepteur décroît quand l'émetteur s'éloigne, elle augmente quand il se rapproche. De plus, cette variation est proportionnelle au Cosinus de l'angle que forment entre elles la direction de l'onde émise et la trajectoire du récepteur. C'est pourquoi, la variation sera maximale quand faisceau émetteur et objet récepteur se trouveront sur la même trajectoire et elle sera nulle quand leurs axes seront perpendiculaires l'un par rapport à l'autre.

Effet Doppler et ultrasons (fig. 18)

Cette loi physique est applicable aux ultrasons. En conséquence, le recueil de l'effet Doppler par ultrasons dépend de 2 catégories de facteurs :

- des propriétés et donc des limites et contraintes des ultrasons dont nous avons parlé plus haut,
- des lois physiques propres à l'effet Doppler lui-même.

b) Modalités de mesure de l'effet Doppler par les ultrasons - principes de base

L'appareillage, quel qu'en soit la modalité, électronique ou numérique, compare les fréquences émises et reçues en écho par la sonde.

Si les fréquences sont égales, le signal Doppler est nul, c'est-à-dire que la sonde et la région explorée sont immobiles l'une par rapport à l'autre. Si ces fréquences sont inégales, la différence constitue le signal Doppler, dont la valeur est proportionnelle à la vitesse de mouvement relatif sonde-région explorée, à la fréquence d'émission, et au Cosinus de l'angle que forment entre elles la direction du faisceau ultrasonore et la trajectoire du mobile détecté.

Le signal Doppler peut être :

- écouté sur casque ou haut-parleur, sa fréquence se situant dans les zones audibles (écoute au son) ;
- «signé» en positif ou en négatif selon

que la sonde et le mobile détecté se rapprochent ou s'éloignent l'un de l'autre (écoute bidirectionnelle en stéréophonie, affichage positif et négatif des courbes de vélocité et d'analyse spectrale, codage couleur) ;

- émis et reçu de façon continue ou discontinue (pulsée) par des sondes «aveugles» (sondes dites crayon), des sondes d'imagerie (couplage mode B-Doppler pulsé et/ou continu dit Duplex ou encore Duplex couplé au codage Doppler couleur dit Triplex) ;
- traité sous forme de courbes de vitesse, courbes spectrales, codage couleur reproduits sur écran de visualisation et/ou imprimantes.

L'abondance de ces modes de recueil et de traitement du signal Doppler témoigne qu'aucun d'eux ne peut à lui seul, voire associé à un seul autre, satisfaire pleinement les besoins de la clinique. Ces modes se surajoutent les uns aux autres sans pouvoir se substituer. Les avantages de l'un par rapport à l'autre se paient par autant d'inconvénients. Nous sommes donc condamnés à les connaître parfaitement si nous voulons en tirer le meilleur profit, car leur ignorance ne peut porter qu'à la multiplication des erreurs.

c) Doppler à émission continue

La sonde est constituée de deux transducteurs séparés. L'un est émetteur, l'autre est récepteur. Le transducteur émetteur délivre une onde continue. Le transducteur récepteur en reçoit l'écho en continu. L'électronique opère en continu une comparaison des fréquences d'émission et de réception et en extrait la différence.

Avantages

- **Sensibilité** excellente. Il contient tout le signal.
- **Fiabilité** excellente quelque soit la fréquence et la profondeur.
- **Résolution latérale** très bonne. Distingue les flux juxtaposés.

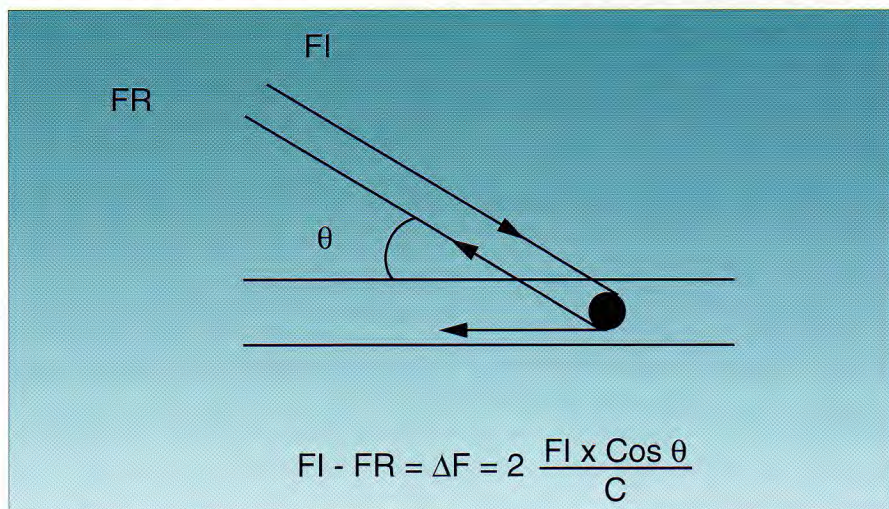


Figure 18 : Effet Doppler.
 FI = faisceau incident
 FR = faisceau réfléchi
 C = vitesse de l'ultrason dans le milieu considéré.
 ΔF = battement de fréquence Doppler.

Limites

- **Résolution axiale** nulle. Ne distingue pas les flux superposés.

- **Puissance et gain** limités et donc pénétration limitée pour des raisons techniques (saturation).

En pratique

- Indispensable

. Pour une mesure fiable des vitesses.

. Pour l'exploration de tous les vaisseaux en raison de sa sensibilité inégalée. Il reste notamment indispensable dans les sondes « crayon », en particulier pour explorer des régions importantes mais mal ou non accessibles à l'échographie B : carotides internes dans leurs trajets rétro amygdalien (Doppler trans buccal), vertébrales au niveau du triangle de Tillaux, tous les vaisseaux superficiels et notamment les petits (face, mains, pieds, membres).

Pour les explorations dynamiques (posturale, sous compression, à l'effort).

- **Permet à lui seul et avec la plus grande fiabilité la majorité des diagnostics hémodynamiques.**

- **Reste le pilier principal des explorations vasculaires par les ultrasons.**

d) Doppler à émission codée

Il n'est plus utilisé pour l'instant.

e) Doppler pulsé

Le Doppler pulsé combine simultanément les principes de l'échographie A et de la mesure du signal Doppler. Ainsi, il s'agit d'une mesure du signal Doppler sur les échos repérés spatialement sur une seule ligne de tir. C'est pour cette raison que, contrairement au Doppler continu qui utilise nécessairement un transducteur différent pour l'émission et pour la réception, le Doppler pulsé peut n'utiliser qu'un seul transducteur. Ce transducteur est alternativement émetteur et récepteur. Il émet une impulsion brève puis

écoute. La mesure du temps écoulé entre l'émission et le retour donne la distance du réflecteur par rapport à la sonde, selon le même principe qui sont utilisés en échographie A. Notons que le temps d'impulsion doit être supérieur à celui qui est nécessaire à une excellente résolution axiale en imagerie B. Ce temps plus long est nécessaire à une analyse satisfaisante de l'effet Doppler. Nous verrons plus loin que ce temps nécessaire constitue une des difficultés de l'imagerie Doppler par codage couleur des échos B. Reste à analyser cet écho comme nous l'avons vu pour le Doppler continu pour y détecter un signal Doppler.

Avantages

- **Résolutions axiale et latérale** bonnes.

- **Puissance d'émission** limitée aux seules contraintes de sécurité biologique (pas d'effet de saturation).

Limites

- **Sensibilité et fiabilité** décroissent avec la profondeur de la cible mobile et la fréquence des ultrasons utilisés. Pourquoi ? Parce que la fréquence de répétition de l'impulsion (PRF) nécessaire à une mesure fiable doit être supérieure au double de celle du signal Doppler (théorème de Shannon). En effet, si la PRF est inférieure au double de la fréquence du signal Doppler, il apparaît un **repliement du spectre** encore appelé **aliasing**. Ce phénomène est comparable à l'effet stroboscopique : les roues du chariot des cow-boys semblaient tourner à l'envers dans les films anciens car la fréquence de la prise de vue était inférieure à la vitesse de rotation des rayons des roues. Cela n'arrive plus depuis que la sensibilité de la pellicule permet une fréquence de prise de vue (nombre d'images à la seconde) plus élevée. Or, la PRF doit diminuer avec la profondeur de la cible, sinon le temps d'écoute sera trop court pour percevoir l'écho qui vient de « loin ». Donc, la mesure sera d'autant moins fiable que la vitesse sera plus élevée et que le mobile sera plus

profond. Ces contraintes s'aggravent quand la fréquence des ultrasons émis s'accroît, car alors pour une même vitesse à mesurer, la fréquence du signal Doppler augmente, ce qui a pour effet de requérir une PRF encore plus élevée. Ceci a aussi pour conséquence une détection difficile des très basses vitesses en profondeur. En effet, la diminution de fréquence des ultrasons émis aboutit à une fréquence du signal Doppler d'autant plus basse et donc un signal Doppler « faible » noyé dans le « bruit » électronique de l'appareil quand il n'est pas simplement coupé par le filtrage des basses fréquences du signal Doppler. La **haute PRF** est un artifice technique qui consiste à augmenter fortement la PRF sans tenir compte du temps d'écoute nécessaire à la détection des cibles profondes dont seront « aveuglées » celles dont l'écho parvient à la sonde pendant la durée de l'émission. De plus, des signaux Doppler venant des régions profondes seront faussement attribués à des régions plus superficielles s'ils parviennent au transducteur après un délai supérieur au temps d'impulsion-écoute. Enfin, des erreurs de résolution spatiales peuvent être générées par des échos de répétition.

f) Analyse spectrale (fig. 19)

Le son produit par le signal Doppler est constitué à chaque instant de plusieurs fréquences, en général regroupées autour d'une fréquence principale dite modale. L'oreille humaine en témoigne, reconnaissant différents timbres et opère naturellement une analyse spectrale subjective.

L'analyse spectrale objective consiste à mesurer ces différentes fréquences ainsi que leur énergie contenues dans un même signal. Aujourd'hui, elle est réalisée au moyen de l'analyse de Fourier, qu'il s'agisse de Doppler continu ou pulsé.

Elle est représentée sous formes de points distribués selon la hauteur de chaque fréquence.

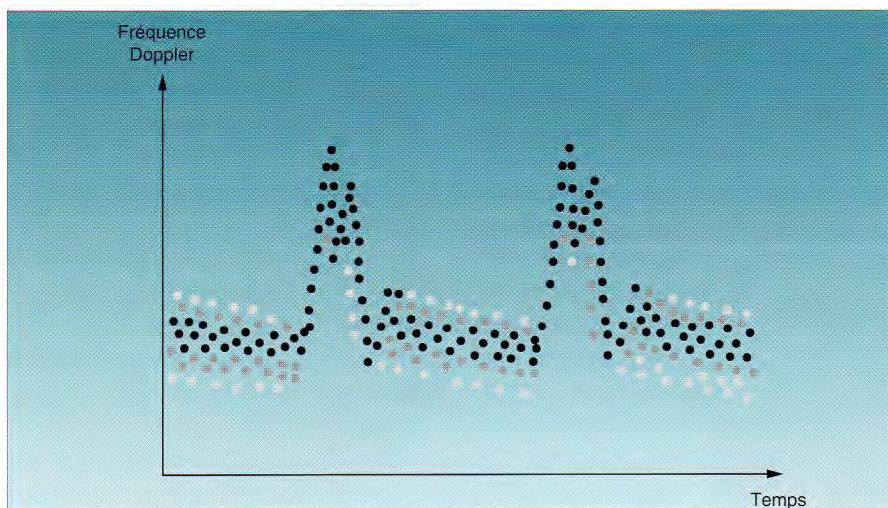


Figure 19 : Analyse spectrale. La brillance de chaque point est proportionnelle à l'intensité du signal perçue et non à sa fréquence.

g) Doppler à codage couleur

Le Doppler à codage couleur est une combinaison de l'échographie mode B et de l'analyse du signal Doppler. Il s'agit donc schématiquement de l'analyse de la mesure du signal Doppler sur tous les échos recueillis en mode B et de la représentation colorée (codage couleur) en temps réel sur l'image noir et blanc de tout ce qui correspond à un objet mobile. La palette de couleurs désigne grossièrement la valeur et le sens des vitesses mesurées. Les codages couleur habituels sont les suivants :

- le bleu désigne les flux s'éloignant du transducteur et tend vers le blanc quand la vitesse s'élève ;
 - le rouge désigne les flux se rapprochant du transducteur et tend vers le jaune et blanc quand la vitesse s'élève.
- Les couleurs composites souvent mêlées de vert désignent la **variance** qui traduit plus ou moins les turbulences, quand le spectre des fréquences est dispersé.

h) Le codage de l'énergie Doppler (appelé Doppler de puissance, AngioDoppler, etc.)

Il colore tous les signaux Doppler recueillis, avant la détermination de leur fréquence et de leur sens, en n'extrayant et représentant que l'énergie, c'est-à-dire non plus la fréquence mais l'amplitude du signal. Cela pour effet de montrer de façon

plus sensible les liquides circulants, car le traitement ultérieur visant à montrer le sens du déplacement et la vitesse fait perdre une partie de l'information, et diminue donc la sensibilité. D'autre part, l'amplitude est moins sensible à l'angle formé entre le faisceau et la direction du flux, que ne l'est le battement de fréquence.

Avantages

La représentation colorée et immédiate de tout ce qui est mobile dans l'image échotomographique permet en théorie un repérage aisé des vaisseaux et la définition des contours de la lumière circulante. Il s'agit alors d'une sorte d'angiographie ultrasonore, par analogie avec l'angiographie radiologique.

Inconvénients

Les difficultés techniques limitent cependant cet idéal théorique :

- Inconvénients propres à l'effet Doppler lui-même qui est très dépendant de l'angle d'incidence du faisceau.
 - Les limites du Doppler pulsé dont elle n'est que l'expression en échographie B.
 - Les limites liées au couplage avec l'imagerie B.
- *La qualité d'imagerie B demande des impulsions de signal très brèves et une cadence image élevée.
- *La qualité du Doppler Couleur demande des impulsions de signal

longues et une cadence image faible. *Le couplage avec les sondes mécaniques limite la qualité du codage couleur, notamment dans les vitesses basses.

*Il en résulte un compromis qui dégrade soit l'image, soit le Doppler, soit les deux.

Les mouvements de déplacement de la sonde par le praticien, les mouvements respiratoires des organes, les battements des parois des vaisseaux génèrent par eux-mêmes un signal Doppler qui est indépendant des vitesses circulatoires et provoque des «parasites» voire des fausses images de flux. Des filtres visant à supprimer ces effets, suppriment aussi les signaux Doppler correspondant à des vitesses lentes qui ne seront donc pas reconnues.

i) Les post traitements du signal Doppler

L'effet Doppler se manifeste quelque soit la structure en mouvement, solide ou liquide. Un certain nombre de traitements visent à discerner les mouvements circulatoires des mouvements des structures non circulantes (parois, organes etc.).

* Les filtres de paroi

Ils suppriment les fréquences basses de 0 à 600 Hz et plus, qui correspondent aux vitesses de mouvement des parois. Ils ont pour inconvénient de supprimer l'enregistrement des vitesses circulatoires basses. Certains traitements cherchent à pallier cet inconvénient en ne supprimant que les fréquences basses, mais d'énergie élevée qui correspondent plutôt au mouvement des parois.

* Les post traitements de l'analyse spectrale

Les courbes gamma permettent de modifier l'échelle de représentation en gris selon le même mode que l'image B.

En surimpression peuvent être affichées simultanément la courbe des fréquences les plus élevées, la courbe des fréquences de plus forte énergie (courbe modale) et la courbe de moyenne des fréquences.

Ces fréquences peuvent enfin être

converties en vitesse, dont la précision dépend de la connaissance de l'angle que forment entre elles, la direction du faisceau émis et la direction du flux détecté. Un «marqueur» d'angle est souvent associé à la ligne de matérialisation de direction du faisceau sur l'écran de l'imageur.

Des modules de calcul automatique ou semi-automatique permettent de mesurer les différents indices vélocimétriques classiques et les débits.

* Les post traitements des signaux destinés au codage couleur

En plus des filtres de paroi, le codage couleur comprend :

- Des **filtres de discrimination de mouvement** qui consistent à éliminer le mieux possible l'effet Doppler provoqué par les structures en mouvement autres que le sang. Il s'agit en général d'éliminer les signaux Doppler émanant des structures plus échogènes que le sang.
- Des **réjections** des signaux en énergie noyés dans le bruit.
- Divers modes de **codage par coloration des vitesses**.

Les **lissages** : la plupart du temps, il s'agit de moyennages à partir d'images successives, ce qui a pour effet «d'adoucir» par homogénéisation. Sorte de transformation de la soupe en potage. C'est plus joli, mais il n'est pas toujours facile de reconnaître les légumes qui la constitue, et puis cela permet de faire mieux passer les mauvaises soupes. La **persistance** : en temps réel, le maximum de coloration est bref au cours de la systole. La sommation d'images successives permet de mieux «voir» le remplissage du vaisseau par la couleur.

Faut-il désespérer ?

Non, si l'on contemple les progrès techniques rapides qui rendent ces compromis de plus en plus acceptables, ce qui porte à penser qu'un jour peut-être, l'image Doppler sera aussi fiable que l'image B temps réel pour sa représentation spatiale, et que le Doppler continu pour sa valeur hémodyna-

mique.

Faut-il s'en méfier ?

Oui si l'on n'en connaît pas parfaitement les imperfections et les risques qui en découlent.

Non si l'on maîtrise déjà parfaitement le Doppler continu et pulsé, qui viendront en corriger les insuffisances et les artefacts.

Alors, pourquoi s'en servir ?

Parce qu'il peut apporter un confort et une facilité dans le repérage des vaisseaux et des formations intraluminales non circulantes.

j) Le codage couleur de la vitesse ou CVI (Color Velocity Imaging)

Il s'agit d'une technique récente, qui ne fait pas appel à l'effet Doppler. Elle consiste à mesurer le temps de déplacement des structures mobiles. Chaque structure mesurée est reconnue par sa «signature» échographique selon une procédure dite de corrélation. Le temps et la distance du déplacement de la structure étant ainsi reconnus, on en déduit simplement le sens et la vitesse. Cependant, les difficultés de calculs sont très importantes et il ne semble pas que tous les problèmes soient encore résolus.

VI - ÉLÉMENTS POUR LE CHOIX D'UN ÉCHOGRAPHE À DESTINÉE VASCULAIRE PÉRIPHÉRIQUE

Il est évidemment difficile de se frayer un chemin dans cette forêt d'échographes hérissés de sondes, dopés de calculateurs, affublés de noms alléchants (plus, extra, haut de gamme, etc.). Nous nous limiterons à ce qui nous paraît nécessaire et suffisant aujourd'hui pour réaliser une investigation vasculaire utile et dans le meilleur rapport

qualité/prix.

La machine doit comporter :

- un **Doppler continu** intégré ou séparé, mais de bonne qualité ;
- un **Doppler pulsé** avec un rapport **signal/bruit** le meilleur possible ;
- une **tête signal** à 128 niveaux au minimum avec un rapport **signal/bruit** acceptable.

Les sondes :

- **trois sondes crayon Doppler continu** de 2,4 et 8 MHz ;
- **une sonde crayon Doppler pulsé** pour le Doppler transcrânien ;
- **deux sondes sectorielles mécaniques** qui permettent d'explorer toutes les régions de l'organisme car contrairement aux sondes linéaires, elles ne sont pas limitées par les fenêtres d'exploration étroites ou en creux. Elles permettent aussi plus efficacement les manœuvres de compression difficiles. Leurs fréquences seront de 3 et 7 MHz avec **Doppler pulsé et continu** (si possible) **associés** de puissance et de sensibilité suffisantes ;
- **des poches à eau indépendantes** facilitant les investigations très superficielles sans en écraser les structures.

On peut bien sûr rajouter, mais sans nécessité absolue et pour une dépense nettement plus élevée :

- **le codage couleur**, mais dans ce cas, il faudra des sondes électroniques et non plus mécaniques, car ces dernières se prêtent mal au Doppler couleur. Mais il faudra néanmoins acquérir des sondes électroniques convexes plutôt que des sondes dites **Phased Array** dont la qualité image B est encore souvent insuffisante ;
- **une sonde à très haute fréquence** (supérieure à 10) si l'on est souvent amené à explorer des vaisseaux très superficiels et notamment les veines superficielles.

Éléments pour le réglage d'un échographe afin de réaliser un examen vasculaire périphérique. On ne regrettera jamais d'avoir «perdu» toute une journée à jouer seul avec son échographe en lisant

attentivement la très longue notice qui l'accompagne.

La machine

Pour l'image :

- Régler le moniteur

Mettre à zéro le contraste et la brillance, puis augmenter la brillance jusqu'à ce que l'image apparaisse faiblement. Enfin, augmenter le contraste.

- **Supprimer tous les filtres et post traitements**, puis les rajouter l'un après l'autre, en en connaissant bien les avantages mais aussi les inconvénients. Ne pas hésiter à en supprimer définitivement.

Les courbes d'échelles de gris ou courbes **gamma** : les zones d'intérêt en pathologie vasculaire se situent essentiellement dans les faibles impédances acoustiques. Il faut essayer de proche en proche de régler la courbe **gamma** de sorte que le maximum de niveaux d'échelle de gris disponibles dans la machine se situe dans les faibles impédances (ou faibles intensités). Il s'agit, en bref, de favoriser la résolution de contraste et la sensibilité dans les zones de diagnostic utile : thrombus, plaques peu échogènes, dissections, etc.

Les sommations et corrélations images : censés enrichir l'image par sommation et comparaison automatiques d'images successives, ces post traitements entraînent un «flou» dynamique par ralentissement apparent de la cadence qui en limite rapidement les avantages.

- **Utiliser la dynamique moyenne** de l'appareil afin d'augmenter l'effet de contraste à l'œil. Trop élevée, elle augmente la résolution de contraste mais diminue la «lisibilité». Trop basse, elle donne un très fort contraste apparent, mais fait perdre trop d'informations.

La **focale** : la sélection de une à plusieurs zones focales est possible selon les machines ;

Le **zoom** : il ne présente d'intérêt que lorsqu'il s'agit d'un zoom à l'écriture.

La **TGC** : la courbe temporelle de gain doit être réglée de sorte que l'image paraisse homogène sur toute sa profondeur.

La **puissance** contrôle l'énergie des ultrasons émis par la sonde.

Le **gain** contrôle l'amplification du signal écho reçu par la sonde avant tout traitement.

Le **gain** comme la **puissance** doivent être suffisamment élevés pour voir correctement toutes les structures, mais pas trop pour ne pas «saturer» ni «brûter» la chaîne de traitement du signal. Ils doivent donc être réglés selon le meilleur compromis possible.

Pour le Doppler

Continu : supprimer tous les filtres qui appauvrissent le signal sonore et réduisent donc sa sensibilité aux turbulences et vibrations caractéristiques des sténoses et qui rendent le Doppler continu toujours indispensable.

Pulsé : supprimer tous les filtres. Utiliser d'emblée le volume d'échantillonnage le plus grand, quitte à le réduire en cas de besoin. **Régler** la PRF selon la profondeur du volume d'échantillonnage. Mettre le gain audio à un niveau élevé puis diminuer progressivement le gain d'acquisition et la puissance d'émission jusqu'à la disparition des saturations à l'écoute et sur les courbes d'analyse spectrale. Introduire enfin le filtre de paroi, seulement si un bruit de paroi gênant se manifeste.

La couleur : le réglage de la couleur est difficile et complexe, car il demande pour chaque situation d'obtenir le meilleur compromis possible entre la PRF, la profondeur, la dimension du «cartouche» d'exploration, les filtres de paroi, les réducteurs de bruit et d'artefacts, les sommations et corrélations d'image, le choix de la palette de couleur, la variance. Chaque machine présente des solutions particulières et demande une description spécifique.

L'absence de signal couleur ne veut pas dire pas de flux. Il faut donc

recontrôler au Doppler continu et/ou pulsé cette supposée absence.

Le Doppler de puissance : plus sensible que le Doppler couleur de base, il est encore plus sensible au bruit et aux artefacts. Il n'a pas de palette colorée, car il ne reconnaît ni le sens circulatoire, ni les turbulences.

Les calculs : il existe dans les machines une quantité considérable de programmes de calculs à partir des mesures de dimensions géométriques et de vitesses. Si les calculs obtenus à partir de mesures «manuelles» des paramètres géométriques et vélocimétriques sont habituellement fiables, les mesures «automatiques» de ces mêmes paramètres sont encore souvent faussées par tous types d'artefacts.

Les présélections : les machines actuelles permettent de «présélectionner», sonde par sonde et application par application les réglages principaux. Elles sont très utiles. Elles doivent être programmées et mémorisées par l'utilisateur.

L'avenir : il semble que l'essentiel de ce que l'on peut attendre de l'écho Doppler soit atteint et qu'il y ait plus d'avenir derrière nous que devant. Certes, les échecs des tentatives de reconnaissance tissulaire fine (tumorales notamment) ne doivent pas faire désespérer, même si l'on ne voit pas très bien comment.

CONCLUSION

Nous invitons le lecteur à relire ce chapitre plus lentement en essayant de retenir ce qui sera utile au patient. Il pourra oublier un peu la foule de détails qui font joli et qui pourraient épater le correspondant. Il en épargnera autant de temps et d'énergie nécessaires pour aboutir à un diagnostic déterminant pour la thérapeutique.