

# Extrait du livre :

## DFGSM 2-3 Médecine, Chapitre 7 Echographie

Imagerie médicale - Les fondamentaux : radioanatomie, biophysique, techniques et séméiologie en radiologie et médecine nucléaire

F. Patat , M. Ronot

Les objectifs de ce texte sont de présenter les techniques échographiques en partant de la compréhension des principes physiques jusqu'aux bases sémiologiques des images obtenues. Dans ce parcours, il est nécessaire d'aborder la nature des interactions des ondes ultrasonores avec les tissus du corps humain et les bases techniques du fonctionnement des systèmes employés aujourd'hui. Ce descriptif est délibérément court et limité à la stimulation de l'intuition des phénomènes, sans calcul donc, hormis la connaissance de l'unité géométrique du champ acoustique, à savoir la longueur d'onde. Y est associé bien évidemment la description des principaux modes Doppler qui sont partie prenante de tout examen approfondi. On conclut par une synthèse des caractéristiques de l'échographie et quelques idées sur les perspectives d'évolution des outils ultrasonores en médecine.

## 1 La notion d'onde mécanique

Les ondes mécaniques sont des phénomènes très fréquents : les sons dans l'air, les vagues à la surface de l'eau, les tremblements de terre ou les vibrations d'une corde instrumentale. Pour en donner une définition plus générale et abstraite, on considère un milieu matériel quelconque (solide, liquide ou gazeux), au repos pour simplifier ; il est possible de modifier localement la position d'une partie du milieu par l'application de forces. Cette perturbation de l'équilibre local engendrera des forces de voisinage qui créeront alors un mouvement. Ce phénomène de déplacements induits de proche en proche est décrit par le concept d'onde mécanique sous-tendu par un autre mot-clé, celui de propagation. Lorsque les ondes mécaniques peuvent être perçues par l'ouïe d'un être vivant sous forme de sons on parle d'ondes acoustiques. L'acoustique est donc la science qui étudie les sons.

### Les propriétés du milieu de propagation

Certaines propriétés dites « mécaniques » du milieu conditionnent la façon dont les ondes s'y propagent. Une onde entraîne des déformations du milieu qui met en jeu ses différentes propriétés élastiques intrinsèques. Pour désigner ces propriétés, on utilise le terme de module mécanique. Pour un milieu isotrope, toutes les directions sont équivalentes, il n'existe que deux modules élastiques indépendants : en compression et en cisaillement.

Les modules élastiques s'expriment en Pascal (Pa), ils correspondent à la contrainte mécanique nécessaire pour obtenir une certaine déformation. Pour définir par exemple le module élastique en compression, on utilise le coefficient K qui gouverne la loi de la pression

P nécessaire pour obtenir un changement relatif donné de volume V :  $\Delta P = -K \cdot \frac{\Delta V}{V}$ .

La variation relative de volume est bien  $\frac{\Delta V}{V}$  et le signe – nous indique que pour une pression positive  $\Delta P$  on obtient bien une diminution de ce volume.  $K$  est le coefficient de proportionnalité entre contrainte mécanique (la pression) et la déformation obtenue.

Pour l'eau,  $K = 2,25 \text{ GPa} = 2,25 \cdot 10^9 \text{ Pa}$ . Il faut une pression de 22,5 MPa pour comprimer un volume d'eau de 1 %. C'est la pression qui règne par exemple à une profondeur de 2250 m.

La dynamique de la mise en mouvement de la matière dépend bien sûr de son inertie, c'est-à-dire de sa masse volumique  $\rho$ . Pour l'eau, on a  $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ . On définit enfin, une caractéristique essentielle du milieu vis-à-vis des ondes : la vitesse de propagation aussi appelée célérité. Il faut bien distinguer la célérité qui est la vitesse du phénomène « onde » et la vitesse des molécules du milieu. Prenons l'exemple des vagues sur la mer : un objet flottant, qui représente le mouvement des molécules d'eau, a un mouvement essentiellement vertical, montant et descendant au passage des vagues. Celles-ci par contre, se propagent horizontalement beaucoup plus vite. La célérité d'une onde est rapide si le milieu a une forte élasticité, c'est-à-dire qu'il est raide, difficile à déformer. Inversement, elle est plus lente si le milieu présente une masse volumique importante. On démontre que  $c$  la célérité est déterminée par :

Célérité<sup>2</sup> = coefficient élastique / masse volumique soit encore 
$$c^2 = \frac{K}{\rho}$$

La célérité du son dans l'air correspond bien sûr au mur du son en aéronautique. Dans l'eau, elle est encore plus importante et vaut 5400 km/h : le son d'un caillou jeté dans le port de Brest pourrait s'entendre à New-York City une heure plus tard !

On voit donc que les caractéristiques intrinsèques du milieu sont ses coefficients élastiques et sa masse volumique qui déterminent la célérité des ondes ultrasonores.

On distingue les ondes à polarisation transverse où le mouvement est perpendiculaire à la direction de propagation (c'est typiquement le cas avec notre exemple du bouchon flottant et des vagues), et les ondes à polarisation longitudinale où le déplacement de matière est parallèle au vecteur de propagation. Les ondes habituellement utilisées en échographie sont des ondes de compression qui se propagent dans des milieux (les tissus biologiques) dont la consistance est proche de celle de l'eau, il s'agit d'ondes longitudinales.

On voit donc que le module de cisaillement n'est pas utilisé en échographie conventionnelle. Celui-ci peut toutefois être utilisé afin de déterminer la « dureté » d'une zone prédéfinie. On parle d'élastographie ultrasonore. En effet, la vitesse de propagation des ondes de cisaillement est directement reliée à la dureté du milieu. La mesure de cette vitesse est réalisée selon des modalités différentes de celles utilisées en échographie conventionnelle. Il s'agit d'une technologie d'introduction récente, encore réservée à une approche spécialisée.

On définit par ailleurs une autre quantité importante appelée impédance acoustique qui est le produit de la masse volumique par la célérité de l'onde :  $Z = \rho \cdot c$ . Nous verrons plus tard en quoi  $Z$  est une caractéristique déterminante dans le comportement des ondes acoustiques lorsqu'elles changent de milieu. L'unité donnée à  $Z$  est le Rayleigh en hommage au grand physicien britannique J.W. Rayleigh (1842-1919) fondateur de l'acoustique moderne. On donne tableau 1 l'exemple de deux milieux habituels pour fixer les ordres de grandeur.

Milieu	Masse vol. (kg.m <sup>-3</sup> )	Coef. Elast. (Pa)	Célérité (m/s)	Impédance Z (Ra)
Air	1,3	1,5 10 <sup>5</sup>	340	442
Eau	1000	2,25 10 <sup>9</sup>	1500	1,5 10 <sup>6</sup>

Tableau 1 : propriétés mécaniques de deux milieux à 25°C

## Ondes sinusoïdales

De nombreuses formes temporelles peuvent se propager sous forme d'onde. Un type fréquent dans la nature et très commode au plan mathématique est représenté par les fonctions sinusoïdales. Une telle onde pourra être décrite par la formule suivante où l'on décrit la pression  $p$  qui dépend à la fois du temps  $t$  et de la coordonnée spatiale  $x$  :

$$p(x,t) = A \cdot \sin\left[2\pi\left(\frac{x}{\lambda} - \frac{t}{T}\right)\right] = A \cdot \sin\left[\frac{2\pi}{\lambda}(x - c \cdot t)\right] = A \cdot \sin\left[2\pi f\left(\frac{x}{c} - t\right)\right]$$

$A$  est l'amplitude,  $f$  la fréquence,  $T$  la période et  $\lambda$  la longueur d'onde. Le motif de l'onde se répète à intervalle régulier dans le temps, c'est la période  $T$  et à intervalle régulier dans l'espace : il suffit de photographier le phénomène pour voir  $\lambda$  la longueur d'onde. Le lien entre ces grandeurs est facile à retrouver : au bout d'un temps  $T$  l'onde voyageant à la vitesse  $c$  se sera déplacée de la quantité  $c \cdot T = \lambda$ . On a par ailleurs :  $T = 1/f$  et  $c = \lambda \cdot f$

A noter que le signe  $-$  entre les variables temporelles et spatiales implique une propagation dans le sens des  $x$  positifs, le signe  $+$  inverserait le sens.

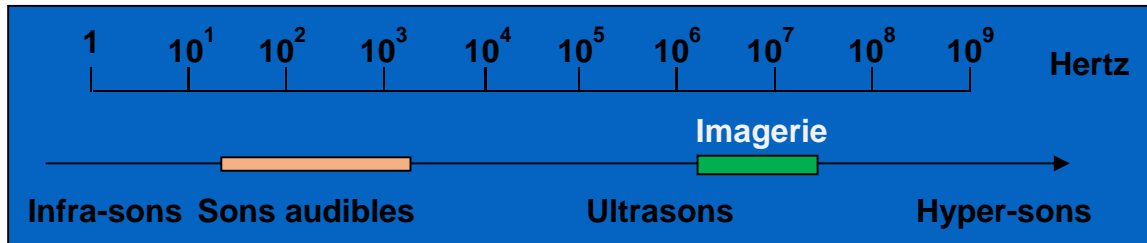


Fig. 1 : représentation sur l'échelle des fréquences des principaux domaines des ondes mécaniques

Chez les humains, les sons sont définis par la gamme de fréquences audibles par un adulte jeune, typiquement 20 Hz à 20 kHz. Au-delà, on parle d'ultrasons et les fréquences essentiellement utilisées en imagerie médicale sont dans la gamme 2 MHz à 20 MHz ce qui correspond à des périodes temporelles entre 500 et 50 ns. Il est important d'avoir en tête les longueurs d'onde correspondantes dans les tissus mous qui ont une célérité très proche de celle de l'eau : une onde à 1,5 MHz dans un milieu où  $c$  vaut 1500 m/s possède une longueur d'onde de 1mm :

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1500}{1,5 \cdot 10^6} = 10^{-3} \text{ m}$$

Une onde à 15 MHz aura une longueur d'onde 10 fois plus petite soit un dixième de mm. Cette notion de longueur associée à l'onde est essentielle car c'est l'étalon selon lequel doivent être analysés tous les phénomènes subséquents notamment les interactions ultrasons-tissus. C'est aussi le juste ordre de grandeur de la résolution que l'on pourra attendre de nos images échographiques.

L'amplitude des ondes acoustiques peut s'exprimer dans différentes variables comme la pression  $p$  de l'onde (à ne pas confondre à la pression ambiante du milieu qui est fixe) ou la vitesse  $v$  des molécules du milieu. On peut d'ailleurs noter que ces quantités sont proportionnelles et que le coefficient de proportionnalité qui les relie est précisément l'impédance acoustique  $Z$ . On a ainsi  $p = Z.v$  de la même manière qu'en électricité la loi d'Ohm  $U = R.I$  traduit la façon dont la tension électrique  $U$  est proportionnelle au courant circulant  $I$  dans une résistance  $R$ .

### Propriétés acoustiques des tissus

Les propriétés acoustiques des tissus biologiques sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Tissu	c : célérité (m/s)	Z : impédance (MRa)
Air	340	0,0004
Eau	1480	1,48
Poumon	650	0,06 – 0,26
Sang	1566	1,65
Os cortical	3000 - 4000	4,2 - 8
Foie	1560	1,65
Graisse	1450	1,38
Muscle	1550 - 1630	1,65 - 1,74
Rein	1570	1,65
Cerveau	1550	1,6
Peau	1600	1,84
Polyamide	2340	2,9

Tableau 2 montrant la célérité en m/s et l'impédance acoustique  $Z$  de différents milieux du corps humain

On voit très clairement sur ce tableau que l'ensemble de ce qu'on appelle les tissus mous en échographie, c'est-à-dire tous les organes à l'exception du squelette et des organes à contenu

gazeux, possèdent une impédance acoustique voisine de 1,6 MRa et une célérité à peine supérieure à celle de l'eau. Cela reflète le fait que nos cellules, nos tissus, contiennent une grande quantité d'eau et que mécaniquement, à l'échelle des ondes ultrasonores, ils se comportent comme une soupe un peu épaisse de lipides, protéines et glucides. Toutes ses molécules, essentielles à la vie bien entendu, changent peu la masse volumique et la faible compressibilité (due à l'eau) de ces milieux. De façon similaire, la gamme des célérités des ondes acoustiques dans les tissus mous est assez restreinte au voisinage de 1550 m/s. Cette situation est extrêmement favorable et permet aux faisceaux d'ultrasons d'avoir des trajectoires quasiment droites comme on va le découvrir ensuite. Il est important aussi de noter que ces propriétés, célérité de l'onde et impédance acoustique, sont indépendantes de la composition fréquentielle de l'onde propagée.

## Atténuation

Schématiquement, une onde acoustique verra son intensité se modifier (le plus souvent diminuer) au cours de sa propagation, on parle d'atténuation. Deux principaux phénomènes en rendent compte: l'absorption et la dispersion.

Pour traiter de l'absorption, il faut se souvenir qu'une onde acoustique transporte de l'énergie, à la fois sous forme cinétique (avec la vitesse des molécules mises en mouvement) et sous forme potentielle (avec l'énergie élastique de déformation du milieu). Comme tout mouvement, ceux induits par le passage de l'onde entraînent des frottements et une partie de l'énergie est ainsi soustraite sous forme de chaleur. C'est le phénomène d'absorption qui contribue largement à atténuer l'énergie des faisceaux ultrasonores utilisés. Classiquement, la part d'énergie absorbée est proportionnelle à l'énergie en transit, on retrouve donc la loi classique dans bien des domaines (optique ou rayons X) d'atténuation exponentielle. Si  $x$  est la distance parcourue et  $I(x)$  l'intensité au point d'abscisse  $x$ , alors  $I(x) = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot x}$  où  $\alpha$  est le paramètre d'atténuation dont la dimension est l'inverse d'une longueur, en  $\text{cm}^{-1}$  par exemple. Deux points sont importants à retenir. Premièrement, aux fréquences qui nous intéressent en échographie, le coefficient  $\alpha$  est assez élevé, les faisceaux sont rapidement absorbés en allant explorer la partie profonde des patients. Les électroniques présentes dans les machines échographiques comportent donc des systèmes d'amplification puissante pour les signaux distants. Deuxièmement, le coefficient  $\alpha$  est dépendant de la fréquence. Il est typiquement proportionnel à celle-ci :  $\alpha = \beta \cdot f$  et comme il intervient dans l'exposant de l'exponentielle, l'accroissement de la fréquence entraîne un excès très sensible d'absorption. On préférerait pouvoir effectuer les explorations échographiques à la plus haute fréquence possible de manière à utiliser de courtes longueurs d'onde, donc interagir à une échelle très fine avec l'anatomie tissulaire et ainsi obtenir les meilleures résolutions spatiales possibles. Il faut pourtant effectuer un compromis car les plus hautes fréquences sont trop vite absorbées. Cela explique pourquoi elles sont réservées à l'exploration superficielle des tissus. Concrètement, on utilise des sondes basse fréquence pour explorer des organes profonds (bonne pénétration des ondes au prix d'une résolution spatiale moins fine), *a fortiori* pour des patients en surpoids, et des sondes haute fréquence (excellente résolution spatiale mais absorption rapide) pour les investigations superficielles ou endocavitaires.

En ce qui concerne la dispersion, nous verrons bientôt qu'il est possible de manipuler les faisceaux ultrasonores, ceux-ci sont rarement des ondes planes (c'est à dire des plans se propageant de façon perpendiculaire à la direction de propagation) mais plus souvent des ondes divergentes ou convergentes. L'énergie se répartit ainsi sur des surfaces d'onde qui varient au fur et à mesure du trajet de l'onde. Prenons l'exemple le plus simple qui est celui

d'une source ponctuelle qui présente un rayonnement sphérique. La puissance émise se répartit donc sur une sphère de rayon  $4\pi r^2$ . La puissance observée varie donc avec la distance  $r$ , selon la loi dite de l'inverse du carré de la distance  $1/r^2$ . Inversement, il est possible, comme nous le verrons dans le paragraphe technologie, de focaliser les faisceaux, c'est-à-dire de concentrer l'énergie au voisinage d'un point focal. On peut par ce biais augmenter l'intensité locale.

Au total toutefois, il faut retenir que pour les appareils diagnostiques, l'absorption est de loin le phénomène dominant.

### Interface entre milieux de propagation

Les variations intra-tissulaires d'impédance acoustique conditionnent la manière dont une onde ultrasonore interagit avec ce tissu. Ces interactions peuvent être catégorisées en considérant trois phénomènes : la transmission, la réflexion et la diffusion.

Considérons la situation schématisée sur la figure 2 ci-dessous. Deux milieux de célérités différentes  $c_1$  et  $c_2$  sont séparés par une interface plane. Chacun des milieux étant homogène, les ondes acoustiques se propagent en ligne droite, mais à l'interface, les équations de propagation ne peuvent plus être satisfaites par une seule onde. Il se passe le même phénomène qu'en optique, deux ondes supplémentaires par rapport à l'onde incidente prennent naissance : une onde réfléchie et une onde transmise appelée aussi onde réfractée.

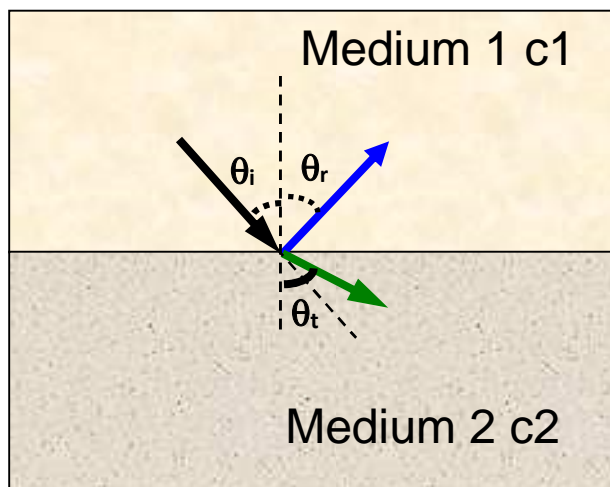


Figure 2 : Les flèches respectivement noire, bleue et verte représentent les ondes incidente, réfléchie et transmise avec leur angle par rapport à la normale :  $\theta_i$ ,  $\theta_r$  et  $\theta_t$ .

Les valeurs de célérité gouvernent les lois des angles  $\theta$  selon les lois de Snell-Descartes

$$\theta_i = \theta_r \quad \text{et} \quad c_2 \sin(\theta_t) = c_1 \sin(\theta_i)$$

Remarque, si  $\sin(\theta_i) \geq \frac{c_1}{c_2}$ , il y a réflexion totale, c'est à dire une absence d'onde transmise.

Les valeurs de célérité des milieux gouvernent donc les angles de réflexion et réfraction. Par contre, ce sont les valeurs d'impédance qui vont conditionner la puissance des ondes réfléchies et réfractées. Prenons le cas plus simple d'une incidence normale :

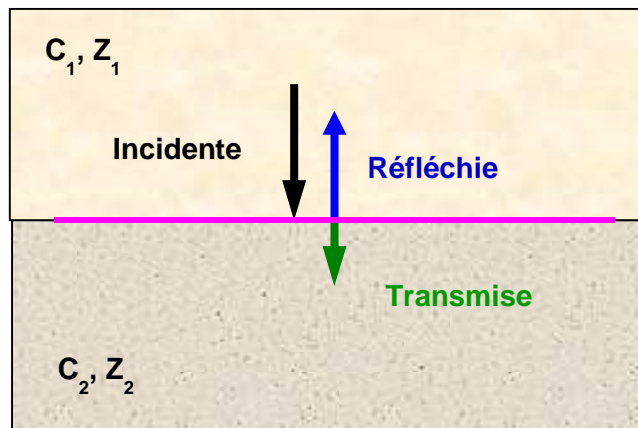


Figure 3 : deux milieux de caractéristiques acoustiques différentes séparés par une interface plane sont soumis l'objet d'un triplet d'ondes normales, incidente, réfléchie et transmise

Si on définit par R et T les coefficients de réflexion et de transmission :

R = puissance de l'onde réfléchie / puissance de l'onde incidente

T = puissance de l'onde transmise / puissance de l'onde incidente

Les lois de continuité à l'interface permettent de montrer que :

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad \text{et} \quad T = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

On vérifie bien que R+T = 1, ce qui est logique puisque la puissance incidente se trouve totalement répartie entre le faisceau transmis et le faisceau réfléchi.

Cette situation d'interface plane représente le cas où sa géométrie est très grande devant la longueur d'onde. Considérons maintenant le cas opposé : soit un milieu constellé de petites hétérogénéités d'impédance dont la forme importe peu puisqu'elles sont très petites à l'échelle de l'onde acoustique incidente, c'est à dire en comparaison avec sa longueur d'onde.

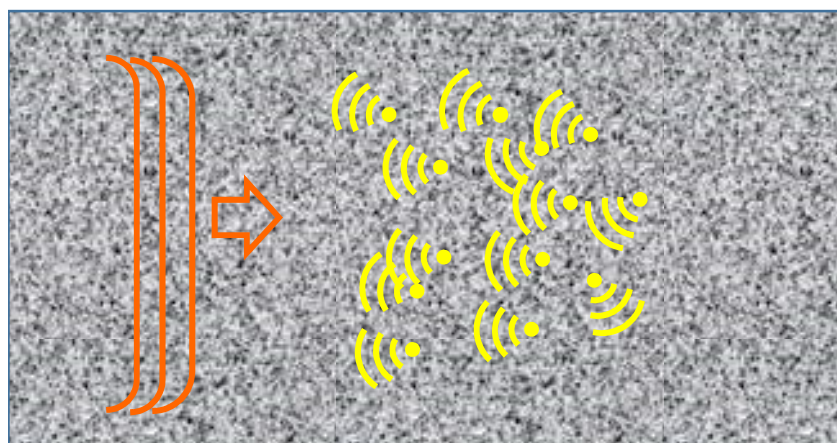


Figure 4 : Diffusion d'onde plane en orange par une collection d'hétérogénéités d'impédance en jaune

Chacune des hétérogénéités est la source d'une micro réflexion, et donnera lieu à une onde secondaire de forme sphérique, car issue d'une origine quasi ponctuelle. Ces ondes sphériques ainsi engendrées en très grand nombre sont incohérentes si les sources sont dispersées aléatoirement dans l'espace. Le faisceau incident est ainsi transformé en un ensemble d'ondelettes incohérentes sans direction privilégiée. Ce phénomène appelé diffusion est familier en optique (c'est l'explication du brouillard ou de l'aspect des nuages qui sont des assemblages de microgouttelettes d'eau liquide en suspension qui diffusent la lumière visible). Les tissus des organes observés en échographie sont constitués de cellules qui contiennent des noyaux ayant une plus grande impédance acoustique, séparées par de nombreuses interfaces entre elles et avec la microvascularisation, les fibres des tissus de soutien etc. Chacune de ces microstructures contribue ainsi au caractère plus ou moins diffusant d'une région échographique.

## 2 Principes de l'échographie

Le principe sur lequel repose l'échographie est celui de l'écholocation. Il est utilisé, on le sait, dans le monde animal, notamment par les chauves-souris et certains mammifères marins. Le SONAR (SOund Navigation And Ranging) qui est une invention du vingtième siècle, repose sur le même principe. Il a tout d'abord été utilisé à des fins militaires dans la guerre sous-marine puis diffusé aux domaines de la pêche et du monde médical après 1945.

### La ligne échographique

En échographie, tout commence avec la production d'onde ultrasonores dites « pulsées » c'est à dire schématiquement sinusoïdales (cf. ci-dessus).

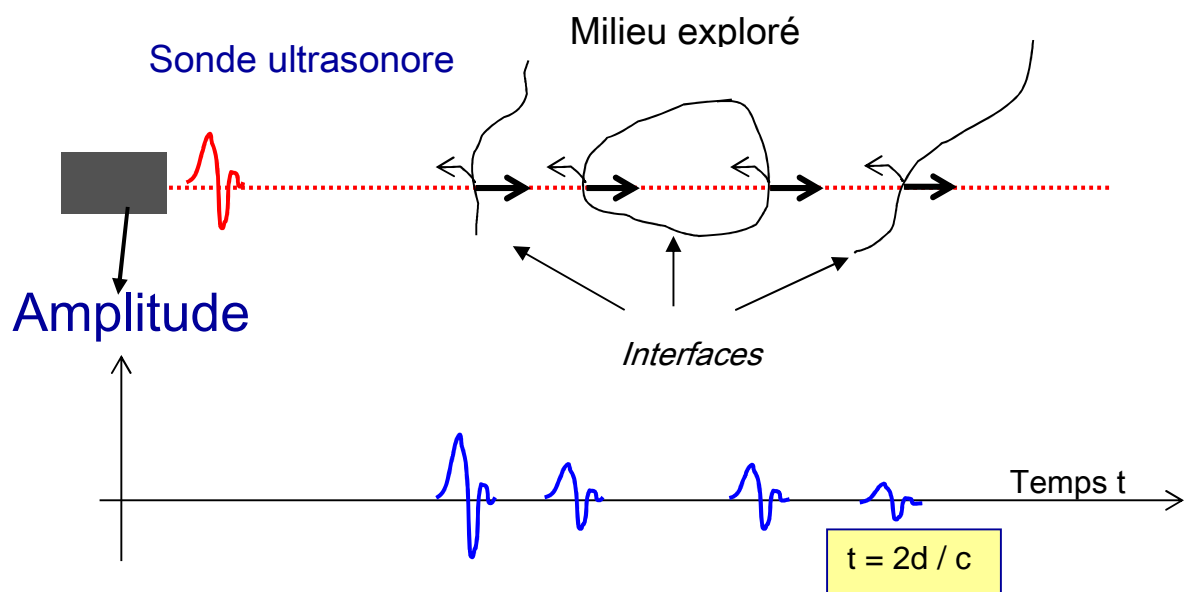


Figure 5 : Schéma d'émission-réception d'une onde pulsée et arrivée des échos

Le schéma de la figure 5 ci-dessus montre un système d'émission-réception d'onde ultrasonore pulsée. L'émetteur est ce que l'on appelle une sonde (à gauche du schéma). C'est ce que l'on tient dans la main lorsque l'on réalise un examen échographique. Il en existe de très nombreux modèles, ayant des tailles et des formes différentes. Ces caractéristiques permettent de produire des ondes à des fréquences variées. Elles ont toutes en commun de pouvoir à la fois émettre et recevoir des ondes acoustiques, et de les transformer en signaux électriques. L'onde émise est supposée voyager sous forme d'un faisceau assez fin le long de la ligne pointillée en rouge. L'émission est pulsée sur le plan temporel (représentée par l'onde rouge sur le schéma). En pratique elle oscille brièvement pendant une ou deux périodes puis est stoppée. L'onde émise voyage (vers la droite sur le schéma) au sein du milieu à explorer et engendre, lorsqu'elle rencontre une rupture d'impédance acoustique, un couple onde réfléchi – onde transmise comme nous l'avons vu ci-dessus. L'onde réfléchi retourne alors vers la sonde. Celle-ci, après avoir émis l'onde initiale se place en mode « écoute » et enregistre tous les signaux qui viennent frapper sa surface sensible. On parle alors d'écho (qui donne son nom à l'échographie). L'onde transmise poursuit quant à elle son trajet dans la même direction mais avec une puissance moins grande. La perte de puissance est faible si les ruptures d'impédance acoustique sont faibles, ce qui est souvent le cas dans les tissus mous. L'énergie qu'elle transporte peut ainsi aller provoquer de nouveaux échos en raison des contrastes d'impédance situés un peu plus loin en profondeur. Ces échos sont recueillis par la sonde après un délai  $t$  qui dépend de la durée du trajet aller-retour de l'onde ultrasonore. Si la source de l'écho est à la profondeur  $d$ , celui-ci arrivera avec le retard  $2d/c$  par rapport à l'instant d'émission. Lorsque l'on détecte un écho, on peut donc déduire la profondeur à laquelle il a été généré. En écoutant suffisamment longtemps, la sonde recueille donc plusieurs échos successifs, générés à des profondeurs croissantes. Ainsi, avec une seule émission d'onde on peut, obtenir des renseignements sur l'anatomie acoustique le long de toute une ligne.

A noter que ces échos sont de moins en moins puissants à cause de l'atténuation que subit l'onde durant son trajet aller puis retour, et que des amplificateurs de signaux sont utilisés pour augmenter le gain au fur et à mesure que le temps s'écoule à partir de l'instant d'émission. Cela porte le nom de « correction de gain en fonction de la profondeur ».

Enfin, il faut bien garder à l'esprit que le couple émission – réception des échos successifs est très rapide, permettant d'obtenir l'information désirée en très peu de temps. A titre d'exemple, calculons l'ordre de grandeur du temps nécessaire pour construire une ligne échographique. Supposons que l'on décide d'effectuer une exploration sur une profondeur de 15 cm. La durée nécessaire à attendre pour l'arrivée des derniers échos est donc :

$$t = \frac{2d}{c} \quad \text{donc} \quad t = \frac{2 \cdot 0,15}{1500} = 200 \cdot 10^{-6} \text{ s} = 200 \mu\text{s}$$

## Réalisation d'une image en mode B

Une image numérique peut être schématisée comme une grande matrice composée d'un grand nombre d'éléments d'image (picture element ou pixel). Chacun contient une et une seule

valeur. Constituer une image consiste donc à obtenir suffisamment d'informations pour attribuer une valeur à chaque pixel à afficher. Nous venons de voir que la réalisation d'un tir puis l'analyse des échos permettaient de collecter les valeurs d'échogénicité pour chaque profondeur situées le long de la ligne de tir. Si l'on multiplie les lignes de tir de façon quasi-continue, on réalise donc un balayage par cette ligne d'une surface plane à l'intérieur du patient (une coupe).

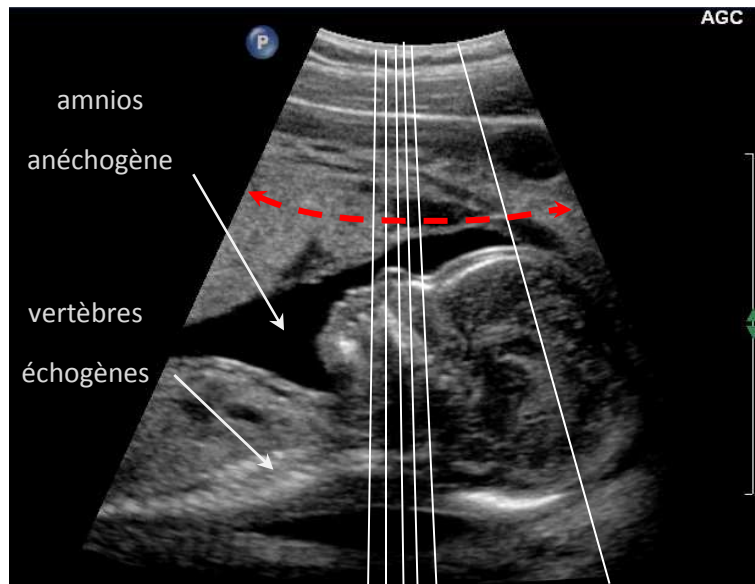


Figure 6 : Image échographique constituée d'un ensemble de lignes d'acquisition dessinées en blanc et ayant effectuées le balayage figuré par la double flèche rouge.

Sur la figure 6 ci-dessus, on a figuré le résultat d'une échographie obstétricale montrant le profil fœtal en ajoutant le trajet de certains des faisceaux ultrasonores qui ont permis de constituer ligne à ligne cette image (lignes blanches). La ligne rouge pointillée figure le parcours des lignes acoustiques lors du balayage. L'image obtenue correspond à l'ensemble de ce qui a été balayé par les tirs ultrasonores. Par convention la lecture d'une image échographique est toujours la même :

- la sonde est située en haut de l'image

La forme de la sonde détermine la forme de la partie haute de l'image échographique. Ici, il s'agit d'une sonde courbe, ce qui explique la courbure du haut de l'image. Si la sonde avait été droite, le haut de l'image aurait été rectiligne.

- les échos les plus profonds sont en bas de l'image.
- Si la sonde est placée dans un plan axial (horizontal), la droite réelle est placée à gauche de l'image (ici le torse du fœtus) et la gauche réelle est placée à droite de l'image (ici la tête du fœtus). Si la sonde est dans une position sagittale (verticale) ou oblique, on place les régions plus crânielles vers la gauche de l'image, et les régions les plus caudales vers la droite de l'image). Cela permet à chacun de comprendre l'orientation de la sonde en regardant l'image.

Comment sont créés les niveaux de gris dans une image échographique ? Très simplement, on représente, après la correction de gain en fonction de la profondeur, l'amplitude de chaque écho reçu par un niveau sur une échelle de gris et on attribue ce niveau au pixel correspondant

à la localisation de l'écho. Les échos faibles sont par convention représentés par un gris presque noir et les échos puissants sont représentés par des niveaux de gris plus proches du blanc. La gamme d'amplitude possible des échos étant extrêmement vaste, on ne peut pas la représenter entièrement car son étendue dépasse les capacités de la vision humaine (qui ne peut distinguer guère plus de 20 niveaux de gris différents sur une même image). On utilise donc, comme le font nos sens naturels d'ailleurs, une conversation via une échelle logarithmique avant de représenter l'image en échelle de gris. Ces paramètres de conversion sont bien entendu accessibles à travers les réglages de la machine. Typiquement, on représente sur une même image une gamme d'échos, appelé aussi gamme dynamique, d'au moins 60 dB (décibels), c'est-à-dire une amplitude 1000 fois plus forte pour l'écho qui sature le blanc que pour l'écho donnant le premier niveau de gris. On appelle cette image une échographie en mode B pour brillance.

Finalement, que représente une échographie en mode B ? C'est une cartographie, pour le plan de coupe choisi, représentant les contrastes d'impédance acoustique des tissus rencontrés. Ces variations d'impédance sont liées à des changements, de faible ampleur, de la masse volumique ou de l'élasticité des tissus. Elles sont assez fortement corrélées à l'anatomie et on parle donc d'écho-anatomie pour exprimer comment les régions des organes explorables apparaissent sur ces images. Pour être précis, notons aussi que l'image obtenue se situe comme nous l'avons vu dans le plan de coupe passant par la sonde et formé par l'ensemble des faisceaux acoustiques. D'où le terme d'échotomographie que l'on rencontre parfois, basé sur la racine grecque « tomo » pour coupe.

Le balayage des lignes acoustiques produit une coupe. Le nombre d'images produites par secondes est appelé « cadence image ». A quelle cadence obtient-on les images du mode B ? Reprenons l'exemple précédent où l'acquisition d'une ligne nécessitait 200  $\mu$ s. On peut donc disposer de 5000 lignes par seconde. Considérons qu'une image de qualité se compose de 200 lignes échographiques. On peut réaliser 5000 / 200 soit 25 images par seconde. Cette technique possède donc des cadences proches de celle du cinéma ou de la vidéo, et permet ainsi une acquisition dite en « temps réel ». C'est un avantage majeur de ce type d'imagerie.

## Le mode TM

Ce mode appelé TM pour Temps-Mouvement fut d'emblée inventé pour l'exploration cardiaque avant même la généralisation du mode B. Le cœur étant, par définition, une structure mobile, il est possible d'explorer les mouvements des parois ou des valves à l'aide d'une seule ligne en regardant comment ces structures bougent le long de cette ligne d'exploration. On travaille à l'aide d'une représentation comme celle de la figure 7.

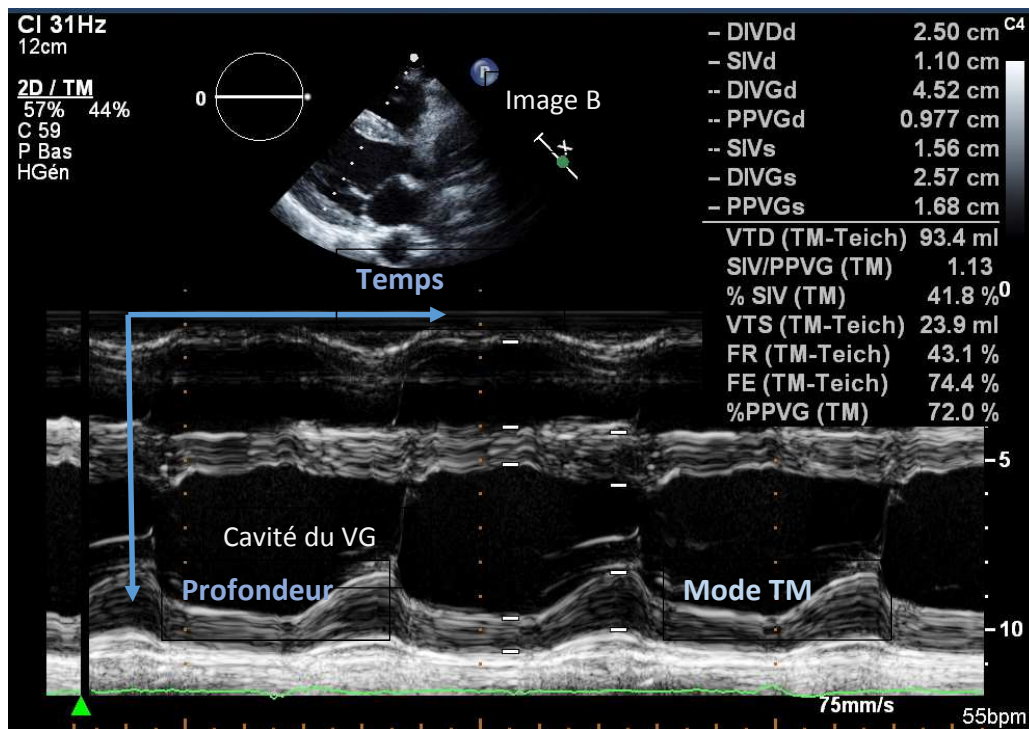


Figure 7 : Sur cette copie d'écran, on voit en haut une image mode B du cœur qui a servi à positionner la ligne du mode TM qui apparaît dans le rectangle en bas. Ce mode permet des mesures des parois et des cavités en systole et en diastole.

Comme on peut le voir ci-dessus, on utilise maintenant le mode B pour bien positionner la ligne du mode TM (pointillée). A la demande, le balayage est arrêté et on voit défiler le temps sur l'axe horizontal avec comme on peut le voir la possibilité d'analyser finement la dynamique temporelle des mouvements antéro-postérieurs des structures croisant la ligne TM.

### Le mode 3D

Si l'opérateur peut promener le plan de coupe du mode B à sa guise et explorer ainsi l'anatomie de la région d'intérêt en trois dimensions, la reconstruction tridimensionnelle n'existe alors que dans le cerveau de l'échographe. Cela demande une compétence forte et ne laisse pas de trace objective. On a donc évidemment imaginé piloter les faisceaux ultrasonores dans toutes les directions de façon à proposer une acquisition qui soit réellement tridimensionnelle. La façon la plus simple de réaliser cela fut de placer une sonde barrette bidimensionnelle ordinaire dans un boîtier équipé d'un moteur faisant pivoter cette sonde lentement. Les acquisitions planes ainsi accumulées et mises en mémoire permettent ensuite de reconstituer un volume 3D et de proposer des visions selon différents angles. Avec cette technique, le caractère temps réel de la technique est perdu. D'autres technologies ont vu le jour plus récemment, notamment pour les besoins de l'échocardiographie. Elles utilisent des sondes plus complexes, formées de capteurs ayant une structure matricielle de plus de 3000 éléments indépendants. Elles sont ainsi capables d'envoyer des tirs ultrasonores dans un volume. Des électroniques de pilotage adaptées ont été développées et permettent de saisir des volumes 3D avec un bon niveau de résolution spatiale et une cadence image satisfaisante.

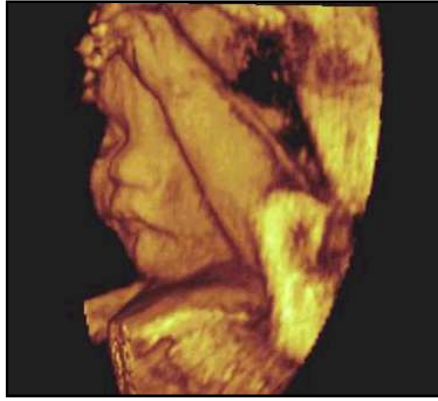


Figure 8 : technologie 3D, extraction de la surface cutanée *in utero* d'un fœtus de 25 semaines

### 3 Bases sémiologiques du mode B

Comme nous l'avons précédemment indiqué, l'affichage des images suit les règles classiques de l'imagerie médicale. La gauche du patient est à droite de l'image et pour les coupes sagittales, le haut du patient est à droite de l'image. Par ailleurs, le nez de sonde, soit le point de contact avec le patient est positionné classiquement en haut de l'écran.

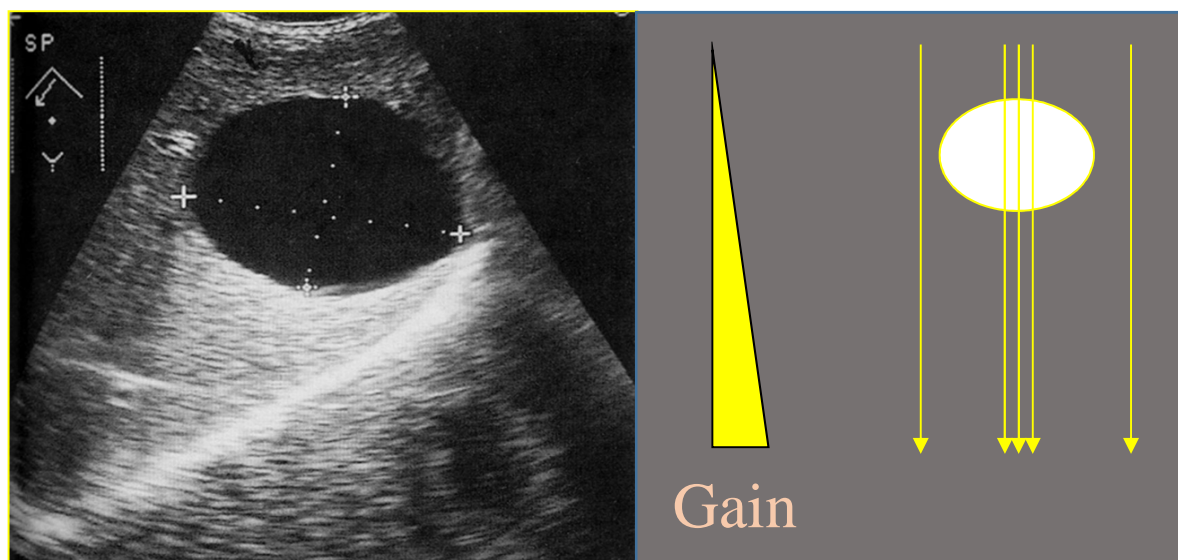
#### **Echogénicité**

Rappelons aussi que l'image échographique en mode B est la représentation de l'intensité des échos ayant pris naissance au long de la propagation des faisceaux. On parle d'échogénicité. Si on revient à l'origine physique, c'est une carte des différences d'impédance acoustique de la zone explorée. Cela explique une caractéristique fondamentale de ces images : les zones parfaitement homogènes ne produisent pas d'écho. Elles sont dites anéchogènes c'est-à-dire sans écho. Elles apparaissent en noir. Les structures vraiment homogènes sont les liquides. Les tissus *a contrario*, sont parcourus de travées de collagènes, de microvaisseaux, de cellules qui elles-mêmes possèdent un noyau et des microstructures internes responsable d'un niveau plus ou moins fort de diffusion des ultrasons. Les liquides donnant lieu à des plages anéchogènes sont donc le liquide amniotique (Cf. Fig 6), la bile, l'urine, le liquide cébrospinal visible en échographie transfontanellaire (à travers les fontanelles des cranes des nouveaux nés) en pédiatrie. Les épanchements pleuraux, péricardiques ou péritonéaux, les kystes sont aussi des zones anéchogènes et cela contribue d'ailleurs à leur identification. Le cas du sang est à distinguer : ce n'est pas un liquide à proprement parler car il contient quatre à cinq millions d'hématies par  $\text{mm}^3$ . Aux fréquences usuelles de 2 à 12 MHz, cela entraîne une diffusion extrêmement faible par rapport aux échos provenant des autres tissus. La conséquence est que le sang apparaît en noir sur les réglages usuels. Le repérage des gros vaisseaux, ainsi clairement identifiables, constitue d'ailleurs une des bases de l'écho-anatomie. Néanmoins cette diffusivité acoustique du sang donne des signaux, certes faibles, mais qui permettent néanmoins la construction des modes Doppler que nous allons détailler ensuite. Notons aussi que les globules rouges sont parfois regroupés en amas de rouleaux voyageant ensemble, c'est le cas lorsque le cisaillement de l'écoulement est faible. Le centre diffuseur est alors beaucoup plus efficace et plus échogène, le sang devient alors visible en échographie classique par exemple dans la veine cave inférieure ou au sein d'une oreillette gauche dilatée.

### Cône d'ombre et renforcement postérieur

Les fortes ruptures d'impédance acoustique entraînent des échos très puissants qui sont codés en blanc sur les images. Les interfaces ayant un coefficient de réflexion proche de 100% entraînent une réflexion totale du faisceau : le faisceau émis ne poursuit pas l'exploration à des profondeurs plus grandes. On obtient alors un écho saturé en blanc et en arrière une zone sans écho ou contenant des artefacts. On parle de cône d'ombre postérieur. Les structures osseuses et les organes à contenu gazeux (poumons et tube digestif) produisent de tels cônes d'ombre et constituent donc une limite à l'exploration échographique.

Nous avons vu que lorsque l'onde ultrasonore se déplace en profondeur, son amplitude décroît en raison des phénomènes d'atténuation. Dans un échographe ce phénomène est compensé par une amplification croissante avec la profondeur. Toutefois cette compensation est basée sur une estimation de l'atténuation moyenne des tissus traversés. Lorsqu'une zone de l'image comporte un milieu peu atténuant le gain est localement trop élevé par rapport à l'atténuation réelle. Les échos provenant des tissus postérieurs sont plus puissants que prévu et dès lors les structures tissulaires situées derrière un milieu peu atténuant (derrière une structure liquidienne par exemple comme un kyste) apparaîtront avec une brillance plus grande que celles situées derrière un milieu normalement atténuant. On parle de renforcement postérieur.



## 4 Les modes Doppler

### L'effet Doppler

L'effet Doppler, ainsi nommé d'après le nom du physicien autrichien Christian Doppler (1803-1853), traite des modifications de perception de la fréquence des ondes selon la vitesse relative de l'émetteur et du récepteur. Ce phénomène n'est pas limité aux ondes acoustiques. C'est, par exemple, le meilleur moyen de mesurer la vitesse d'éloignement des étoiles ou des galaxies en observant les décalages des spectres optiques.

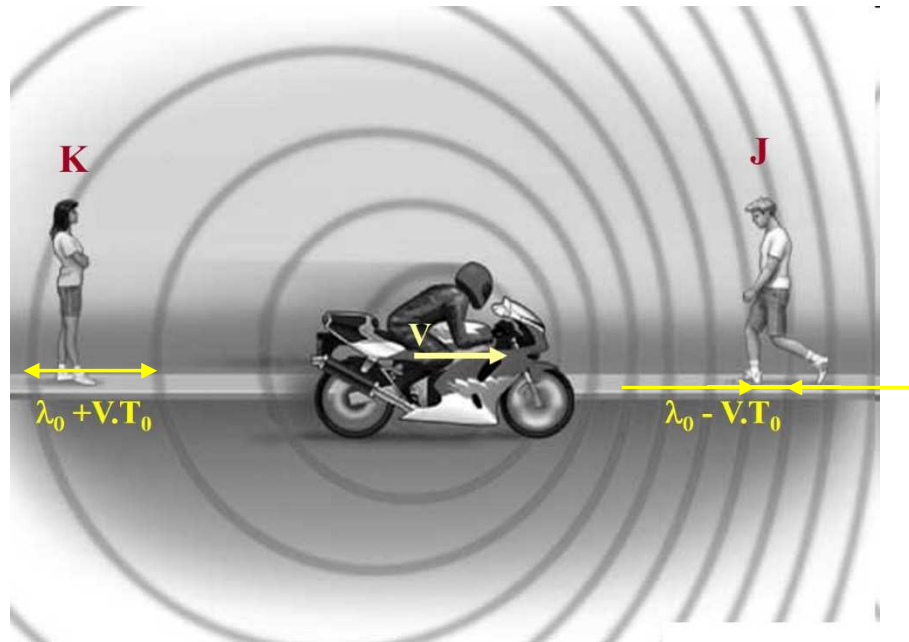


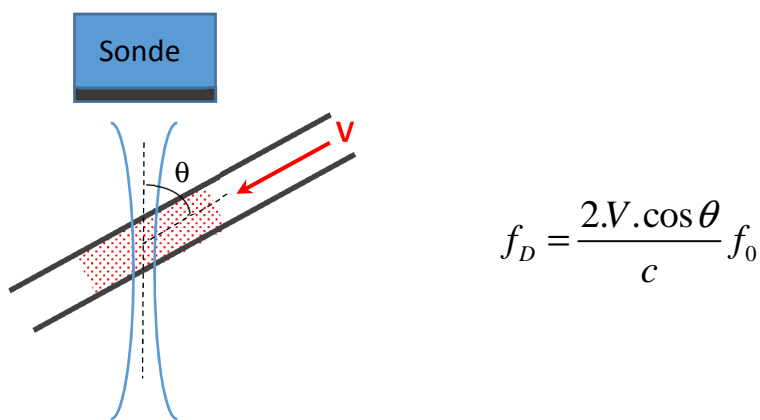
Figure 10 : on voit sur ce schéma une source de son en déplacement : le moteur de la moto, et deux observateurs Mlle K et M. J

Sur la figure 10, ci-dessus, on a imaginé une situation banale : un véhicule se déplace en émettant un son à une certaine fréquence. Deux observateurs entendent le son du moteur, le premier, M<sup>lle</sup> K, voit la machine s'éloigner tandis que M. J la voit se rapprocher de lui. On a noté  $T_0$  la période du son et  $\lambda_0$  sa longueur d'onde lorsque la moto est au repos.  $V$  est la vitesse de déplacement horizontal. Les cercles qui sont dessinés en gris représentent les fronts d'onde (ou zone équiphase), Ils ne sont pas concentriques. En effet, le cercle le plus petit est le plus récent, par contre le cercle le plus grand est plus ancien, c'est-à-dire qu'il a été émis auparavant ce qui explique qu'il a eu le temps de grandir par propagation. Mais au moment de l'émission du plus grand cercle, la moto était plus à gauche, le centre du grand cercle est donc décalé vers la gauche et ce d'autant plus que l'engin se déplace vite. Le résultat est visible sans démonstration sur la figure 10 : le récepteur J perçoit des fronts d'onde tassés vers lui et donc la longueur d'onde qu'il entend est plus courte, ce qui correspond à une fréquence plus élevée : le son est plus aigu. Inversement, le récepteur K, voit des fronts d'onde écartés, elle entend un son plus grave. Ceci décrit une expérience auditive courante quand nous sommes au bord d'une route et écoutons passer des véhicules à forte vitesse, ils s'approchent avec un bruit plus aigu et s'éloignent avec un bruit plus grave. On peut facilement calculer de combien sont raccourcis ou écartés deux fronts d'onde successifs : le temps écoulé entre deux fronts est  $T_0$  et la distance parcourue par la moto est  $V \cdot T_0$ . La longueur d'onde perçue par K et J est donc  $\lambda_0 \pm V \cdot T_0$ . Mais  $\lambda_0 = c \cdot T_0$  et donc, si  $V$  est très petit devant  $c$ ,  $\lambda = (1 \pm V / c) \cdot \lambda_0$ . De même la fréquence sera multipliée par  $1 + (V / c)$  en phase de rapprochement et par  $1 - (V / c)$  en phase d'éloignement. La différence de fréquence entre celle originalement émise  $f_0 = 1 / T_0$  et celle qui est perçue est appelée le décalage Doppler  $f_D$ . De façon simple, il répond à l'équation suivante facile à retenir:

$\frac{f_D}{f_0} = \frac{V}{c}$  . Le rapport des fréquences (Doppler et originelle) est égal au rapport des vitesses (objet et onde). Bien entendu, à cause de la simplification effectuée dans le calcul, cette loi n'est valide que pour les vitesses  $V$  petites devant  $c$ .

## Le mode Doppler continu

Le décalage de fréquence lié à la vitesse de déplacement est mis à profit pour effectuer à distance des mesures de vitesse, avec les radars par exemple. En médecine ce décalage est surtout utilisé pour mesurer la vitesse du sang.



$$f_D = \frac{2.V.\cos\theta}{c} f_0$$

Figure 11 : Schéma de fonctionnement du mode Doppler continu, une sonde engendre un faisceau ultrasonore dessiné en bleu qui croise un vaisseau sanguin sous l'angle  $\theta$ . La vitesse de circulation est indiquée par le vecteur  $V$ .

Sur la figure 11, on voit le principe de fonctionnement d'un système Doppler continu. La sonde émet un faisceau en permanence à la fréquence  $f_0$ , d'où l'appellation Doppler à émission continue, et simultanément capte les ondes rétrodiffusées. Les ondes rétrodiffusées par les globules rouges subissent deux fois l'effet Doppler, une première fois lorsque les hématies sont éclairées par le faisceau en s'en éloignant (comme sur la figure) et une seconde fois lorsqu'elles deviennent à leur tour émettrice en direction de la sonde. Ceci explique le facteur 2 que l'on trouve dans la règle de calcul. La vitesse relative entre la sonde et les hématies n'est pas la même que la vitesse du sang car le vaisseau est oblique par rapport à la sonde. La vitesse « vue » par la sonde est donc la projection de la vitesse réelle des hématies sur la ligne du faisceau ultrasonore. Elle se calcule en multipliant  $V$  (la vitesse réelle des hématies) par le cosinus de l'angle  $\theta$  entre le vaisseau sanguin et la ligne de tir ultrasonore. De façon réciproque, lorsqu'on veut utiliser l'effet Doppler pour mesurer une vitesse de circulation sanguine, on mesure  $f_D$  connaissant  $f_0$  et  $\cos\theta$  et on déduit  $V$  grâce à :

$$V = \frac{f_D}{f_0} \frac{c}{2.\cos\theta} .$$

On comprend donc que si le vaisseau sanguin est strictement perpendiculaire à la sonde (angle  $\theta = \pi/2$ ) il n'existe pas de signal Doppler ( $\cos \theta = 0$  donc  $f_D = 0$ ). A l'inverse, si le vaisseau est exactement dans l'axe du faisceau ultrasonore et donc perpendiculaire à la sonde, la fréquence Doppler est maximale.

### Le mode Doppler pulsé

L'inconvénient majeur du Doppler à émission continue est qu'il n'existe pas de discrimination en fonction de la profondeur. Ces systèmes sont donc très simples et faciles à utiliser pour des vaisseaux superficiels facilement repérables en fonction des repères anatomiques. On peut par exemple très aisément utiliser un petit appareil portable aux urgences pour contrôler la perméabilité des axes vasculaires des membres en cas de suspicion de thrombose. Par contre, si l'on veut apprécier l'hémodynamique d'une artère rénale ou d'un tronc porte en un point précis, il est nécessaire d'utiliser l'imagerie échographique en mode B pour positionner une zone dans laquelle on désire mesurer la fréquence Doppler. Cela est fait en utilisant une émission pulsée produite de façon à analyser précisément une profondeur donnée grâce au délai nécessaire aux ondes acoustiques pour parcourir un aller-retour. Tout ce qui est situé en dehors de cette zone Doppler d'intérêt n'est pas analysé. La multiplication des tirs permet d'obtenir l'évolution temporelle des vitesses dans cette zone. La nature faisant bien les choses, en utilisant les fréquences habituelles de l'échographie (quelques MHz) et avec le rapport  $V/c$  vitesse du sang sur vitesse des ultrasons typiquement compris entre  $1/10\ 000$  et  $1/1\ 000$ , la fréquence des signaux Doppler est dans la gamme du kHz et donc bien adaptée à notre audition. Le signal Doppler s'écoute donc, ce qui permet d'ajuster finement le positionnement manuel de la sonde et de la zone de mesure. De plus, il existe des dizaines de millions d'hématies circulantes possédant des vitesses différentes et engendrant donc tout un spectre de fréquences Doppler. Cela peut être rendu très explicite en utilisant l'outil mathématique de la transformée de Fourier qui décompose les différentes fréquences contenue dans un signal pendant une durée d'analyse définie. On obtient ce que l'on appelle un spectre Doppler représentant la part respective des différentes vitesses contenues dans le signal de la zone d'intérêt. C'est l'analyse dite spectrale. C'est ce mode qui est représenté sur la figure 12 ci-dessous.

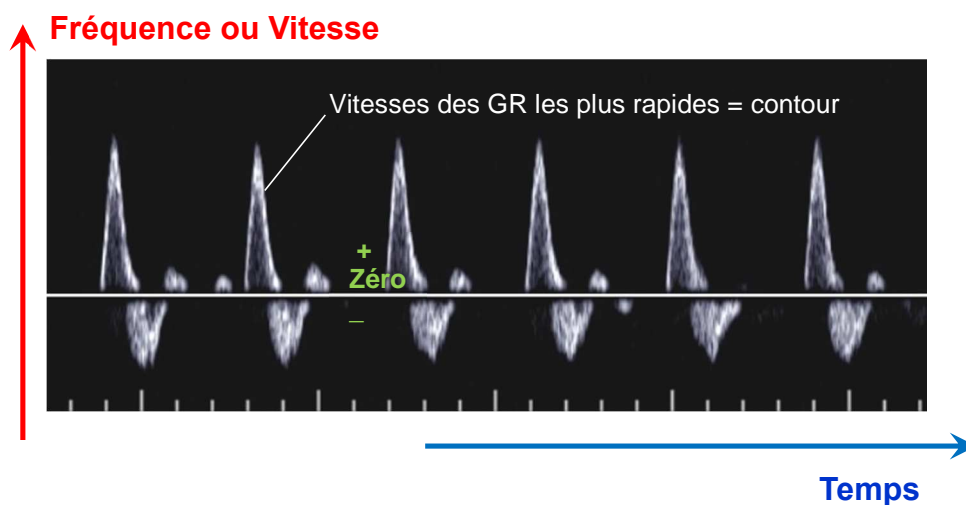


Figure 12 : Analyse de spectre d'un signal Doppler, ici obtenu sur une artère fémorale. Le temps est en abscisse, les fréquences positives ou négatives en ordonnée et l'échelle de gris montre la puissance du signal Doppler pour chaque pixel. L'hémodynamique est bien restituée en terme de fluctuation temporelle des vitesses.

Un apport intéressant de l'analyse spectrale est qu'elle met parfaitement en évidence les vitesses maximales circulantes, le plus souvent au centre du vaisseau. Elles donnent lieu aux fréquences les plus élevées, en positif ou en négatif et le contour du spectre permet de parfaitement suivre l'hémodynamique même lorsque le rapport signal sur bruit est faible dans l'exploration des vaisseaux profonds.

## Le mode Imagerie Doppler

En combinant la technique de l'imagerie qui permet un balayage d'un plan de coupe et la capacité du Doppler pulsé de réaliser des mesures de vitesse sur une zone restreinte et assez bien résolue (de l'ordre de quelques longueurs d'onde), il est possible de créer un mode cartographique en temps réel des vitesses circulatoires sur une zone d'exploration définie par l'opérateur. Les vitesses de circulation sont représentées en couleur avec comme convention largement majoritaire : nuances de rouge pour les flux se rapprochant de la sonde et nuances de bleu pour les flux s'en éloignant. On parle communément de mode Doppler couleur. Cette carte de couleurs peut être actualisée à cadence assez rapide, (typiquement 5 à 30 fois par seconde) en superposition de l'échelle de gris du mode B.

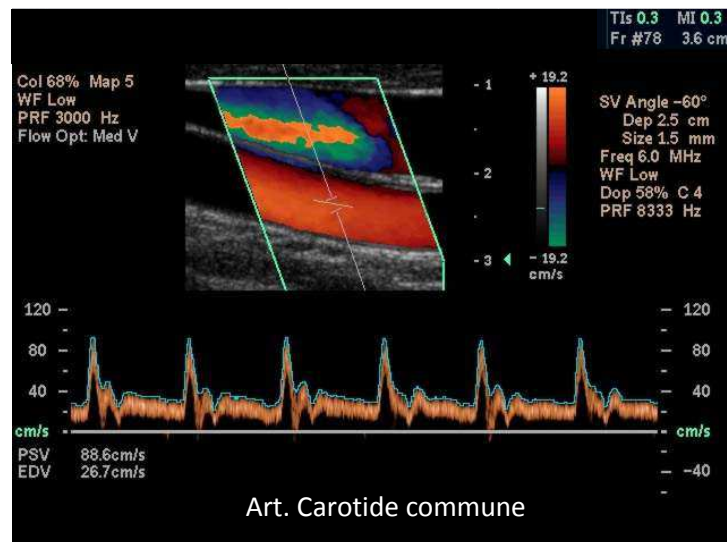


Figure 13 : Aspect habituel d'une image associant les modes B, imagerie Doppler et spectre du Doppler pulsé. Le signal Doppler a été recueilli dans la fenêtre de mesure au centre de l'artère carotide commune.

On voit sur la figure 13, une image figée résumant une acquisition couplant trois modes. Le mode B permet de repérer la lumière des vaisseaux carotidien et jugulaire interne. Le mode couleur représente la circulation sanguine dans la zone d'intérêt verte et enfin le signal Doppler pulsé est affiché en dessous sous forme de spectre temporel où l'on distingue six cycles cardiaques. Il analyse la distribution des vitesses au point d'intersection des lignes blanche dans l'artère carotide. Le surlignage bleu du contour spectral montre les vitesses maximales

des hématies circulantes dans la zone de mesure positionnée au centre de l'artère. On remarque que les tirs ultrasonores pour les modes Doppler ont été inclinés par rapport au capteur situé en haut de l'image mode B au contact de la peau (la ligne blanche et la boîte Doppler couleur verte sont obliques). Cela permet de diminuer l'angle entre l'axe des vaisseaux et les tirs Doppler et ainsi d'obtenir une valeur plus grande du cosinus de cet angle, permettant une évaluation plus fidèle des vitesses. Par convention, la tête du patient est du côté gauche de l'image, le sang artériel carotidien circule de la droite vers la gauche, se rapprochant donc de la sonde. Ceci explique le codage en rouge du flux carotidien.

## 5 Contraste échographique

### Principes

Les échographistes disposent depuis les années 2000 d'agents de contraste injectables en intraveineux. Il s'agit de suspensions de microbulles de gaz stabilisées de diamètre de 1 à 5  $\mu\text{m}$ . Ces agents passent la barrière capillaire et restent en circulation une dizaine de minutes. En revanche, à la différence des agents de contraste utilisés au scanner et en IRM, les microbulles de gaz ne diffusent pas dans le tissu interstitiel. Ce sont des agents strictement intravasculaires. Après plusieurs minutes les bulles sont détruites et le signal décroît. Le gaz compris dans les bulles est expiré par le patient.

Sous l'effet du faisceau ultrasonore qui les frappe, les microbulles entrent en résonance, c'est à dire qu'elles se contractent et se dilatent selon la fréquence de résonance. Ce faisant elles se comportent chacune comme un petit émetteur/amplificateur local. La somme de tous les petits signaux créés par chaque bulle produit un signal non linéaire global. De manière très simple, les bulles qui entrent dans le champ de vue du faisceau ultrasonore « brillent » de manière très intense, produisant un contraste marqué entre les zones où elles sont situées (vaisseaux) et les zones où elles ne sont pas. Au niveau d'énergie habituellement utilisé pour réaliser une échographie morphologique, les bulles se dilatent trop et éclatent instantanément. C'est pourquoi pour réaliser une échographie de contraste, il faut utiliser des logiciels adaptés présents dans les échographes. En pratique, l'énergie du faisceau est diminuée (on parle d'index mécanique bas). La conséquence est qu'il n'est pas possible de réaliser une échographie morphologique avec ce mode. Sur les échographes modernes, il est possible d'afficher sur l'écran à la fois l'imagerie morphologique et l'échographie de contraste pour naviguer dans les deux à la fois.

L'analyse d'une échographie de contraste prend en compte la manière avec laquelle les tissus et les structures d'intérêt sont modifiées par l'arrivée du produit de contraste : augmentation de la brillance (rehaussement ou en langage commun « prise de contraste »), comparaison entre deux structures proches, évolution dans le temps.

### Effet secondaire et contre-indication

Les produits de contraste ultrasonore sont très bien tolérés. Ils ne sont pas néphrotoxiques et peuvent donc être utilisés en cas d'insuffisance rénale. Ils ne sont pas autorisés pendant la grossesse. Ils ne doivent pas être utilisés en cas d'infarctus du myocarde récent ou d'insuffisance respiratoire sévère.

## 6 Bases technologiques

## Les capteurs

Les sondes (ou capteurs) sont des éléments déterminants des systèmes échographiques. Ce sont eux que les échographistes tiennent dans leur main et appliquent sur les patients. Il serait trop long d'en détailler tous les aspects technologiques. Voyons ci-après le type de capteurs qui est à la base du développement des imageurs modernes : il s'agit de sondes à barrette de transducteurs. Leur schéma est donné sur la figure 14.

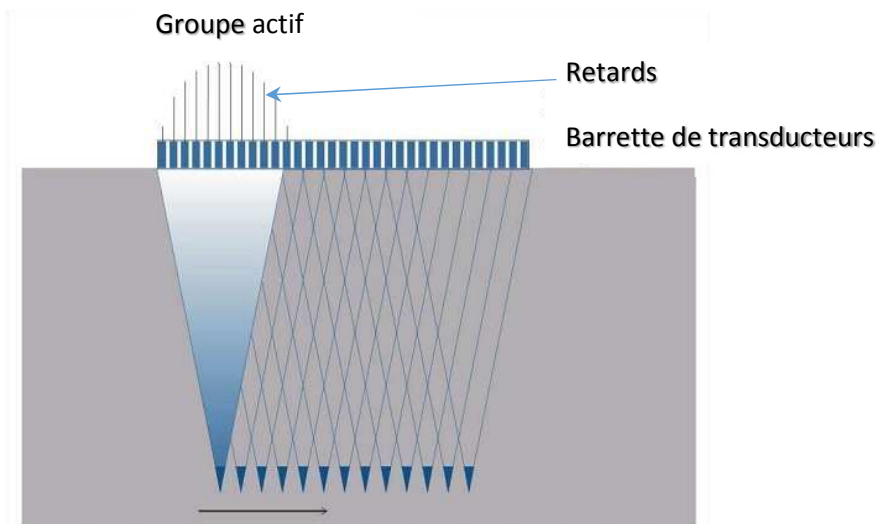


Figure 14 : Un alignement ou barrette de transducteurs indépendants est piloté par le même nombre de systèmes électroniques émetteur-récepteur. On peut ainsi combiner à volonté les ondes élémentaires créées par chaque transducteur et se propageant dans le milieu sous-jacent.

D'une manière générale, on appelle transducteur un dispositif capable de convertir un signal physique en un autre. Dans le cas de l'échographie, les transducteurs sont formés d'un matériau piézoélectrique capable de transformer une impulsion électrique en un micro-déplacement conduisant à la création d'une onde acoustique. Réciproquement, une onde sonore frappant la surface d'un transducteur est transformée en une impulsion électrique. Une sonde d'échographie est formée par l'association de nombreux transducteurs élémentaires, indépendants les uns des autres. Pour piloter à volonté les faisceaux ultrasonores, à la fois en termes de focalisation et d'orientation, on adresse à chaque transducteur d'une barrette un signal adéquat qui l'active. Chaque transducteur produit alors une petite onde et c'est la combinaison cohérente de toutes les ondes créées par les transducteurs qui forme le faisceau ultrasonore final. En modifiant l'amplitude et le retard avec lesquels chaque transducteur est activé il est possible de déterminer le point où les ondes se rejoignent et se recombinent. On parle de point focal. De même, en déplaçant comme on peut le voir sur la figure 14, le groupe actif de transducteurs, il est possible d'obtenir une translation du faisceau explorant les tissus. La versatilité de ces barrettes permet, via l'électronique de pilotage, la genèse d'impulsions brèves, la focalisation de l'énergie acoustique sur quelques longueurs d'onde et le balayage de la ligne d'exploration. Ce sont les ingrédients nécessaires à la réalisation de tous les modes en échographie et en Doppler.

## Architecture des systèmes échographiques

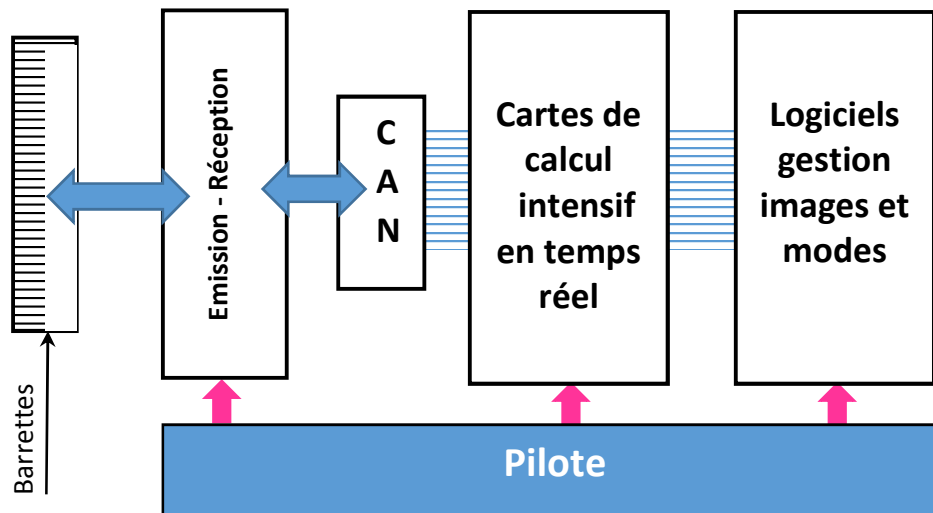


Figure 15 : schéma synoptique d'un appareil échographique, CAN signifie Convertisseur Analogique Numérique

La figure 15 montre l'agencement général d'un appareil échographique. La barrette sélectionnée est activée par un ensemble de circuits électroniques émetteurs et récepteurs. Les signaux reçus sont correctement amplifiés puis convertis sous forme numérique. Les appareils récents tirent profit du développement des microprocesseurs ultrarapides comme ceux des cartes graphiques ce qui permet d'effectuer en temps réel les grandes quantités de calcul nécessaires à la fabrication d'images de qualité. Des couches de programme permettent d'assurer une interface utilisateur très adaptable et personnalisable aux différentes applications et aux différents utilisateurs de l'échographe.

## 6 Conclusion

### Caractéristiques générales de l'échographie

On peut donner ci-après les éléments qui déterminent les aspects spécifiques de l'échographie :

Les avantages sont :

- Investigation non-ionisante, pas de limitation de dose
- Exploration en temps réel, l'opérateur est en situation de piloter la sonde dans l'espace anatomique du patient
- Cadence élevée de renouvellement des images, précieuse en cardiologie ou pour les explorations dynamiques de l'appareil musculo-squelettique
- Excellente résolution spatiale
- Examen au contact du patient, prolongement grâce aux ondes acoustiques, de la palpation
- Technique légère, qui peut être réalisée facilement au lit du patient ou au bloc opératoire
- Peut facilement guider des actes de biopsie percutanée ou de ponction vasculaire

- Coût d'investissement moindre que les imageries en coupe

#### Inconvénients

- Limitée par les structures digestives aérées et le squelette
- Exploration limitée dans l'espace, différente en ce sens des techniques d'imagerie en coupe où l'on acquiert un volume anatomique prédéfini mais large
- Demande un apprentissage certain (courbe d'apprentissage) pour acquérir la coordination main-regard-analyse des images
- Variabilité de la qualité des images en fonction des patients. L'échographie cardiaque d'un patient obèse et porteur d'une bronchopathie chronique obstructive sera beaucoup moins informative que celle d'une jeune sportive de 60 kg
- Il existe, comme pour toutes les modalités d'imagerie, des artefacts qu'il faut connaître et interpréter
- Une exploration échographique est moins ré-interprétable en différé que les images en coupe car plus dépendante de la qualité de l'acquisition et du stockage des données. Cet aspect est toutefois moins prégnant qu'avant avec la généralisation des systèmes de stockage d'images (*picture archive and communication systems* – PACS) et la possibilité d'acquérir des boucles vidéo.

#### Perspectives d'avenir

Les technologies à l'œuvre dans la construction des échographes ont continuellement évoluées depuis le temps des pionniers dans les années 1960 et 1970. Les progrès de la miniaturisation et de la micromécanique permettent de produire des sondes très performantes qui sont un élément déterminant de la qualité des images. Par ailleurs, les composants électroniques actuels permettent de s'approcher très près des limites théoriques en terme de rapport signal sur bruit. Les machines sont numériques depuis la fin des années 1980 et celles d'aujourd'hui comportent des microprocesseurs extrêmement puissants qui supportent les algorithmes très sophistiqués de traitement de signaux et d'image qui interviennent dans les calculs d'optimisation. La couche logicielle entre le patient et l'échographiste est importante. A prix égal, les machines du marché deviennent plus performantes en termes de qualité d'image. Les gammes proposées par les constructeurs s'élargissent : avec des petites machines de débrouillage en entrée de gamme à performances limitées jusqu'aux machines dites premium qui sont mises en œuvre par les spécialistes en échographie, générale ou spécialisée.

Les usages se diversifient : il est commode et sécurisant de disposer d'un outil échographique dans de nombreux lieux comme les réanimations, les urgences, les salles d'anesthésie locorégionale, les lieux de biopsie ou de prélèvement de tissus.

En terme de sécurité, nous disposons d'un recul suffisant (en particulier avec des millions d'examen anténataux) permettant d'affirmer qu'il s'agit d'une méthode sans danger. Toutefois, les ultrasons interagissent avec les tissus et à forte intensité peuvent créer des effets biologiques significatifs. Un nouveau secteur est aujourd'hui en plein développement, il s'agit de l'utilisation des ultrasons à but thérapeutique. Des machines sont déjà commercialisées après validation par les organismes réglementaires comme la Food and Drug Administration aux USA et ses équivalents dans d'autres contrées. Elles réalisent une ablation thermique : une destruction localisée des tissus via l'échauffement jusqu'à 60 à 90 °C de la cible pendant quelques secondes, ceci grâce à un faisceau ultrasonore fortement focalisée et de haute intensité. Les lésions prostatiques ou les fibromes utérins constituent des exemples de premières applications validées. Le traitement du glaucome chronique et le traitement de

cibles tumorales font l'objet d'essais cliniques de grande ampleur. D'autres voies de recherche visent à augmenter de manière très sensible la biodisponibilité locale d'agents anticancéreux, ouvrant la possibilité de limiter les effets toxiques sur l'ensemble des organes.

Enfin, les années à venir verront la généralisation des échographes ultraportable qui tiennent dans la poche d'une blouse ou ont la dimension d'une tablette informatique. Les étudiants en médecine des années 2010 connaîtront la diffusion de ces échographes. Le défi associé à cette diffusion n'est pas technologique ou commercial mais sera plutôt celui de la formation.