

Patrie 2 : Bases physiques des Ultrasons

1- Histoire de l'échographie

L'échographie est un terme constitué de deux mots : **écho** et **graphie** qui signifie dessiner **l'écho** (l'onde réfléchi), qui est une technique d'imagerie permettant de visualiser sur écran des structures du corps humain et animal en utilisant les ondes ultrasonores.

Son histoire débute donc avec celle des ultrasons. C'est en 1880 que les frères Pierre et Jacques Curie découvrent le principe de l'émission et de la réception des ultrasons par le phénomène de la piézo-électricité (émission d'ondes vibratoires par un cristal ou une céramique soumis à un courant alternatif et, inversement, création d'un flux électrique par une céramique lorsqu'elle subit une pression liée à une onde ultrasonore).

La première utilisation des ultrasons fut réservée à l'armée, pour détecter les sous-marins dès la 1^{re} guerre mondiale. En 1917, Paul Langevin crée le système du Sonar qui utilise la propagation des ultrasons dans l'eau.

La première utilisation des ultrasons en médecine est faite par Dussik, en Autriche, en 1947 pour explorer le cerveau. Le premier échographe est présenté en 1951 en Angleterre, conçu par Wild, médecin, et Reid, électronicien. L'effet Doppler, découvert en 1942 par Christian Doppler, et permettant de calculer la vitesse radiale des astres, est ensuite appliqué aux ultrasons et à l'échographie dans les années 1960 pour l'évaluation du flux sanguin.

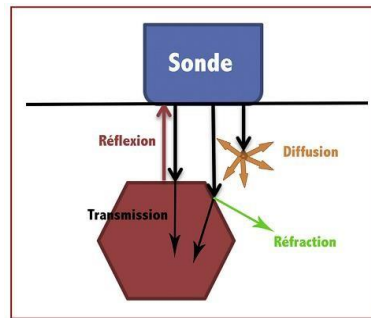
Les premières indications de l'échographie concernaient le cerveau, puis le cœur, puis le fœtus, vers les années 1970. Les progrès technologiques permirent d'importantes évolutions qui, sans cesse, améliorent la qualité de l'image, facilitent la réalisation de l'examen et étendent les indications à presque tous les éléments du corps humain. L'étape la plus importante fut l'apparition des sondes en temps réel vers les années 1980. Depuis, l'utilisation de plus grandes fréquences, les sondes endo-cavitaires et les sondes 3D vers les années 2000, ont encore amélioré les possibilités d'investigation échographique dans toutes les spécialités médicales.

Les fabricants de matériel étant toujours à la recherche d'innovations, il est probable que de nouvelles évolutions étendent encore davantage les applications de l'échographie.

2- Principe de l'échographie

L'échographie est une technique indolore et non dangereuse utilisée en médecine humaine et vétérinaire pour étudier l'intérieur du corps humain (animal), permettant l'observation directe des organes internes.

La technique d'échographie utilise des ondes ultrasonores de fréquence varie de **1MHz à 20 MHz** (jusqu'à 50MHz pour l'œil), elle dépend des organes ou des tissus biologiques à sonder. Le phénomène de **l'écho** est dû à la réflexion des ondes sonores sur une paroi abrupte, le terme **graphie** désigne la **représentation écrite** de ces échos.



Phénomènes physiques à l'origine de l'image échographique :

Le système d'échographie utilise une sonde, un système informatique et un système de visualisation. L'élément qui émettra les ultrasons sera la sonde. Cette dernière va en effet envoyer des ondes dans un périmètre délimité. L'échographie utilise différentes fréquences d'ondes selon l'utilisation qu'il doit en être fait.

- 1.5 - 4.5 MHz on pourra étudier les secteurs profonds tel que l'abdomen et cela à l'ordre de quelques millimètres.
- 5 MHz on va cibler les structures intermédiaires comme des cœurs à une échelle inférieure au millimètre.
- 7 MHz on verra de petites structures proches de la peau comme des veines ou artères.
- 10 - 18 MHz on étudiera de petits animaux ou alors on l'utilisera dans le cadre de l'imagerie superficielle.
- Jusqu'à 50 MHz on utilisera l'échographie pour l'observation de l'œil

Avant une échographie un gel sera appliqué sur la partie à étudier pour améliorer le contact entre la peau et la sonde et pour qu'il y ait le moins d'interférences possibles dans la transition des ondes de la sonde à la zone étudiée.

Par le biais d'une sonde en contact avec la peau, le médecin peut visualiser sur un écran les images obtenues, ce qui lui permet de diagnostiquer des pathologies sans risques et sans douleurs pour le patient

Pour obtenir une image par échographie on exploite entre autres, les propriétés suivantes des ondes ultrasonores :

- **La célérité** : La propagation des ultrasons varie selon les milieux traversés, elle est très faible dans l'air (340 m/sec), elle se fait à une vitesse d'environ **1540 m/sec** dans **les tissus mous** et l'eau, elle est encore plus rapide dans l'os.
- **l'absorption** de l'onde ultrasonore dépend de la fréquence des ultrasons ($a=K.f^2$), Plus la fréquence est élevée, plus le phénomène d'absorption est important, ce qui **empêche l'examen des zones profondes en haute fréquence**.
- lorsqu'elle **change de milieu**, une partie de l'onde incidente est réfléchi, l'autre est transmise (elle continue son chemin). On dit qu'il y a réflexion partielle lorsqu'il y a changement de milieu aux interfaces tissulaires.

L'image échographique est obtenue grâce aux ultrasons après avoir traversé les différents tissus, sont réfléchis vers la sonde. Cette dernière joue alternativement le rôle d'émetteur et de récepteur dans des intervalles de temps extrêmement courts, de quelques fractions de secondes.

Dans le temps où la sonde reçoit les ultrasons, l'échographe analyse deux paramètres qui influent sur l'image :

- D'une part, le temps mis par l'écho pour revenir à la sonde, depuis son émission. Ce temps est le **double** de celui mis par l'ultrason pour atteindre l'interface qui a créé l'écho. La vitesse de propagation dans les tissus mous et l'eau étant constante (1540 m/s), l'échographe calcule la distance entre la sonde et l'interface pour situer le point de réflexion sur l'écran, ce qui donne le siège en profondeur de l'interface ;
- D'autre part, l'intensité de l'écho réfléchi qui est proportionnelle à la **dureté** de l'interface qui a réfléchi l'ultrason. La limite entre deux tissus d'impédances acoustiques très différentes (tissu mou/os ou tissu mou/air) donne des échos très intenses.

Par analogie, on appelle **écho** aussi bien l'onde recueillie par la sonde que le point qui représente cet écho sur l'écran. On parle d'échos denses ou fins selon qu'il s'agit d'interfaces très fortes ou peu marquées.

Le signal électrique induit par l'écho de retour est amplifié et converti, autrefois en courant cathodique générant une image sur un écran analogique, maintenant en signal numérique transcrit sur les écrans modernes.

Connaissant les temps de retour des échos, leurs amplitudes et leurs célérités, on en déduit des informations sur la nature la profondeur et l'épaisseur des tissus traversés.

3- Formation de l'image échographique

Les différentes structures du corps humain (animal) donnent des images échographiques différentes suivant leur nature :

- L'eau et les liquides (bile, urine, sang, kystes, épanchements) transmettent parfaitement les ultrasons sans les réfléchir, donc sans donner d'échos ; on dit qu'ils sont **anéchoïques**, ils apparaissent en **noir** sur les coupes. Comme ils n'entraînent pas d'atténuation des ultrasons, les organes situés plus en arrière reçoivent et réfléchissent plus d'ultrasons et apparaissent plus blancs, c'est le « **renforcement postérieur** » indispensable pour affirmer la nature liquidienne d'une image ;

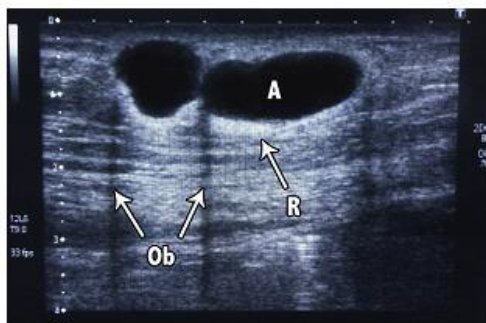


Image échographique d'une collection liquidienne.

- A** : Structure liquidienne, anéchogène (noire) ;
- R** : Renforcement postérieur ;
- Ob** : Ombre de bords : artefact dû à la réfraction du faisceau d'ultrasons qui aborde tangentiellement le contour de la collection et se trouve réfléchi très obliquement, ne revient pas vers la sonde, d'où une absence d'échos dans l'axe du faisceau en arrière du bord de la collection.

- les organes homogènes et à forte composante hydrique (foie, rate, corticale rénale, thyroïde, glandes salivaires, prostate, testicules) entraînent une réflexion modérée et régulière des ultrasons, ils sont **moyennement échogènes** et apparaissent en **gris moyen** sur les coupes ;
- les tissus hétérogènes et/ou composés de graisse réfléchissent beaucoup plus les ultrasons, ils sont **hyperéchogènes** et apparaissent en gris très clair sur les coupes ;

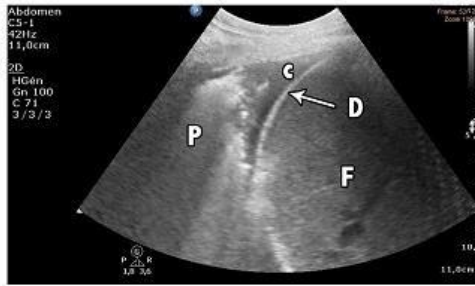


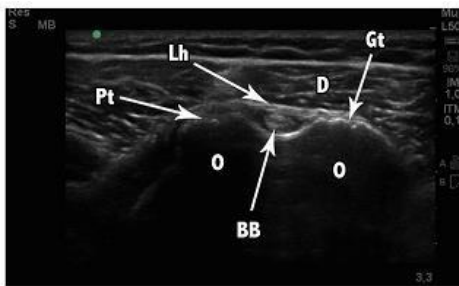
Image échographique de l'interface poumon-foie.

F : Foie.
D : Diaphragme ;
P : Poumon.

L'air transmet très mal les ultrasons, la surface du gaz apparaît hyperéchogène mais moins que l'os et le cône d'ombre en regard est moins noir car les ultrasons diffusent en tous sens donnant une image brouillée ;

C: Cul de sac pleural, ici rempli de liquide (épanchement pleural), apparaissant anéchogène.

- les muscles et les tendons ont une structure fibrillaire qui se traduit par de fines lignes **échogènes** ; les muscles, étant beaucoup plus hydriques que les tendons, sont beaucoup plus **hypoéchogènes** que ces derniers;
- L'os et les éléments calcifiés (calculs, calcifications vasculaires ou musculo-squelettiques) réfléchissent totalement les ultrasons, leur surface apparaît **très hyperéchogène**, très blanche et plus aucun écho n'est détecté au-delà ce qui forme un « **cône d'ombre acoustique** », se traduisant par une traînée noire en arrière de la surface **hyperéchogène**.
- l'air (pulmonaire, gaz intestinaux) transmet très mal les ultrasons, la surface du gaz apparaît **hyperéchogène** mais moins que l'os, et le cône d'ombre est moins noir car les ultrasons diffusent en tous sens donnant une image brouillée.



Coupe échographique transversale antérieure de l'épaule.

Lh : Ligament huméral ;
Pt : Petit trochanter ;
BB: Tendon du long biceps brachial (dans sa gouttière) ;
D : Muscle deltoïde ;
Gt : Grand trochanter ;
O: Cône d'ombre acoustique (en regards des trochanters de l'humérus).

4- Les différents modes en échographie

Les différents modes échographiques sont le reflet de la formidable amélioration technologique des appareils. Actuellement, toutes les sondes sont en « temps réel » et peuvent être utilisées en mode Time Motion (TM) et en Doppler, mais il n'est pas inutile de rappeler les autres modes plus anciens qui, étant plus « basiques », permettent de comprendre le mode de formation élémentaire de l'image échographique.

a- Le mode A (modulation d'Amplitude)

Il fut le premier type d'image obtenu à partir des premières sondes qui comportaient un seul cristal piézo-électrique (mono-élément).

Il donne une image dans une seule dimension. Il permettait de rechercher un déplacement de la faux du cerveau dans les pathologies intracrâniennes. L'écho de retour est représenté par un pic dont la hauteur (sur l'axe des ordonnées) est proportionnelle à l'intensité de l'écho, et dont la distance par rapport au point d'émission (sur l'axe des abscisses) a été calculée en fonction du temps de retour et correspond à la profondeur de l'interface étudiée.

b- Le mode B (modulation de Brillance)

Au début unidimensionnel, il représentait l'écho non plus par un pic mais par un point dont la brillance était proportionnelle à l'intensité de l'écho. Cette information supplémentaire sur la brillance de l'écho a permis de créer « l'échelle de gris ». La profondeur est toujours calculée comme en mode A, mais on adopte une représentation plus « anatomique », la distance est figurée sur l'axe des ordonnées en valeurs négatives : les interfaces proches de la sonde apparaissent en haut de l'image et, plus les interfaces sont profondes, plus elles apparaissent vers le bas de l'image.

c- Le mode M (Mouvement) et maintenant le mode TM (Time Motion)

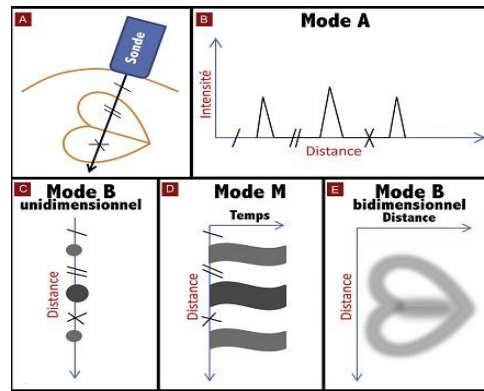
Ces deux modes permettent de visualiser la mobilité d'une structure en fonction du temps, en particulier pour les battements cardiaques. Dans ce mode, l'émission des ultrasons reste fixe sur une trajectoire constante et les échos réfléchis reviennent à la sonde avec des délais différents du fait de la mobilité de l'interface, ils sont représentés par des points comme en mode B. La profondeur de ces échos varie donc dans le temps et apparaît sur l'axe des ordonnées, alors que le temps défile sur l'axe des abscisses.

d- L'imagerie bidimensionnelle en mode B ou mode BD

Elle fut une grande avancée ; en permettant d'obtenir une image « en coupe » dans un plan choisi, elle permit l'exploration des organes abdominaux. Contrairement au mode M où la sonde reste fixe et envoie les ultrasons toujours dans la même direction, dans cette imagerie, la sonde, toujours mono-élément, était montée sur un bras articulé et l'échographe effectuait un « balayage manuel », c'est-à-dire qu'il déplaçait la sonde selon une ligne soit longitudinale, soit transversale, soit oblique. Par sommation des échos recueillis tout au long du balayage, on obtenait une succession d'échos, les plus profonds étaient le plus en bas de l'image car la profondeur est toujours sur l'axe des ordonnées, ceux reçus au début de la coupe étaient à gauche de l'image et ceux reçus à la fin de la coupe étaient à droite car le déplacement de la sonde était représenté sur l'axe des abscisses.

e- Le temps réel

Il est le mode d'examen actuellement généralisé sur tous les appareils. Il permet d'avoir une image bidimensionnelle avec un balayage suffisamment rapide pour visualiser aussi le mouvement des organes. Ce n'est plus l'échographe qui déplace la sonde pour fabriquer l'image, mais ce sont les sondes (dont nous verrons les technologies plus loin) qui comportent de multiples éléments piézo-électriques juxtaposés permettant à partir d'une seule position de la sonde de balayer tout un plan.



Les différents modes en échographie.

f- L'imagerie tridimensionnelle

Elle est encore plus récente, grâce à des sondes qui comportent encore plus d'éléments, disposés non plus dans un seul plan, mais sur une zone plus large, permet d'émettre les ultrasons et d'analyser les échos, non plus dans un seul plan, mais dans un volume, ce qui est principalement utilisé pour les grossesses.



Echographie 3D

5- Echographie Doppler

L'échographie Doppler est un examen médical échographique en deux dimensions non invasif qui permet d'explorer les flux sanguins intracardiaques et intravasculaires. Elle est basée sur un phénomène physique des ultrasons qui est **l'effet Doppler**. Elle est souvent surnommée **écho Doppler**.

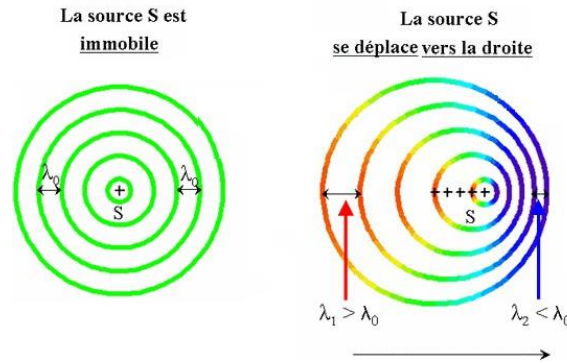
- L'effet Doppler permet de quantifier les vitesses circulatoires.
- L'échographie permet de visualiser les structures vasculaires.

En pratique médicale l'échographie Doppler est utilisé pour explorer le réseau artériel et le réseau veineux afin d'évaluer certaines affections : thrombose veineuse profonde(phlébite), varices, artériopathie, thromboses, anévrismes etc.

a- Définition de l'effet Doppler

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

L'effet Doppler est un changement de fréquence d'une source d'ondes lorsqu'il y a un déplacement relatif de la source ou de l'observateur. La fréquence perçue par l'observateur est différente de la fréquence émise : elle augmente si la source ou l'observateur se rapproche, elle diminue en cas contraire.



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

b- Principe de l'écho-Doppler

Lorsqu'un faisceau ultrasonore, émis par une source, traverse des tissus biologiques, il rencontre un certain nombre de cibles, ou interfaces fixes. La fréquence réfléchiée par ces cibles fixes est identique à la fréquence émise: on dit qu'il n'y a pas de différence entre la fréquence d'émission et la fréquence de réception. Si la cible se déplace, comme les globules rouges du sang circulant, il se produit une modification de la fréquence du faisceau réfléchi.

Cette différence (ΔF) entre la fréquence d'émission (F_e) et la fréquence de réception (F_r) s'appelle la fréquence Doppler, elle permet de calculer la vitesse et la direction des globules rouges et de détecter le mouvement des hématies dans un vaisseau

La fréquence Doppler s'exprime par la relation suivante :

$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2 F_e V \cos(\theta)}{c}$$

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

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

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

L'angle θ est un paramètre capital. En effet,

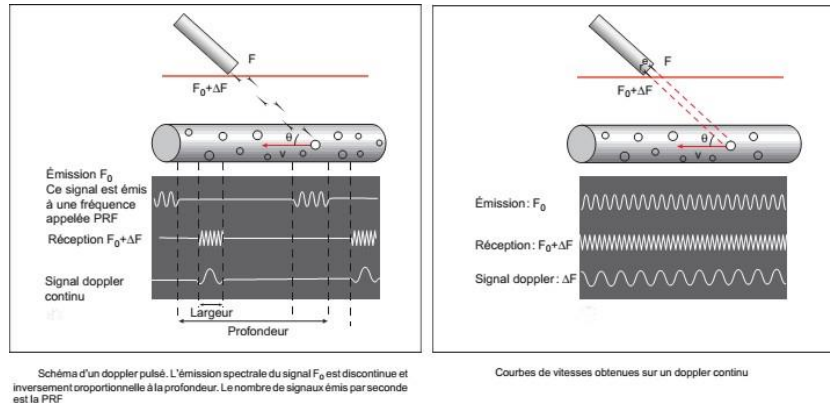
- Pour un angle de 90° , $\cos(\theta) = 0$, ΔF est nulle, entre le vaisseau et le faisceau ultrasonore, on n'obtient aucun signal Doppler.
- Pour un angle de 0° , $\cos(\theta) = 1$, ΔF est maximale, le faisceau ultrasonore est parfaitement dans l'axe du vaisseau, l'effet Doppler est maximal.

Le calcul de la vitesse circulatoire nécessite donc la connaissance de l'angle Doppler. Pour calculer cette vitesse, la formule devient :

$$V = \frac{c \cdot \Delta F}{2 F_e \cos(\theta)_r}$$

c- Modes d'utilisation du Doppler

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



Doppler continu : La sonde émet des ultrasons en permanence et les fréquences réfléchies par les globules rouges sont analysées continuellement, la sonde à deux cristaux piézoélectrique, l'un émetteur, l'autre récepteur. On recueille ainsi un spectre de vitesses correspondant à toutes les zones traversées par le faisceau. Il permet d'enregistrer des flux de très haute vélocité, sans limitation de vitesse mesurable, il permet ainsi d'analyser la vitesse maximale avec une grande précision. Le Doppler continu est très sensible pour détecter les flux lents. Son inconvénient est une moins bonne localisation du flux analysé.

Doppler pulsé : Il est constitué d'une sonde à cristal unique qui, alternativement, émet un faisceau ultrasonore et reçoit le faisceau réfléchi.

Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition PRF (*Pulse Repetition Frequency*) :

$$PRF = \frac{c}{2d} \quad \left| \begin{array}{l} C : \text{vitesse des ultrasons ;} \\ d : \text{profondeur du vaisseau.} \end{array} \right.$$

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

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

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

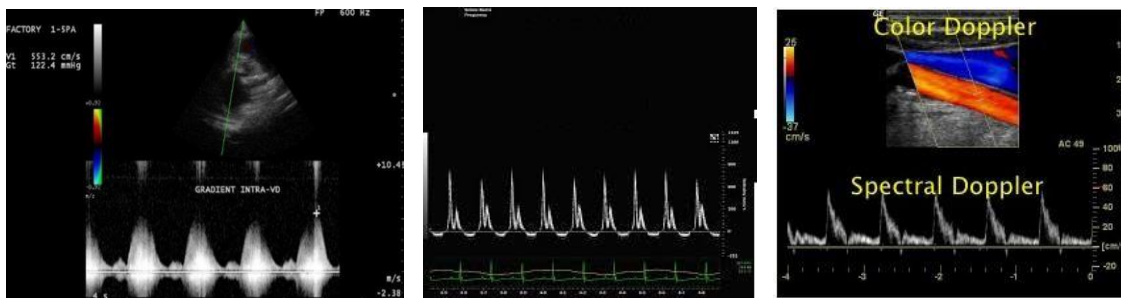
L'intérêt du Doppler pulsé par rapport au Doppler continu est de pouvoir bénéficier de la résolution spatiale et de focaliser l'examen sur un vaisseau à analyser. Ceci nécessite de coupler l'analyse Doppler à l'étude échographique. Les systèmes duplex combinent l'image échographique et le signal Doppler. Les fréquences d'émission sont un peu différentes, la fréquence d'émission pour le Doppler étant plus basse que la fréquence de la sonde pour le mode B (par exemple : 3,5 MHz sonde échographique, 3 MHz pour la sonde Doppler).

Les limites du Doppler pulsé sont : sa plus faible sensibilité pour détecter les flux très lents.

Doppler couleur : Une grande évolution technologique est ensuite apparue avec l'intégration, dans le même équipement, d'une imagerie échographique rapide et d'une détection de l'information Doppler en tous points de l'image échographique. Il pourrait être assimilé à un système Doppler multiporte multiligne, et pour différencier l'image échographique en noir et blanc du signal Doppler, celui-ci a donc été coloré par convention. Il colore en rouge les flux qui se rapprochent de la sonde et en bleu les flux qui s'éloignent de la sonde. Plus les flux sont rapides, plus la couleur se rapproche du blanc.

Le Doppler couleur doit faire face à deux contraintes particulières :

- analyser en temps réel un très grand nombre de paramètres et
- obtenir très rapidement l'analyse spectrale du signal.



Doppler continu

Doppler pulsé

Doppler couleur

d- Diagnostic par échographie Doppler

L'échographie Doppler est utilisée dans le diagnostic des atteintes des vaisseaux et du cœur.

- **Cœur** : cardiopathies congénitales, valvulopathies, péricardites ;
- **artères** : sténoses, thromboses (athérosclérose), anévrismes, claudication intermittente, ischémie aiguë ;
- **veines** : thromboses veineuses profondes, varices.

L'échographie Doppler est souvent un examen de première intention. En effet, il est relativement peu coûteux et il possède une grande sensibilité, en particulier pour le diagnostic des thromboses veineuses profondes.

Cependant il est parfois nécessaire d'effectuer des examens plus approfondis pour préciser le diagnostic comme des angiographies.

6 -Les échographes

Les échographes actuels donnent tous des images en temps réel. Un échographe « classique » se compose de:

- une console de commande, avec clavier permettant d'enregistrer les données du patient, de choisir le type d'examen et la sonde à utiliser, de régler certains paramètres pour optimiser l'image (les *preset* sont des réglages préprogrammés pour chaque type d'organe), de lancer l'émission des ultrasons ou l'interrompre en *gelant* l'image, d'envoyer les images souhaitées sur un reprographe ou sur un système de stockage au format **DICOM** ;
- un système informatique très sophistiqué qui gère les impulsions électriques excitant les groupes de céramiques piézo-électriques pour produire les ultrasons, et surtout qui

analyse les signaux électriques induits par les échos réfléchis, les amplifie et les traite pour former l'image de la coupe en temps réel. L'opérateur peut commander une grande partie des traitements électroniques, en particulier le **gain** qui est le renforcement des échos que l'on peut régler soit globalement, soit sélectivement en profondeur ou en proximal ;

- un écran qui permet la visualisation des images et sur lequel on peut effectuer des mesures ;
- plusieurs sondes adaptées aux différents examens ; l'ensemble est installé sur un chariot à roulettes, donc mobilisable jusqu'au lit du patient.

La miniaturisation des systèmes informatiques permet maintenant de fabriquer des échographes de moins en moins encombrants, de la taille d'une mallette, d'un ordinateur portable et même d'un smartphone.



- 1 : Sonde convexe 5 à 6 MHz (abdomen) ;
- 2 : Sonde linéaire 12 MHz (thyroïde, sein) ;
- 3 : Sonde linéaire 18 MHz (musculotendineux) ;
- 4 : Sonde endocavitaire 9 MHz (gynéco, prostate) ;
- 5 : Console de commande ;
- 6 : Écran.

L' échographe et ses sondes.

7- Les sondes

C'est l'élément essentiel et le plus exposé de l'échographe. Très fragiles, les sondes doivent être manipulées avec précaution en évitant tous les chocs et chutes qui risquent de les endommager de façon irréversible. Elles doivent être désinfectées avec des produits adaptés pour ne pas altérer la membrane de la zone de contact.

Nous ne reviendrons pas sur les anciennes sondes « mono-élément », unidimensionnelles, qui émettaient les ultrasons dans une seule direction sur une trajectoire unique. Les sondes actuelles en temps réel, ne sont plus constituées d'une seule céramique, mais d'un grand nombre de céramiques ou cristaux juxtaposés qui émettent les ultrasons, non plus sur une seule **ligne de tir** mais en formant un faisceau d'ultrasons soit en **éventail**, soit **linéaire**.

On trouve trois types de sondes externes:

- **les sondes sectorielles**, de forme étroite, plus ou moins conique : la zone d'émission des ultrasons est étroite et oscille de façon semi-circulaire, formant un faisceau qui s'élargit fortement en éventail vers la profondeur, donnant une bonne image en profondeur, mais médiocre en surface. Elles sont surtout utilisées en cardiologie ;

- **les sondes linéaires** : les éléments piézo-électriques sont parallèles et disposés en ligne droite, donnant un faisceau rectangulaire dont l'image est aussi bonne en surface qu'en profondeur. Elles ont permis le développement de l'échographie musculo-squelettique grâce à des fréquences élevées de 12 à 18 MHz ;
- **les sondes convexes** : les éléments sont également alignés mais sur une surface convexe, formant un faisceau en éventail mais avec une zone d'émission beaucoup plus large que les sondes sectorielles, d'où une meilleure image des zones superficielles. Elles sont les plus utilisées pour l'abdomen et le thorax, avec des fréquences de 3,5 à 5 ou 6 MHz.



Types de sondes

Les différentes sondes sont caractérisées par leur fréquence, qui dépend en particulier de l'épaisseur de la céramique. Mais en fait, la céramique vibre, non pas à une fréquence unique, mais également à des fréquences un peu plus basses et un peu plus élevées que la fréquence principale, réalisant une bande de fréquence appelée **bande passante**. Les sondes actuelles ont de larges bandes passantes, ce qui améliore la qualité d'image aussi bien en surface qu'en profondeur.

Les faisceaux d'ultrasons émis par les sondes, mêmes linéaires, tendent toujours à s'élargir en éventail ; pour garder un bon parallélisme du faisceau qui conditionne la qualité de l'image, les sondes possèdent un système électronique qui **redresse** les ultrasons dans l'axe voulu à une certaine distance de la sonde, c'est la **focalisation** que l'on doit régler plus ou moins profonde, juste sur la zone d'intérêt.

8- Avantages de l'échographie

L'échographie est une technique d'imagerie qui présente de nombreux avantages :

- son coût est beaucoup plus modéré que celui des autres imageries en coupe (scanner et IRM) ;
- elle n'est pas irradiante, pratiquement sans aucun effet secondaire, non invasive et indolore, elle peut être pratiquée de façon itérative ;
- elle est la seule imagerie en coupe donnant une vision dynamique des organes, ce qui permet d'observer les mouvements spontanés (cœur, respiration), mais aussi de rechercher des conflits musculo-squelettiques par des mouvements spécifiques ;
- elle est de mise en œuvre facile, les échographes pouvant être déplacés jusqu'au lit du patient ;
- elle permet au radiologue d'affiner l'interrogatoire en même temps qu'il réalise l'examen, ce qui est d'un apport non négligeable au diagnostic.

Tous ces atouts font que l'échographie est utilisée dans presque tous les domaines de la médecine et toutes les parties du corps.

- l'échographie trans-fontanellaire chez le nourrisson reste un excellent moyen d'explorer le cerveau (alors que le scanner et l'IRM ont totalement supplanté l'échographie pour le cerveau de l'adulte) ;

- l'échographie oculaire, très informative sur la structure de l'œil n'est pratiquée qu'en milieu spécialisé ;
- l'échographie explore très bien les glandes salivaires, la thyroïde et les masses cervicales;
- l'échographie cardiaque est pratiquée par les cardiologues ; outre les sondes externes, elle peut être complétée par voie trans-œsophagienne. L'échographie associée au Doppler permet aux angiologues d'explorer le système artériel et veineux
- l'échographie pulmonaire pratiquée par les réanimateurs a une sémiologie relativement récente ;
- l'échographie mammaire est le complément très utile de la mammographie
 - l'échographie abdominale et/ou pelvienne permet d'explorer le foie, la vésicule et les voies biliaires, le pancréas (avec éventuellement une fibro-endoscopie pratiquée par les gastro-entérologues), la rate, les reins et la vessie, l'utérus et les ovaires chez la femme (avec éventuellement une sonde endo-vaginale), la prostate et les vésicules séminales chez l'homme (avec éventuellement une sonde endo-rectale), mais aussi la paroi intestinale et l'appendice et de rechercher des épanchements ou des collections ;
 - les échographies de grossesse peuvent être pratiquées soit par des radiologues, soit par des gynécologues, soit plus récemment par des sages-femmes ;
 - l'échographie scrotale visualise les testicules et épидидymes ;
 - l'échographie inguinale et/ou de la paroi abdominale recherche les hernies et éventrations ;
 - l'échographie médullaire n'est possible que chez l'enfant ;
 - l'échographie musculo-squelettique, de développement relativement récent, peut explorer presque toutes les articulations des membres (synoviale, capsule, ligaments, tendons avoisinants), ainsi que les muscles, les aponévroses, certains nerfs et l'ensemble des parties molles.

Par ailleurs, l'échographie sert à repérer les images à ponctionner ou à biopsier, et peut être utilisée en per-opératoire.

9- Limites de l'échographie

En contrepartie de ses nombreux avantages, l'échographie présente néanmoins certaines limites, soit de nature technique, soit de nature humaine.

a- Les limites techniques

Tout ce qui arrête ou gêne la propagation des ultrasons crée des artefacts :

- la présence d'air entre la sonde et la peau gêne la visualisation des structures sous-jacentes. C'est pourquoi on utilise un **gel** entre la sonde et la peau, et lorsqu'on étudie une zone avec des reliefs, on ajoute une **poche à eau** sur la sonde linéaire ou on interpose un **pain de gel** pour s'appliquer uniformément sur la zone à étudier ;
- les os, en particulier les côtes, créent des cônes d'ombre qui gênent la visualisation des organes sous-jacents. D'autres artefacts sont dus au mode de formation de l'image échographique :
- les artefacts de réverbération apparaissent quand les ultrasons font plusieurs allers-et-retours entre la sonde et une interface très fortement réfléchissante. Cela fait apparaître soit des larges bandes d'échos parallèles à la surface, en intervalles réguliers, qui correspondent au trajet supplémentaire effectué par les ultrasons, soit une **queue de comète** (fins échos parallèles mais très rapprochés dessinant une traînée très étroite), soit une image en miroir (lorsque qu'une image anatomique ou une masse se trouve entre la sonde et une interface

très réfléchissante). Par exemple, les échos réfléchis par le diaphragme rencontrent l'image réelle plus tardivement et leur temps de retour à la sonde majoré donne une localisation qui paraît située au-delà du diaphragme ;

- les artéfacts de réfraction apparaissent quand le faisceau d'ultrasons est oblique par rapport aux interfaces. Cela fait apparaître soit des ombres de bords, fins cônes d'ombre sur les bords latéraux des images liquidiennes, soit une anisotropie sur les tendons (aspect moins échogène des fibres tendineuses lorsque que le tendon a un trajet courbe et n'est plus perpendiculaire au faisceau).

La qualité de l'image dépend également des caractéristiques de la sonde :

- la fréquence : plus la fréquence est élevée, meilleure est la définition de l'image, mais plus grande est l'absorption des ultrasons, d'où une perte d'information en profondeur ;
- la résolution spatiale est la plus petite distance entre deux objets que la sonde peut distinguer dans l'axe du faisceau, elle est proportionnelle à la fréquence ;
- la résolution en contraste correspond à l'échelle des niveaux de gris ;
- la résolution dynamique dépend du nombre d'images/seconde produites par la sonde.

b- Les limites liées au patient

Elles sont parfois très gênantes. Les tremblements incessants produisent des images floues au moment du gel de l'image. L'impossibilité de tenir l'inspiration profonde ou l'apnée empêchent de dégager le foie, la rate ou les reins des ombres costales. L'application de certaines pommades absorbe davantage les ultrasons et altère l'image, de même que la pilosité abondante. La présence de pansements, poches, drains ou graves lésions cutanées empêche de placer la sonde sur ces zones. L'obésité limite la visualisation des organes profonds.

c- Les limites liées à l'opérateur

Elles dépendent de la compétence et de l'expérience de l'opérateur, mais aussi de sa patience ! Même si les sondes en temps réel « fabriquent » automatiquement l'image en coupe, il faut bien connaître l'anatomie pour positionner la sonde au bon endroit puis examiner chaque structure sous différents angles pour s'affranchir des artéfacts souvent présents. Il faut bien connaître l'aspect échographique normal de chaque organe pour déterminer si ce qu'on examine est normal ou pas.

En cas d'anomalie, il faut connaître la sémiologie des différentes pathologies pour aboutir soit à un diagnostic précis, soit parfois seulement à une gamme de diagnostics possibles.

Du fait de toutes les limites déjà citées, l'examen peut parfois ne pas être contributif et nécessiter le recours à d'autres imageries, mais c'est le rôle de l'échographiste de faire tous les efforts possibles pour obtenir des coupes interprétables même dans des conditions techniques difficiles. . .

Références

Imagerie Ultrasonore, Sonia Dahdouh, Télécom Paris Tech - CNRS LTCI - WHIST Lab
Hartmann S. L'échographie en médecine, de la théorie à la pratique. Kinesither Rev (2016).
Sons et ultrasons applications échographie et Doppler paces-2010-2011, docplayer.fr