
L'échographie

PRINCIPES PHYSIQUES

1- PROPRIÉTÉS DES ULTRASONS

L'ultrason est une vibration mécanique (onde de compression – raréfaction) qui se propage dans un milieu matériel par les molécules de ce milieu. Elle est de même nature que les sons audibles.

L'ultrason est une onde plane et mécanique, de type acoustique, avec des fréquences trop élevées pour correspondre à un son audible pour l'être humain. Les ultrasons émettent entre 1 à 15 mégacycles ou mégahertz (MHz), alors que la limite de l'oreille humaine est de l'ordre de 20 000 cycles. (Note : 1 Hz = 1 cycle/s.)

Comparaison entre les rayonnements X et les ultrasons

Rayons X	Ultrasons
<ul style="list-style-type: none">• Onde de nature électromagnétique• Source ponctuelle• Faisceau divergent• Non focalisable• Vitesse de l'onde : 300 000 km/sec• Atténuation négligeable dans l'air• Image cumulative : superposition des plans, phénomène de sommation	<ul style="list-style-type: none">• Onde mécanique• Source/onde plane• Faisceau parallèle, puis divergent• Focalisable• 1,4 km/s• Atténuation très importante dans l'air• Image sélective non cumulative en section, en coupe• Phénomène de transmission comparable à celui de la lumière.

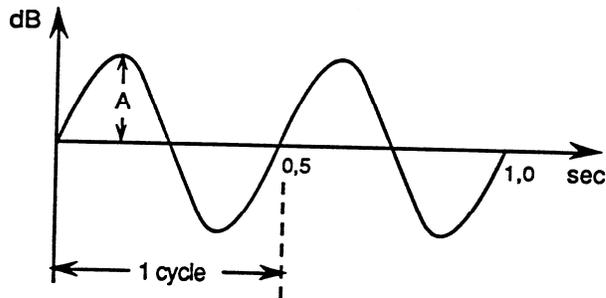
Avantages des ultrasons

- Ces ondes sont directionnelles et peuvent être facilement focalisées.
- De petites longueurs d'onde, ils permettent l'étude de petites structures.
- De grandes fréquences, ils rendent possible l'étude de phénomènes de petites périodes, par exemple la structure cardiaque.
- Elles sont inaudibles.
- Il ne s'agit pas d'un rayonnement ionisant comme les rayons X.
- « L'exposition aux instruments utilisés actuellement en échographie diagnostique n'a aucun effet biologique confirmé sur les patients ». (Santé Canada, *Principes d'utilisation des ultrasons à des fins diagnostiques*, 2001)

2- PROPAGATION DES ULTRASONS

2.1 Longueur d'onde et fréquence

Cette figure représente une onde ultrasonore. L'amplitude a une force de 5 dB. Sa fréquence est de 2 Hz (2 cycles en 1 seconde).



La longueur d'onde (λ), c'est la distance par laquelle l'onde se propage dans le milieu pendant une période de temps (T).

On peut aussi dire que la longueur d'onde, c'est la distance qui sépare deux pics de pression acoustique.

Plus la λ est petite, plus la fréquence est grande et plus la résolution axiale est bonne.

La longueur d'onde permet de déterminer la plus petite distance entre deux objets, permettant de les voir comme deux objets distincts.

Donc, le choix d'une sonde haute fréquence favorise la visualisation de petites structures superficielles étant donné sa courte longueur d'onde.

La vitesse des ultrasons est relativement constante à l'intérieur du corps humain (1540 m/s), excepté pour les os et l'air.

2.2 La puissance des ultrasons

C'est la force du faisceau ou l'énergie qui passe de la sonde aux tissus.

C'est l'intensité avec laquelle le milieu est comprimé.

Elle s'exprime en :

- décibels (dB), si on parle de l'amplitude (A) de l'onde acoustique (de l'unité relative);
- watts/cm², si on parle de l'intensité.

L'intensité du faisceau est plus importante dans la zone de focalisation que dans la zone de dispersion. La puissance doit être égale ou inférieure à 720 mW/cm²; il s'agit d'une sécurité concernant les effets biologiques des ultrasons.

2.3 L'atténuation du faisceau ultrasonore

L'atténuation est la perte totale d'énergie d'un faisceau causée par la réflexion, l'absorption et la diffusion des sons.

La perte par **réflexion** correspond aux ultrasons qui frappent un obstacle et qui reviennent sous forme d'écho.

La perte par **absorption** est une transformation de l'énergie en chaleur et par **diffusion**; ce sont des ultrasons qui s'en vont dans différentes directions.

Le degré d'atténuation est conditionné par la nature du milieu, la fréquence de l'onde ainsi que la distance (obéit à la loi du carré des distances). **Plus le milieu est solide, plus il y aura d'atténuation du faisceau ultrasonore.**

La **nature du milieu** (liquide, solide, gazeux) offre une **résistance** qu'on appelle **impédance acoustique (Z)**.

L'impédance acoustique (z)

Traduit la plus ou moins grande aptitude d'un milieu donné à la pénétration des ultrasons (s'exprime en $\text{kg/m}^2/\text{s}$). Elle est faible pour l'air et très élevée pour l'os.

Elle est différente d'un organe à l'autre, mais aussi au sein d'un même organe. Elle est caractérisée par le nombre d'interfaces ou de « murs faisant écho » que possède un tissu. Chaque interface correspond à une forte variation d'impédance, ce qui fait la caractéristique échographique d'un tissu.

MILIEU	IMPÉDANCE ACOUSTIQUE ($\text{g/cm}^2\text{s} \times 10^{-5}$)
Air	0,000 4
Graisse	1,38
Eau	1,54
Cerveau	1,58
Sang	1,61
Rein	1,62
Foie	1,65
Muscles	1,70
Cristallin	1,84
Crâne (os)	7,80
Aluminium	18,00
Mercure	19,70
Cuivre	38,00

Impédance acoustique de divers milieux

L'impédance acoustique dépend du produit de la vitesse de l'ultrason (c) et de la masse volumique (ρ) du tissu.

$$Z = \rho \cdot c$$

La **fréquence de l'onde** joue aussi un **rôle important en ce qui concerne l'atténuation**. Un faisceau avec une **fréquence élevée** déplace le milieu de façon plus importante, il gaspille ainsi son énergie plus rapidement, donc il **s'atténue plus rapidement**. (Il ne faut pas oublier que la puissance énergétique d'une onde ultrasonore dépend de son amplitude et non de sa fréquence.)

À amplitudes équivalentes, un faisceau haute fréquence se propage moins facilement, donc moins en profondeur, et s'atténue plus rapidement qu'un faisceau à basse fréquence.

2.4 Comportement des ultrasons dans un milieu homogène

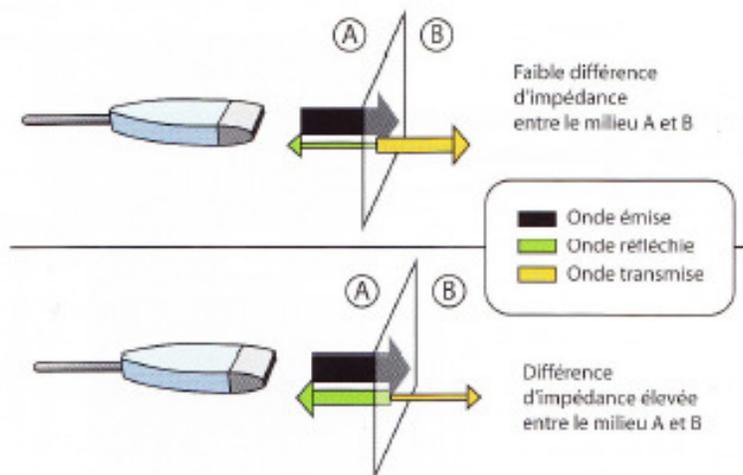
Les ultrasons se propagent en ligne droite tant qu'ils évoluent dans un milieu homogène et ils s'atténuent suivant la loi du carré des distances.

Exemple : Dans la vessie remplie de liquide, il y a seulement transmission du faisceau, donc aucune réflexion ou aucun écho à l'intérieur de la vessie.

2.5 Comportement des ultrasons dans un milieu hétérogène

Un milieu hétérogène est constitué d'interfaces différentes qui ont des propriétés acoustiques différentes, comme le foie et le sang.

Lorsque les ultrasons rencontrent un milieu d'impédance acoustique différent de celui qu'il est en train de traverser, une partie de l'onde est réfléchiée par l'interface (c'est l'écho) et l'autre partie est transmise dans le sens du faisceau. Pour que la transmission du faisceau demeure, il faut que l'impédance du milieu A soit peu différente l'impédance du milieu B.



DILLENSEGER, J.-P. *et al.* *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie*, Elsevier Masson, 2016, p. 277.

2.6 Réflexion et transmission à incidence normale

La réflexion dépend : a) de l'angle d'incidence du faisceau incident;
b) de l'impédance acoustique (Z).

a) *L'angle d'incidence du faisceau incident*

Il y a réflexion chaque fois qu'il y a des variations d'impédance acoustique. Si l'onde ultrasonore est dirigée perpendiculairement à l'interface, il y aura réflexion maximale.

b) *L'impédance acoustique*

Lors du passage d'un milieu à un autre, plus la différence d'impédance acoustique¹ entre les deux milieux est grande, plus l'amplitude ou l'intensité de l'onde réfléchie sera grande.

Les échos se propagent facilement dans les structures de densité hydrique du corps humain, mais lorsque le faisceau va aborder une structure osseuse ou aérique, la variation d'impédance acoustique entre l'eau et l'os ou l'air et l'eau sera telle qu'il se produira une réflexion totale des ultrasons empêchant ainsi la propagation des échos en profondeur.

En effet, la **différence des impédances acoustiques tissu-air** étant très considérable, **99,9 % du faisceau est réfléchi** à la peau. C'est pour cette raison que le couplage transducteur-patient(e) est essentiel à l'aide d'un matériel visqueux (**gel**) **supprimant ainsi l'air entre la sonde et la peau**. Ce phénomène explique par ailleurs l'impossibilité qui existe d'étudier une structure qui est « cachée » derrière une structure osseuse ou une zone pleine d'air.

¹ Impédance acoustique (Z) = produit de la densité du milieu (ρ) par la vitesse de propagation du son (C) dans ce même milieu. **Donc $Z = \rho \cdot c$ ρ = masse volumique.**

3- SONDE ÉMETTRICE-RÉCEPTRICE

Les sondes (transducteurs) peuvent être composées de différents matériaux possédant des caractéristiques piézoélectriques :

- des céramiques (zirconate titanate de plomb (PZT), titanate de baryum, etc.);
- des films plastiques (polyvinylidène difluore (PVDF), etc.);
- des cristaux (quartz, etc.);
- des matériaux composites (céramique + résine).

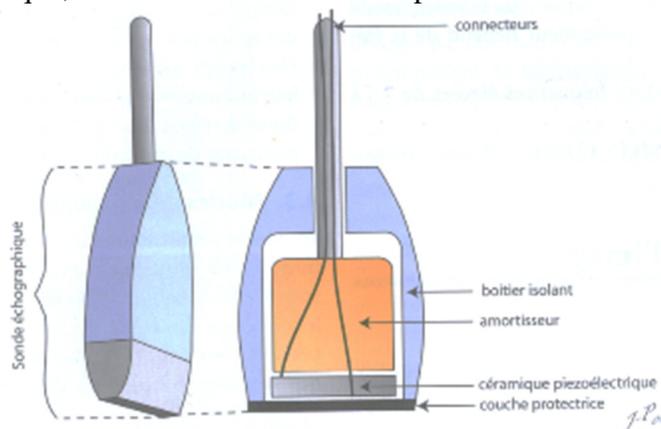
Un matériau se dit piézoélectrique lorsqu'apparaissent des charges électriques sur ses faces en réponse à une pression mécanique.

L'effet piézoélectrique inverse caractérise les mêmes matériaux qui se déforment sous l'effet d'un champ électrique. Sous l'effet de la variation électrique, le matériau piézoélectrique se contracte et se dilate, ce qui produit des ultrasons (effet piézoélectrique inverse). Ceux-ci se propageront dans les tissus et seront réfléchis sur les interfaces sous forme d'échos vers la sonde. Le retour des échos à la surface de la sonde produira une vibration du matériau piézoélectrique qui produira un signal électrique proportionnel à l'intensité de l'écho (effet piézoélectrique). Ce signal électrique sera recueilli et participera à la formation d'une image échographique.

La sonde émet des ultrasons dans une proportion de 0,1 % du temps, tandis qu'elle les écoute durant les 99,9 % du reste du temps.

Le transducteur est constitué d'une couche de matériau piézoélectrique avec une électrode sur deux faces opposées. Cette structure est placée en sandwich entre un milieu arrière (amortisseur) et une face avant qui ont pour rôle d'optimiser les performances du transducteur en termes de résolution et de sensibilité.

De façon simple, la sonde est composée de trois éléments principaux au sein d'un boîtier isolant : la céramique piézoélectrique, l'amortisseur et la couche protectrice.



DILLENSEGER, J.-P. *et al. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Quand la théorie éclaire la pratique.* Elsevier Masson SAS, 2016, p. 280.

Céramique piézoélectrique

Elle est émettrice et réceptrice des ultrasons.

Elle est caractérisée par une fréquence de résonance dépendant de la nature du matériau et de son épaisseur.

Isolant

C'est un matériau non conducteur qui isole de la peau et protège la céramique.

Amortisseur

Il est placé en arrière de la céramique.

Rôles :

- amortir les vibrations de la céramique;
- absorber les vibrations émises en arrière.

La fréquence de résonance

Les matériaux piézoélectriques voient leur épaisseur varier si la fréquence des impulsions électriques est proche de leur fréquence de résonance. La fréquence de résonance d'une sonde dépend de son épaisseur : chaque céramique d'une épaisseur donnée correspond à une seule fréquence d'émission caractéristique de la sonde.

Note : Il existe des sondes « large bande » qui **permettent de changer la fréquence sans changer de sonde**. Ces **sondes « multifréquences »** sont constituées de cristaux ayant des fréquences de résonance différentes.

Paramètre réglable agissant sur l'onde émise

- **L'intensité**

Il s'agit de l'intensité électrique stimulant la céramique, c'est-à-dire **l'intensité des ultrasons produits**. C'est un paramètre de puissance à l'émission qui s'exprime en w/cm^2 et qui conditionne avec la fréquence, la pénétration des ultrasons dans les tissus.

4- FRÉQUENCE DES SONDES UTILISÉES

Pour les applications médicales, on utilise les fréquences de 1 à 15 MHz.

- Les sondes de **haute fréquence** permettent une **bonne résolution axiale** à une **faible profondeur**.
- Les sondes de **basse fréquence** offrent une **résolution axiale moyenne**, mais permettent une étude à plus **grande profondeur**.

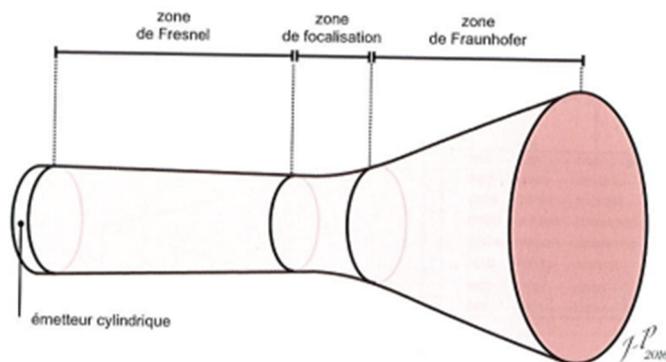
En principe, nous devons toujours utiliser la plus haute fréquence possible afin d'obtenir la meilleure résolution en n'explorant qu'à la profondeur maximale utile.

Les hautes fréquences (7 et 10 MHz) sont employées pour étudier des **structures superficielles** (exemple : thyroïde, vaisseaux du cou, testicules, seins, etc.).

Les basses fréquences sont utilisées pour les **études profondes** ou l'exploration de masses volumineuses très absorbantes (ex. : **2,25 MHz**).

Les **explorations standards cardiaques, abdominales et pelviennes** requièrent une **fréquence intermédiaire de 3,5 MHz** permettant d'atteindre environ 20 cm. On utilise une fréquence un peu plus élevée chez les sujets maigres (5 ou 6 MHz), pour certains organes abdominaux assez superficiels (exemple : vésicule biliaire) ainsi que pour les enfants et les bébés.

5- LE FAISCEAU ULTRASONORE



DILLENSEGER, J.-P. *et al. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Quand la théorie éclaire la pratique.* Elsevier Masson SAS, 2016, p. 281.

Zone de Fresnel :

Ou zone proche. Près de la source vibrante. Le faisceau ultrasonore voyage en ligne droite dans cette zone. C'est une zone d'interférences ultrasonores, ce qui fait que les échos générés dans cette zone n'auront pas tous la même amplitude.

Zone de Fraunhofer : **Ou zone éloignée.** Dans cette zone, le faisceau commence à diverger. Les ondes réfléchies dans cette zone ne reviennent pas vers la sonde à cause de la divergence du faisceau. Quelques ondes peuvent revenir si elles sont à l'intérieur de l'écart θ de 3 degrés.

Zone de focalisation : C'est ici que se concentre l'onde ultrasonore. Les échos produits dans cette zone permettent de produire une image plus détaillée.

La présence d'une électronique de focalisation (focus) permet de modifier la forme du faisceau en déplaçant la zone de focalisation.

Focalisation

Les appareils sont équipés de barrettes à focalisation électronique ou numérique conçues de façon à focaliser le faisceau ultrasonore. La focalisation permet de réduire la largeur du faisceau, ce qui **améliore la résolution latérale**.

La **combinaison de plusieurs distances focales à l'émission améliore la qualité de l'image**. Cependant, la **cadence d'images est diminuée** par un facteur égal au nombre de distances focales sélectionnées.

La zone focale est habituellement indiquée sur l'écran de visualisation par de petites flèches et on peut ajuster sa profondeur selon la région d'intérêt.

6- LA RÉOLUTION DE L'IMAGE

La finesse des détails d'une image dépend du pouvoir de résolution du système d'imagerie. La résolution est définie par la distance minimale qui doit séparer deux cibles pour que leurs images soient distinctes. Elle correspond à la faculté qu'a un système échographique à distinguer deux cibles rapprochées.

Résolution axiale (dans la direction de l'axe du faisceau ultrasonore)

La résolution axiale est la **capacité du faisceau à dissocier deux objets situés l'un derrière l'autre**. Elle est en lien avec la longueur d'onde (λ) et la **fréquence** (f).

$$\downarrow \lambda \rightarrow \uparrow f \Rightarrow \uparrow \text{résolution axiale}$$

Donc, on pourrait penser que les sondes de 7 ou 10 MHz devraient toujours être utilisées, mais comme leur zone de focalisation est autour de 2 ou 3 cm, l'atténuation du faisceau se fait rapidement et elle ne permet pas de descendre assez loin dans le patient. Donc, on doit faire des compromis résolution - profondeur.

Résolution latérale ou azimutale

La résolution latérale est la capacité du faisceau à dissocier deux objets situés l'un à côté de l'autre. Elle dépend de la largeur du faisceau. C'est la focalisation du faisceau qui permet de réduire la largeur du faisceau. Si le faisceau est trop large ou si les structures examinées sont dans la zone de Fraunhofer, la résolution latérale est compromise.

Un faisceau bien focalisé améliore la résolution latérale.

7- REPRODUCTION DE L'IMAGE

7.1 Mode temps réel

Les échos captés par la sonde sont représentés sous forme de points lumineux sur l'écran. L'intensité de la brillance est proportionnelle à l'intensité des ondes réfléchies.

On obtient l'information en temps réel et on peut observer le mouvement à l'intérieur du corps. Il est possible de figer l'image à tout instant.

Il permet tous les plans de coupes, selon tous les axes. Ex : plan sagittal, transverse et on peut aussi suivre l'axe d'un vaisseau.

Les différents types de sondes

La sonde de type *électronique*

C'est une sonde constituée d'un alignement (barrette) d'éléments piézoélectrique de petite taille. L'ensemble des éléments est soumis à une même pulsion électrique. La propagation de ces impulsions électriques peut être simultanée ou décalée. Ces décalages (ou retards temporels) offrent la possibilité de focaliser le faisceau pour optimiser la résolution spatiale latérale. Ces sondes électroniques peuvent avoir une configuration sous forme de barrettes plane ou courbée et sont composées d'environ 200 céramiques (permet un balayage linéaire, trapézoïdal ou sectoriel).

Les sondes de type électronique sont : (voir images p. 285 du *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie*).

- sectorielle,
- linéaire,
- convexe.

La **sonde sectorielle** donne un champ triangulaire. Elle est plus adaptée aux examens cardiologiques et pour les échographies cérébrales transfontanellaires.

La **sonde linéaire** présente une configuration sous forme de barrette plane. Elle offre un balayage linéaire et une forme d'image rectangulaire. La largeur du champ d'exploration est plutôt réduite. Elle est couramment utilisée en vasculaire.



La **sonde convexe** présente une configuration sous forme de barrette courbée. Elle offre un balayage sectoriel et une forme d'image trapézoïdale. La largeur d'exploration est plutôt grande et elle est reconnue comme très efficace. Elle est très utilisée (abdomen, pelvien et obstétrique).



Note : Les sondes sont très fragiles et très dispendieuses. Nous devons donc les manipuler avec soin et éviter les chocs.

Les sondes peuvent aussi avoir une configuration annulaire qui permet de réaliser des coupes à partir d'une cavité du patient. Parmi les voies et les études endocavitaires, on retrouve :

- voie endovaginale pour l'étude du contenu utérin;



- voie endorectale pour l'étude de la prostate;



- voie transœsophagienne pour l'étude cardiaque;



- voie intravasculaire pour l'étude de la paroi des vaisseaux.



7.5 Imagerie d'harmoniques

Jusqu'en 1995, les sondes des systèmes d'échographie n'émettaient qu'une fréquence à la fois et ne recevaient qu'une fréquence à la fois. Si 2 Mhz étaient émis, la fréquence de l'onde revenant à la source était elle aussi aux environs de 2 Mhz.

Avec l'arrivée des produits de contraste en échographie, les recherches sur ce plan ont permis de révéler qu'une cellule insonifiée à une fréquence « X » réémettait elle-même, en retour, à une fréquence 2 X. Des fréquences 3 X et 4 X sont également transmises, mais sont généralement sans intérêt étant donné leur très faible amplitude.

Une sonde traditionnelle envoie un signal ultrasonore à une certaine fréquence et peut seulement recevoir l'écho qui revient à cette même fréquence. L'imagerie harmonique consiste à « insonifier » le tissu avec une fréquence fondamentale (par exemple 3,5 MHz) et à utiliser, pour la formation de l'image, la seule composante harmonique (7 MHz) contenue dans le signal qui revient vers la sonde. Comme la résolution de l'image augmente avec la fréquence, la résolution de l'image est améliorée. De plus, la composante harmonique, conséquence de la déformation de l'onde incidente au cours de sa propagation, ne traverse les tissus qu'une seule fois, lorsqu'elle retourne vers la sonde. Contrairement à l'échographie conventionnelle où le signal a effectué un aller-retour, l'imagerie harmonique tissulaire est donc moins sujette à la dégradation du signal que l'on observe habituellement au passage à travers la paroi abdominale.

Grâce à ces propriétés, l'imagerie harmonique tissulaire se révèle utile pour examiner des patients chez lesquels la qualité de l'image échographique conventionnelle est pauvre. Il en résulte des images d'une plus grande clarté avec beaucoup moins d'artéfacts et une résolution en contraste améliorée. Cela augmente la définition des contours des organes.

7.6 Mode Doppler

Cette technique est utilisée pour l'étude du système circulatoire. C'est le mouvement du sang qui crée l'image. Nous obtenons un signal audio et/ou une courbe de vitesse en fonction du temps. Il est important de garder un angle constant d'inclinaison de la sonde par rapport à l'axe du vaisseau (angle de 45° à 60° avec le vaisseau) afin d'obtenir un signal optimal.

Il est possible d'identifier une structure vasculaire (artère, veine), d'y percevoir la présence et la direction du sang et d'évaluer son débit (quantité de sang qui s'écoule par unité de temps). Lorsqu'un faisceau d'ultrasons traverse les cavités cardiaques ou les vaisseaux, l'écho renvoyé par les globules rouges (qui deviennent des émetteurs) aura une longueur d'onde plus longue s'ils s'éloignent du capteur; et une longueur d'onde plus courte s'ils se dirigent vers le capteur. La sonde Doppler recueillera donc un écho dont la fréquence (et la longueur d'onde) sera différente de la fréquence d'émission. La différence des fréquences d'émission et de réception : $F - F'$ ou $F' - F$ permet de calculer la vitesse et la direction des globules rouges.

Doppler continu

La sonde possède deux cristaux : un qui émet de façon continue et l'autre qui reçoit les ondes réfléchies. La sonde émet sans interruption. Le transducteur à Doppler continu doit être conçu avec un facteur Q le plus élevé possible c'est-à-dire, qu'il émet des sons le plus homogènes possible (c'est un transmetteur plus efficace). Le doppler continu **permet de mesurer des vitesses sanguines élevées, mais son usage est limité en raison de son manque de résolution en profondeur, c'est-à-dire de son incapacité à différencier deux vaisseaux situés à des profondeurs différentes**. L'énergie acoustique absorbée par le patient est nettement supérieure, car la sonde émet à 100 % du temps. Il donne un signal audio ou une courbe de vitesse en fonction du temps.

Doppler pulsé

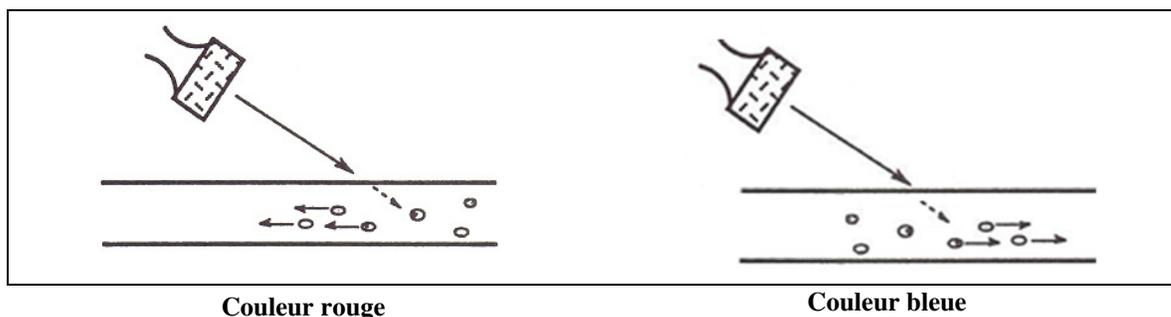
Il est semblable à l'ultrasonographie standard. La sonde est un élément piézoélectrique émetteur/récepteur. Elle n'émet qu'une fraction du temps. Un **avantage majeur est sa résolution en profondeur**, mais il est moins bon que le Doppler continu pour son rapport signal/bruit. De plus, il **ne peut mesurer des vitesses élevées**. Il donne un signal audio ou une courbe de vitesse en fonction du temps.

Doppler couleur

C'est une variété plus sophistiquée de doppler pulsé. Il permet une visualisation des flux sanguins intracardiaques et intravasculaires qui se superposent à l'image bidimensionnelle. Ce système nous renseigne aussi sur le diamètre du vaisseau et sur l'angle d'incidence du faisceau Doppler, notion indispensable lorsqu'on veut évaluer le débit. Il faut savoir que la couleur du vaisseau sur l'écran dépend de la position de la sonde, du sens et de la vitesse du flux sanguin. Par convention,

- Lorsque le **flux sanguin voyage vers la sonde**, le vaisseau sera **rouge** sur l'écran.
- S'il voyage en **sens inverse**, donc s'il s'éloigne de la sonde, le vaisseau sera **bleu**.
- Une zone de **turbulence** produit un signal **multicolore**.

Dans les cas de sténose, on retrouve une zone de turbulence avant celle-ci et une augmentation plus ou moins importante de la vélocité après la sténose. On appelle cette augmentation un **jet** et il apparaît **blanc ou jaune** sur l'écran.



Réf. : LAPERRIÈRE, Eddy. *Ultrasonographie médicale*, OTRQ, p. 42.

Un appareil Doppler délivre donc :

- un signal audible dont la fréquence est proportionnelle à la vitesse du sang et qui permet de repérer aisément le vaisseau;
- un signal électrique d'enregistrement qui fournit les courbes de vitesse instantanée du sang, ce qui permet une analyse plus fine de certaines anomalies circulatoires (ex. : turbulences);
- le sens de la circulation : venant vers la sonde ou s'en éloignant (couleur rouge ou bleue);
- une image en temps réel du vaisseau.

8- FORMATION DE L'IMAGE

La technique consiste à promener sur le patient ou la patiente une sonde qui contient une **céramique piézoélectrique**. Cette céramique émet un faisceau d'ultrasons (ondes mécaniques) qui fait vibrer les particules du plan du corps qui sont en contact avec la sonde. Lorsque les ultrasons rencontrent un obstacle, par exemple le rein, ils sont réfléchis et reviennent vers la sonde en échos. Une fois que le transducteur a reçu ces échos, ils sont transformés en courant électrique facile à mesurer. Ensuite, ils sont amplifiés et retransmis à un écran sous forme de points lumineux plus ou moins brillants, selon l'amplitude de l'écho. Au même instant, on peut geler l'image et l'enregistrer. C'est à partir de plusieurs échos d'un même obstacle qu'on obtient une image complète de celui-ci.

Le signal analogique (courant électrique) passe dans un convertisseur analogique numérique (CAN) pour être transformé en signal digital (numérique) et emmagasiné sur le disque dur de l'ordinateur. Par la suite, on peut archiver l'examen dans le système PACS.

8.1 L'étude de l'image échographique

Un des avantages de l'échographie est de permettre la réalisation de coupes dans tous les plans de l'espace. En pratique, le technologue réalise de multiples coupes et choisit de photographier celles qui lui paraissent les plus utiles au diagnostic. Par convention (comme pour la tomodensitométrie), les coupes échographiques sont présentées comme étant vues par les pieds du patient. Pour des coupes transverses, la droite du patient ou de la patiente est à la gauche de l'écran et la gauche du patient ou de la patiente est à la droite de l'écran. Lorsque les coupes sont longitudinales, il est habituel de placer la coupe de façon que la tête du patient ou de la patiente soit à gauche de l'écran et les pieds à droite.

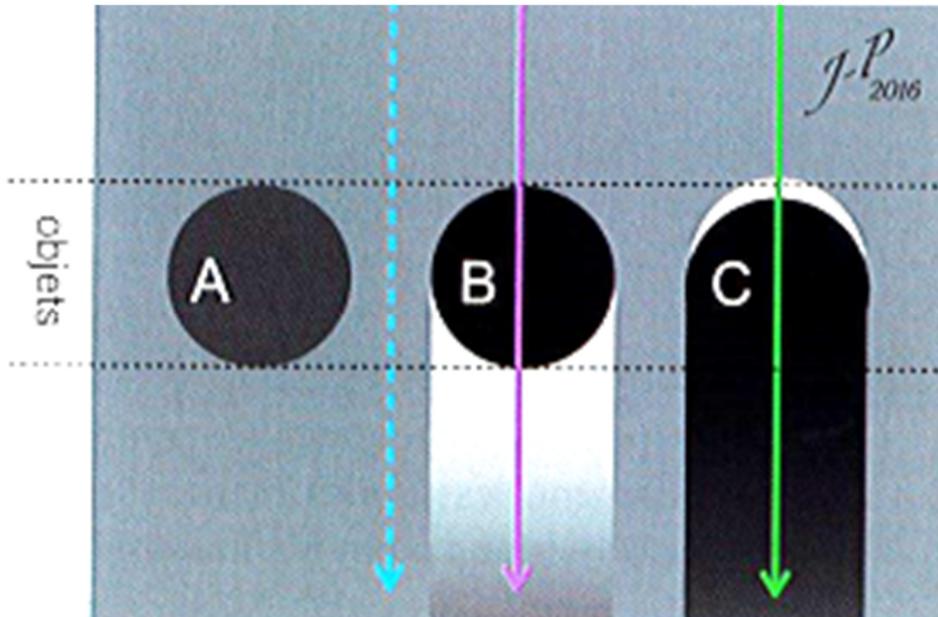
8.2 L'échelle de gris

Ex. : - réflexion totale :		os (partie externe de l'os), air, lithiase → blanche.
- réflexion moyenne :		tissu hépatique normal → gris.
- réflexion nulle :		eau, sang, vessie, vésicule normale → noire.

Il ne faut pas parler de densité en échographie, il faut parler d'échogénéité.

8.3 Interprétation de l'image

- **Zone anéchogène** : zone où il n'y a pas de production d'échos, donc nous obtenons des points noirs sur l'écran de télévision (pas de retour).
- **Zone hyperéchogène** : zone qui représente un très grand retour d'échos.
- **Zone hypoéchogène** : zone qui représente un plus faible retour d'échos.



DILLENSEGER, J.-P. *et al. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Quand la théorie éclaire la pratique.* Elsevier Masson SAS, 2016, p. 288.

A : Objet solide (zone hyperéchogène)

B : Structure liquidienne (zone anéchogène) ➡ renforcement postérieur

C : Calcul (réflexion totale à la face antérieure du calcul = zone hyperéchogène) ➡ Cône d'ombre postérieur (absence d'échos derrière le calcul)

8.4 Différents types d'échostructure

Images tissulaires solides, semi-solides et liquidiennes

- a) Image liquidiennne : • Zone vide d'échos.
• Renforcement de l'interface postérieure.
• Zone d'échos intenses en arrière de la collection.

Note : Il existe des cavités liquidiennes pathologiques qui ne sont pas totalement vides d'échos et qui possèdent un renforcement postérieur. Il s'agit de « liquide échogène », comme une bile épaisse, une cavité hémorragique, un kyste mucoïde.

- b) Tissu solide : • Présence d'échos disséminés.
• Échos régulièrement dispersés, d'intensité similaire, constituent l'échostructure solide homogène.

Ex. : foie, rate, pancréas.

Note : Pour une même amplification, le degré de réflectivité des tissus varie de l'un à l'autre.

Par exemple, le pancréas est plus réfléchissant que le foie. La rate est moins réfléchissante que le foie.

Le caractère solide de la rate se manifestera qu'à un niveau d'amplification plus élevé.

- S'il y a pathologie, il y aura de petits îlots de réflectivité différente, dispersés irrégulièrement et de taille variable, ce qui donne une échostructure hétérogène solide.

- Il y a différentes sortes d'échostructure solide hétérogène :
 - nodulaire;
 - en nappe;
 - mixte.

- c) Échostructure semi-solide : • Traduit la présence de tissu solide œdémateux ou nécrotique, ou d'une collection liquidiennne épaisse, grumeleuse, contenant des débris (abcès).

- d) Image canalaire :
- Il s'agit des vaisseaux, des canaux biliaires, etc.
 - On distingue bien les parois.
 - La lumière est vide d'échos.
 - Pour de petites structures canalaire, seules les parois sont visibles, la lumière disparaissant sous la forme de points ou de lignes hyperéchogènes accolées.
 - Pour une paroi mince, le faisceau doit être perpendiculaire à la paroi pour être bien visualisé.
 - La forme du canal dépend du plan de coupe (sagittale, transversale, oblique).

9- ARTÉFACTS ACOUSTIQUES

Les artéfacts acoustiques sont des échos qui ne correspondent à aucune structure anatomique.

A- Ombre acoustique ou cône d'ombre

Les cônes d'ombre apparaissent quand les ultrasons rencontrent une structure plus atténuante que les structures voisines (ex. : os, calcifications, air). Dans ce cas, il n'y a plus d'échos émis en arrière de la structure, d'où la présence d'une zone anéchogène = cône d'ombre.

Il est donc essentiel d'appliquer un gel sur le patient pour la réalisation de l'examen échographique. La réflexion trop importante entre l'air et la peau (99 %) ne permet pas aux ultrasons de pénétrer et donc d'étudier le corps humain.

B- Renforcement postérieur

Ce phénomène joue un rôle important dans le diagnostic. Il s'agit d'une caractéristique importante des structures anéchogènes (kyste), car il n'existe alors aucune perte d'énergie et il en résulte un renforcement de l'écho. Le terme « renforcement postérieur » généralement utilisé ne traduit pas vraiment la réalité puisque, en fait, il s'agit seulement d'une atténuation moins importante. Cette augmentation d'échogénéité peut être utilisée comme signe diagnostique supplémentaire. Ceci est valable pour les kystes et pour d'autres structures liquidiennes comme des abcès ou d'autres collections.

C- Réverbération (échos de répétition ou échos multiples)

Se produit lorsque le faisceau traverse deux interfaces d'impédance acoustique élevée et assez près l'une de l'autre. Les échos sont réfléchis plusieurs fois entre les deux interfaces, ce qui peut créer des images de composition (fausses images) ou obstruer la région à examiner. Cela produit des bandes claires, en particulier au niveau de la vésicule biliaire, de la vessie et de kystes.

En cas de choc particulièrement violent des ondes sonores (air, métal), il existe un phénomène d'artéfact de résonance (syn. : queue de comète). Cela peut se produire, par exemple, lors d'un contact avec un piercing au nombril ou au niveau de l'interface entre un kyste et une anse intestinale remplie d'air à proximité.

D- Ombres latérales ou de bord (phénomène de réflexion oblique, cônes d'ombre des parois latérales)

La réfraction et la diffusion des ondes sonores sur le bord de cavités remplies de liquide en cas de rencontre tangentielle sont à l'origine d'une étroite zone d'ombre acoustique, non pas en arrière de l'objet, mais en arrière de la limite latérale de réflexion. Cette ombre acoustique est liée à une perte d'énergie.

E- Image en miroir

Des ondes sonores qui butent sur une bande de réflexion oblique (diaphragme) et qui ont traversé auparavant une structure peu échogène représentent parfois cette structure en arrière de la bande de réflexion du fait de réflexions multiples (fausse image, pseudoécho). Ces artéfacts sont expliqués par le double temps de parcours du son du fait de modification de sa direction en rapport avec la réflexion. Ce double trajet (temps de parcours) fait croire à l'existence d'une image plus éloignée de la sonde. Des images en miroir de petits kystes, angiomes ou métastases hépatiques sont particulièrement impressionnantes.

10- FONCTIONS DE L'APPAREIL

L'appareil possède un clavier pour inscrire certaines informations, comme le nom du patient, le numéro d'identification, la date de l'examen, le côté droit ou gauche, etc.

On peut effectuer des mesures à l'aide de curseurs.

La qualité de l'image dépend : - de l'habileté de l'opérateur;
- de l'ajustement des paramètres de réglage.

Ces réglages contrôlent l'émission de l'onde ultrasonore ainsi que sa réflexion.

On peut les classer en deux groupes, selon qu'ils agissent sur l'onde émise ou transmise, ou sur l'onde réfléchie.

10.1 Intensité (power output, acoustic power)

L'intensité représente la force du front d'onde. Celle-ci est exprimée en w/cm^2 . C'est le seul réglage qui affecte l'onde émise.

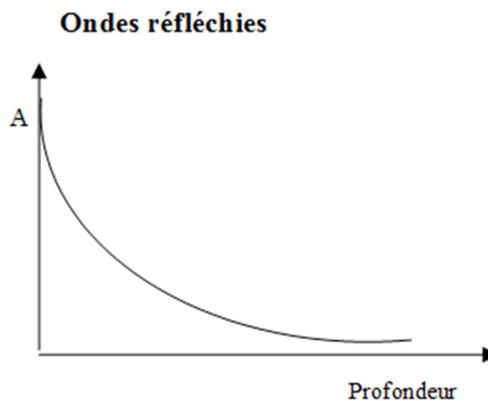
Il est à remarquer qu'il n'est pas question de la fréquence du faisceau : il n'y a aucun lien entre la fréquence et la puissance.

Paramètres de réglage en fonction du faisceau affecté

ONDE TRANSMISE	ONDE RÉFLÉCHIE
<ul style="list-style-type: none">• Intensité	<ul style="list-style-type: none">• Amplification :<ul style="list-style-type: none">• Amplification globale (gain total ou global)• Amplification en profondeur (gain en profondeur, courbe d'amplification, courbe de gain, <i>time gain control</i> (TGC))

Pour mieux comprendre le rôle et le fonctionnement de chacun de ces contrôles, faisons une parenthèse sur les ondes réfléchies obtenues lors du passage d'un faisceau ultrasonore à travers une masse de tissu.

En vertu du phénomène d'atténuation décrit précédemment, voici la représentation graphique de l'intensité des ondes réfléchies obtenues en fonction de l'épaisseur du tissu lors du passage du faisceau.



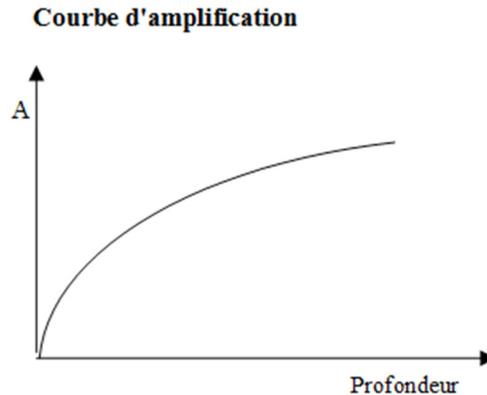
Réf. : MONNIER, J.-P. *Ultrasonographie médicale*, OTRQ, p. 46.

On remarque que l'amplitude des échos obtenus décroît avec l'augmentation de la distance parcourue par le faisceau dans la masse de tissu.

Si nous faisons une image à partir de ces ondes réfléchies, l'intensité des structures de surface serait très brillante, tandis que l'intensité des structures situées en profondeur serait très sombre. Pour régler ce problème, il faut donc réduire l'intensité des échos de surface et augmenter celle des ondes réfléchies provenant des régions éloignées. C'est le rôle de la courbe d'amplification ou courbe de gain.

10.2 Courbe d'amplification ou amplification différentielle « time gain compensator [TGC] »

L'allure de cette courbe est l'inverse de la courbe des ondes réfléchies.



Réf. : MONNIER, J.-P. *Ultrasonographie médicale*, OTRQ, p. 47.

Le dispositif qui permet le contrôle de la courbe d'amplification est constitué d'un ou d'une série de potentiomètres qui modifient la pente de la courbe. Ces modifications peuvent se faire soit en variant globalement l'inclinaison de la pente de la courbe grâce à un contrôle unique, soit à l'aide d'un ensemble de contrôles qui agissent de façon individuelle sur chacun des segments de la courbe. L'avantage d'un système démultiplié réside dans le fait qu'il permet un meilleur réglage en rapport direct avec la région anatomique examinée.

10.3 Amplification globale

Son rôle est d'augmenter l'amplitude des signaux reçus (les échos) afin de mieux les percevoir.

Il ne faut pas oublier aussi que parfois une intervention très simple peut nous aider, entre autres :

- la variation de la brillance et du contraste de l'image;
- le déplacement de l'écran de visualisation;
- la variation de l'intensité lumineuse de la pièce.

11- MODES D'ENREGISTREMENT DE L'IMAGE

Les images obtenues lors d'examen échographiques sont de type numérique et peuvent être stockées sur le disque dur ou encore être archivées directement au PACS. (Système de gestion d'informations médicales)

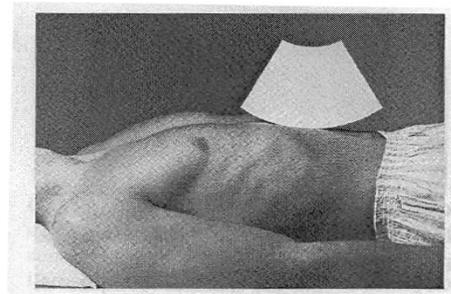
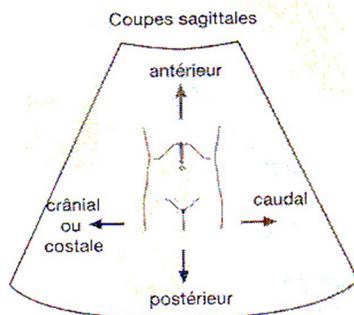
EXAMENS EN ÉCHOGRAPHIE

DÉFINITION À RETENIR

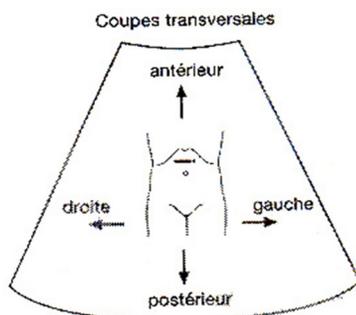
- **Anéchogène** : qui ne produit pas d'échos.
- **Échogène** : qui produit des échos.
- **Hyperéchogène** : qui produit plus d'échos que la normale.
- **Hypoéchogène** : qui produit moins d'échos que la normale.
- **Isoéchogène** : qui produit des échos selon la normale.

Le point sur la sonde se nomme « point de polarité » et il doit être maintenu sous le pouce.

Par convention, les coupes sagittales sont représentées comme si l'observateur se trouvait à la droite du patient. Donc, l'extrémité céphalique (haut du patient) est à la gauche de l'écran et l'extrémité caudale (bas du patient) est à la droite de l'écran.



Par convention, les coupes transversales sont représentées comme si l'observateur se trouvait aux pieds du patient, regardant la coupe par en dessous, comme en tomodensitométrie, de sorte que la gauche du patient se trouve à droite de l'écran.



Note : Sur les deux coupes, l'image montre la paroi abdominale antérieure en haut et les structures postérieures en bas.