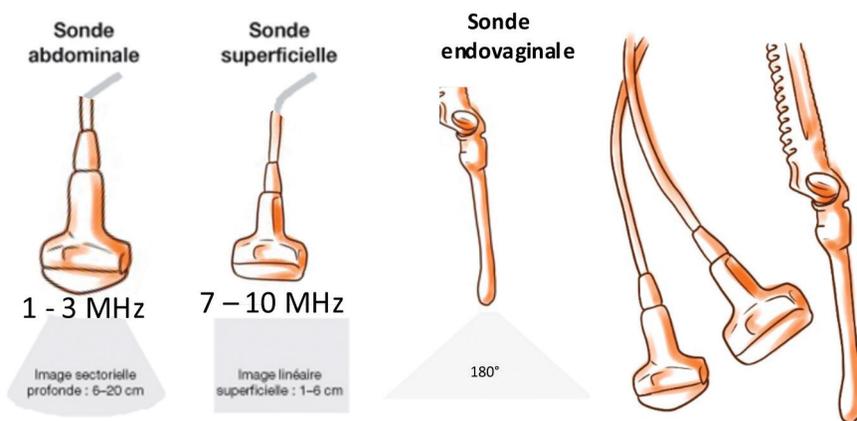


# Bases théoriques et pratiques

## La sonde

### 1. Types de sonde



#### Modes Doppler

Continu, pulsé, couleur    Continu, pulsé, couleur

#### Structures analysées

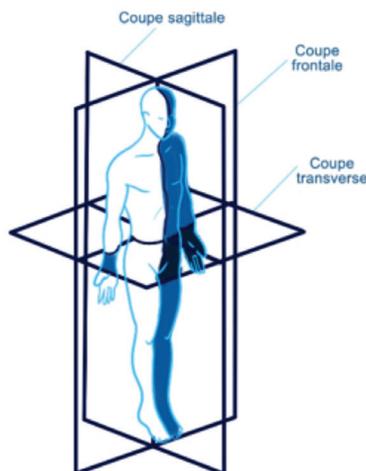
Organes et vaisseaux abdominaux

Vaisseaux, nerfs  
Peau, tissus mous  
Plèvre

### 2. Sens de la sonde

Il existe trois plans de coupe cardinaux : transversal, sagittal (ou longitudinal) et frontal (ou coronal).

Le premier geste de base, professionnel, consiste à déplacer votre sonde vers la droite, et à vérifier alors que ce qui apparaît à l'écran apparaît sur la droite de l'écran (sinon, il faut tourner sa sonde).



« La droite est à droite » : « ce que vous voyez à votre droite sur la coupe-objet s'affiche à votre droite sur l'écran ».

Ou encore,

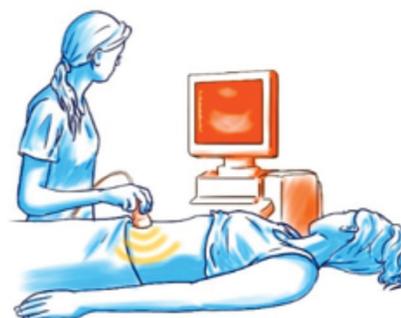
Votre « point de vue » sur votre patient est identique à votre point de vue sur l'image à l'écran. **La coupe « image » est orientée comme la coupe « objet »** .

Cette loi de l'orientation de la coupe image est générale et doit être appliquée dans tous les cas que vous soyez dans une ambulance, à gauche du sujet, que le sujet soit sur le dos ou sur le ventre, assis ou debout, que vous soyez à la tête de notre patient... C'est ce qui fait son intérêt.

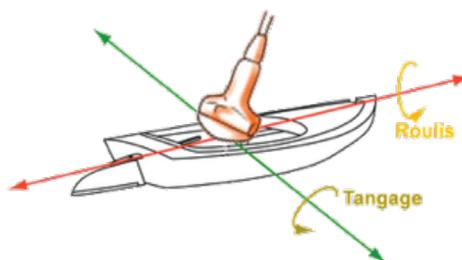
Ainsi est défini d'où le médecin regarde sa coupe-objet et sa coupe-image : « Par en bas » ou « en se mettant en bas » signifie en se mettant « aux pieds du sujet », tout comme le scanner à rayons X : **on regarde une vue inférieure des coupes** objet et image.

**En coupe transverse**, cela signifie qu'on regarde l'écran comme si on était situé en dessous du patient (la droite du patient est à gauche de l'écran).

**En coupe sagittale et en coupe coronale**, la tête du patient est à gauche de l'écran et ses pieds à droite.



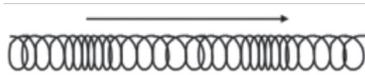
Outre le **quadrillage** nécessaire pour visualiser la totalité de l'élément étudié, on utilisera le « roulis » et le « tangage » afin de se situer le plus perpendiculairement possible aux structures étudiées.



# Bases physiques : constitution de l'image échographique

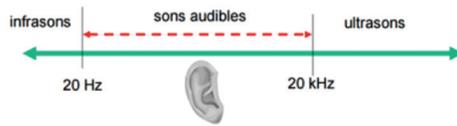
Le son est une perturbation d'un milieu matériel élastique, en général consécutive à l'action d'une source qui impose au milieu des vibrations forcées de fréquence égale à celle de la source.

Une onde acoustique, c'est une onde de vibration longitudinale se propageant de proche en proche dans un milieu matériel (solide, liquide, gaz). Ces ondes élastiques ne se propagent pas dans le vide.



## 1. Les ondes acoustiques sont classées selon leur fréquence

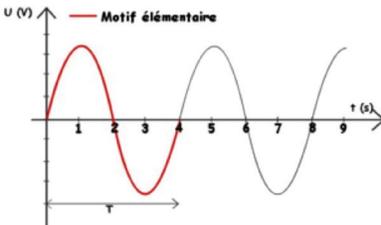
Les ultrasons sont des vibrations de haute fréquence, et sont supérieurs au seuil d'audibilité humaine (18.000 cycles/s ou Hz).



Comme toute onde, l'ultrason possède plusieurs paramètres qui caractérisent l'onde mais aussi le milieu de propagation :

### • Paramètres temporels : période et fréquence

L'onde sonore est un mouvement de type sinusoïdal, dans la direction de propagation du faisceau.



**La période** est la durée du phénomène qui se répète au cours d'un phénomène périodique.

C'est une grandeur qui se note  $T$  et qui s'exprime en unité de temps.

Période ( $T$ ) = durée d'un cycle en secondes.

**La fréquence** (notée  $F$ ) d'un phénomène périodique est le nombre de répétitions de ce dernier pendant une seconde.

**Fréquence  $F=1/T$**

L'unité légale de fréquence est l'hertz de symbole Hz.

- **Paramètres spatiaux : longueur d'onde et célérité**

### **Célérité $c$** (en m/s)

La vitesse de propagation de l'onde sonore dépend essentiellement des caractéristiques du milieu (élasticité, densité) :

### **Longueur d'onde $\lambda$**

La célérité varie avec le milieu, la fréquence reste constante.

### **Impédance $Z = \rho \cdot c$**

Elle caractérise la nature, la résistance du milieu traversé ( $Z$  en  $\text{Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$  ou rayleigh). Mais elle n'est pas égale à la résistance acoustique. Elle est analogue à la résistance électrique.

Elle est définie à partir de la masse volumique  $\rho$  [ $\text{kg.cm}^{-3}$ ] du milieu et de sa compressibilité  $\chi$ .

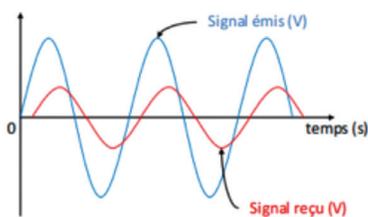
**Pression  $P$  et intensité  $I$**  : L'intensité correspond à l'énergie qui traverse une unité de surface pendant une unité de temps.

Les variations de pression rapides et limitées dans le temps sont appelées aussi impulsions de pression. Elles sont à la base de l'échographie ultrasonore.

Le faisceau US va rencontrer des obstacles ou des interfaces (Interface = frontière entre 2 milieux d'impédance différente).

- **Facteurs d'atténuation de l'onde :**

Lorsque l'on observe les signaux émis et reçus sur l'écran d'un oscilloscope, on note deux principales différences entre le faisceau incident et le faisceau transmis : leur amplitude et leur phase.



Observations à l'oscilloscope des signaux émis et reçus en fonction du temps.

En effet, une atténuation a lieu entre le faisceau incident et le faisceau transmis ; **l'amplitude du faisceau sortant est inférieure à celle du faisceau entrant.**

Cette atténuation du signal justifie l'existence d'une interaction des ondes ultrasonores avec les milieux.

Cette interaction dépend :

- de la distance parcourue par le faisceau d'ondes (l'atténuation augmente exponentiellement avec la distance)

- et de la fréquence du signal émis (l'absorption est d'autant plus importante que la fréquence est élevée). Ainsi, les hautes fréquences permettront d'observer des éléments en surface, tandis que les basses fréquences nous renseigneront sur des objets situés plus en recul par rapport à la surface.

Les interactions du faisceau incident avec une interface sont diverses : elles peuvent se présenter sous la forme d'une réflexion du faisceau, de sa réfraction, de sa diffusion, mais aussi de son absorption et de son atténuation (qui dépendent de la nature et de l'épaisseur du milieu).

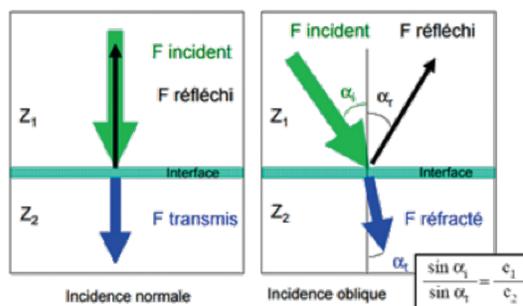
**La somme de la réflexion, de la diffusion et de l'absorption (R-D- A) constitue l'atténuation du flux ultrasonore :**

- **La réflexion au niveau des interfaces (plus l'interface est lisse, plus elle réfléchit : elle est hyperéchogène)**

En échographie, la détection de la fraction réfléchi (écho) est à l'origine de la formation de l'image. Dans le cas de l'interface air/peau, la valeur du coefficient de réflexion est proche de 1. Ainsi, sans disposition particulière, les ondes ultrasonores ne pénètrent pas la peau : On utilise du gel de pour diminuer la réflexion entre le transducteur et la peau

Les ondes sonores obéissent aux lois de l'optique :

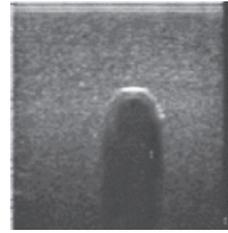
Si l'incidence n'est pas orthogonale à la surface de l'interface, les faisceaux d'ondes ultrasonores réagissent comme les faisceaux lumineux concernant la réflexion et la réfraction : le coefficient de réflexion varie en fonction de l'angle d'incidence.



**Pour une détection maximale du signal réfléchi, l'orientation de la sonde doit permettre d'aborder l'interface perpendiculairement.**

- **La réfraction ou transmission, est ce qui reste après soustraction de cette atténuation**

Lorsque 2 tissus juxtaposés ont une impédance très différente (tissu calcifié ou air / tissu mou), le faisceau est réfléchi en grande partie, à l'origine du phénomène de l'ombre acoustique.

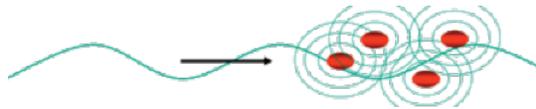


L'interruption de la propagation du faisceau par les structures entraîne la formation d'un ombre acoustique portée, aveuglant les structures sous-jacentes (image « impure »).

Ici, une bulle d'air dans l'eau.

- **La diffusion**

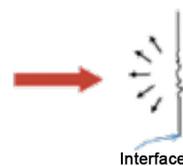
Elle se produit lorsque le faisceau ultrasonore rencontre une interface dont les dimensions sont très petites devant la longueur d'onde du faisceau (sphère élastique).



La sphère se comporte comme une source secondaire et une fraction minimale de l'énergie est réémise dans toutes les directions (à la même fréquence que l'onde incidente). Il s'agit de l'interaction prépondérante avec les éléments figurés du sang.

L'objet ainsi soumis à des basses fréquences se met à vibrer et renvoie des ondes dans plusieurs directions.

- Lorsque le milieu dans lequel se trouve l'objet considéré est **isotrope**, les ondes sont renvoyées dans toutes les directions. (Les propriétés du milieu ne changent pas selon la direction du faisceau).
- Si le milieu est **anisotrope** (l'échogénicité de certaines structures dépendent de l'orientation du faisceau), une direction de réémission sera privilégiée ; dans ce cas, la partie du faisceau renvoyée en direction de l'émetteur est appelée onde de rétrodiffusion.

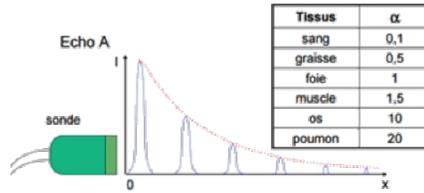


- **L'absorption** : C'est l'énergie déposée dans le milieu par le faisceau US (transformation de l'énergie mécanique en chaleur, viscosité...)

L'atténuation augmente donc avec :

- la fréquence du faisceau → les fréquences élevées seront réservées à l'exploration des structures superficielles.
- l'épaisseur du milieu traversé.

- Loi exponentielle :  $I = I_0 \cdot e^{-\alpha x}$
- $\alpha$  est le coefficient d'absorption (en dB / cm / MHz)



Du fait de l'atténuation du faisceau ultrasonore à l'intérieur du corps, une même structure réfléchissante donnera un écho dont l'amplitude dépend de la profondeur à laquelle elle se trouve.

Si cette structure est à plusieurs centimètres de profondeur, l'écho sera faible.

**Si les 3 facteurs d'atténuation (RDA : réflexion, diffusion et absorption), sont faibles, la transmission sera forte : cas des liquides ou tissus riches en eau.**

Une masse irrégulière, qui atténue beaucoup et qui comporte un cône d'ombre postérieur évoquera un aspect malin.

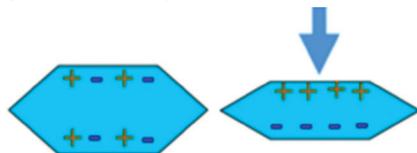
Une masse qui atténue peu, avec renforcement postérieur évoquera un aspect bénin.

**Un patient peut présenter une atténuation diffuse du flux ultrasonore, gênant considérablement l'examen, ce qui pourra être noté dans le compte-rendu.**

## Transducteur

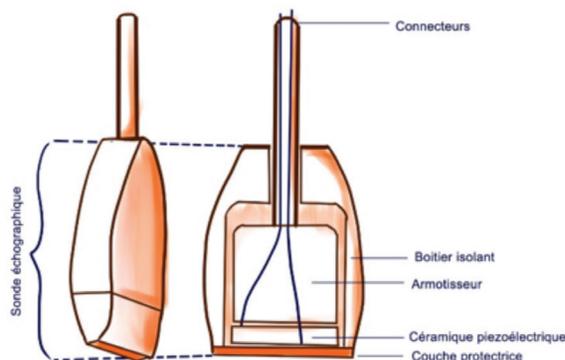
Vibrations mécaniques d'une céramique piézo-électrique.

- Une différence de potentiel crée une distorsion : émission
- la pression crée une différence de potentiel : réception



La sonde : boîtier isolant de protection comprenant :

- **Céramique** (cristaux de synthèse) :
  - émettrice et réceptrice des US
  - caractérisée par une Fréquence de résonance ( $F_0$ ), fonction de son épaisseur et de la nature du matériau.
- **Amortisseur** (placé en arrière) :
  - amortit les vibrations de la céramique
  - absorbe le rayonnement émis en arrière
- **Adaptateur d'Impédance** :  $Z$  proche des tissus biologiques
  - rôle de protection de la céramique, isole de la peau
  - non conducteur



La sonde doit être tenue en prenant appui sur le patient, l'opérateur à la droite du patient, si possible assis.

## Boutons de base

---

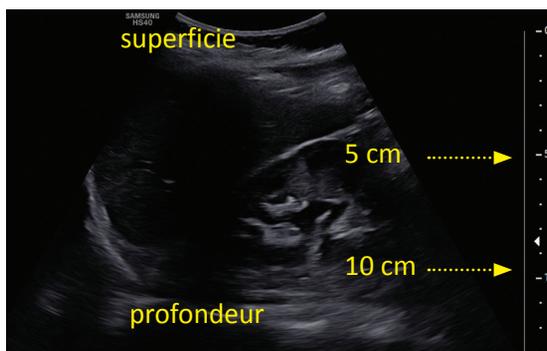
Avant de commencer à échographier, prenez le temps d'examiner le clavier de votre échographe, comme vous le feriez avec les commandes d'une nouvelle voiture. On retrouve toujours les mêmes, mais à des endroits parfois légèrement différents. Voici les principaux :

- **Geler l'image** (Freeze), c'est immobiliser ce qu'on voit sur l'écran. Lorsque vous échographiez un organe, un pré réglage ou « préset » vous permet d'avoir la profondeur, la focale et le gain, pré réglés pour la moyenne des examens que vous ferez. Mais il faudra sans cesse modifier tous ces pré réglages, d'une part parce que tous les êtres humains n'ont pas la même taille d'organes, mais aussi parce que le volume

d'un organe n'est pas toujours identique.

- **Profondeur :**

Le haut de l'écran représente la partie du corps la plus proche de la sonde. La profondeur est visualisée sur la droite ou sur la gauche de l'écran grâce à des graduations en centimètres.

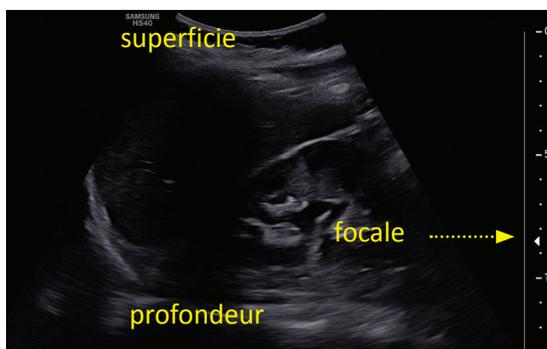


Quand on débute, on laisse souvent une profondeur excessive au-delà de la structure d'intérêt. Cela conduit à un gaspillage d'espace sur l'écran et à une fréquence d'images réduite en raison du fait que les ultrasons doivent parcourir une plus longue distance. Pensez à adapter la profondeur à ce que vous voulez examiner, afin que la structure prenne la totalité de votre écran.

- **Gain :** le réglage du gain modifiera la luminosité de votre image. Les structures liquidiennes doivent apparaître en noir, mais il ne faut pas non plus que votre image soit trop sombre. Augmenter ou baisser le gain vous permet parfois de découvrir des structures mal vues avec un autre gain. Voici la même échographie, où nous avons progressivement augmenté le gain.



- **Focus :** permet de focaliser à la distance voulue ; (de faire le point sur une image précise).



- **Mesures (calliper)** : pour mesurer les images vues.
- **Visualisation** : Différents boutons peuvent modifier la visualisation.
  - **Mode « B » (Brillance)** : mode habituel de visualisation des images.
  - **Couleur ou Doppler Couleur** : La couleur visible à l'intérieur du vaisseau reflète à la fois la vitesse du sang et sa direction par rapport à la sonde. La couleur indique le sens du flux par rapport à la sonde. Par convention, tout ce qui va vers la sonde d'échographie est colorée en rouge et tout ce qui s'en éloigne est de couleur bleue.
  - **PW : En anglais « Pulsed Wave »**, pour obtenir un Doppler pulsé.
  - **Mode M (Mouvement) ou TM (Temps-Mouvement)** : Ce mode sert à enregistrer le mouvement des structures situées sur une ligne d'exploration.



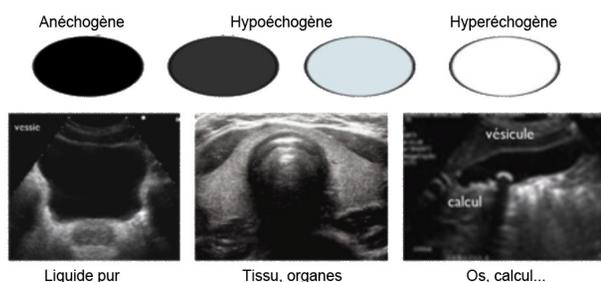
La bonne position, c'est une main qui tient la sonde comme un crayon, en prenant appui sur le patient, et l'autre main posée sur le clavier, prête à utiliser tous les boutons nécessaires.

# Images échographiques de base

## Échogénicité

Elle se définit par rapport aux tissus environnants :

- Hypo-échogène
- Iso-échogène
- Hyper-échogène
- Hétérogène



### L'intensité de l'onde réfléchie dépend :

- de l'intensité du faisceau incident (renforcement post d'un kyste liquidien)
- de l'angle d'incidence
- des différences d'impédance
- de la taille de l'interface réfléchissante et de la fréquence de la sonde
- de la « lissité » de l'interface : + c'est rugueux, + l'énergie réfléchie diminue (+ c'est lisse, + c'est échogène sur l'écran).