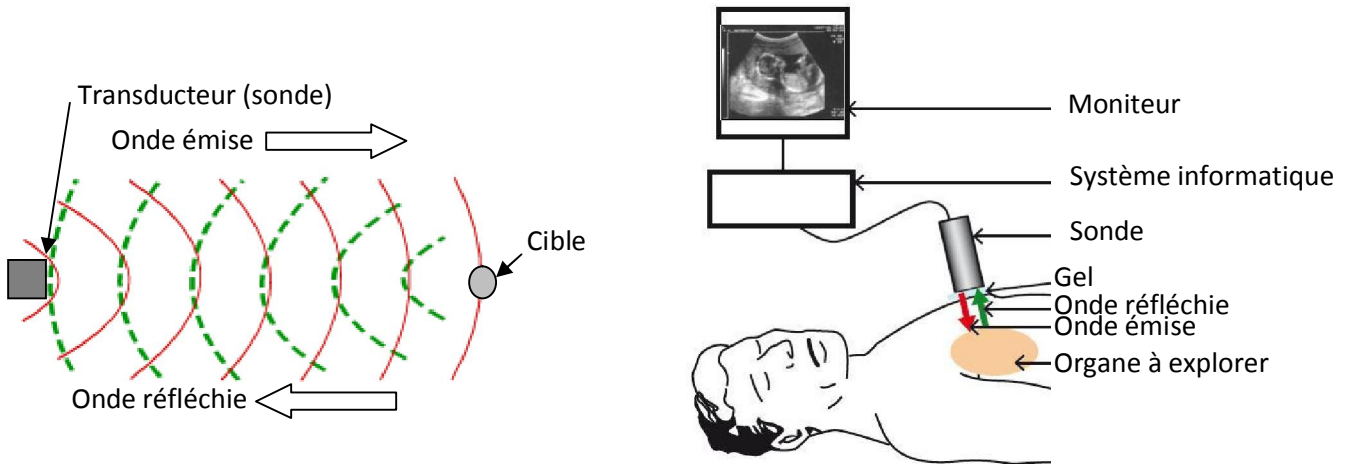


## Chapitre 2 : L'imagerie par l'ultrason (échographie)

### 2.1. Généralités :

L'échographie est une technique d'imagerie dont la formation des images échographiques est basée sur l'émission des ondes ultrasonores et la réception des échos réfléchis par les différents tissus et organes. La technique d'échographie est sans danger pour la santé.

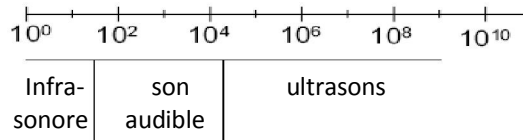


### 2.2. Bases physiques :

#### 2.2.1. Caractéristiques des ondes ultrasonores :

Les ultrasons sont des ondes mécaniques de même nature que le son audible, mais de fréquence supérieure. L'oreille humaine est sensible à une fréquences sonores entre 15 Hz et 20000 Hz.

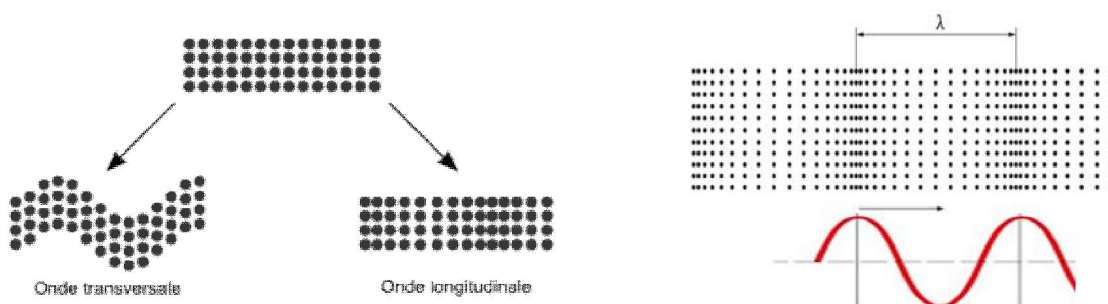
Dans limagerie échographique les fréquences utilisées sont de l'ordre de 1 à 15 MHz environ.



Les ondes ultrasonores sont des ondes :

**Mécaniques** : C'est-à-dire, ne se propage pas dans le vide. Mais à travers un support matériel.

**Longitudinales** : Les ultrasons sont des vibrations mécaniques (ondes de pression), résultant de la propagation d'un état de compression / raréfaction de proche en proche, sans transport de matière.



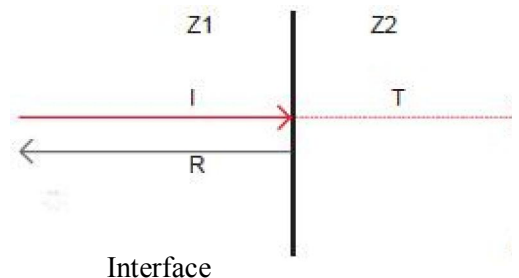
### 2.2.2. Interaction avec la matière :

- La vitesse de propagation (Célérité) d'une onde dépend du milieu traversé (plus élevée dans l'os).
- Les différents milieux opposent une certaine résistance à la propagation des ondes. Cette résistance est l'impédance acoustique Z (kg/m<sup>2</sup>/s).

Milieu	Célérité (m/s)	Imp. Acoust. (kg/m <sup>2</sup> /s)
Air	340	440
Graisse	1470	1.4 × 10 <sup>6</sup>
Eau	1500	1.5 × 10 <sup>6</sup>
Muscle	1540	1.75 × 10 <sup>6</sup>
Os	3000	7.8 × 10 <sup>6</sup>

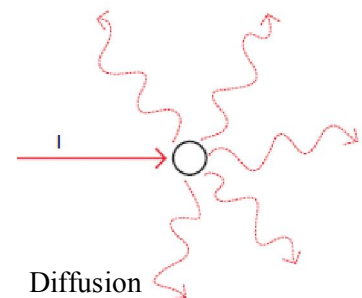
**Interface** : c'est la limite entre deux milieux d'impédance acoustique différente.

Lorsque le faisceau d'ultrasons parvient à une interface, une fraction poursuit son trajet en profondeur (transmission), une autre fraction est réfléchie vers la source d'émission (Réflexion).



**Diffusion** :

Lorsque l'onde ultrasonore rencontre une cible de petite dimension, on observe une diffusion multidirectionnelle.



**Absorption – Atténuation** :

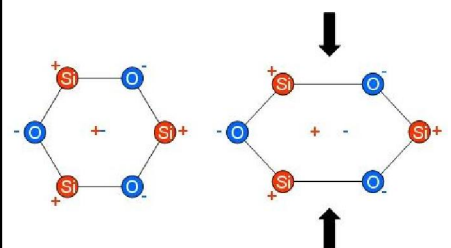
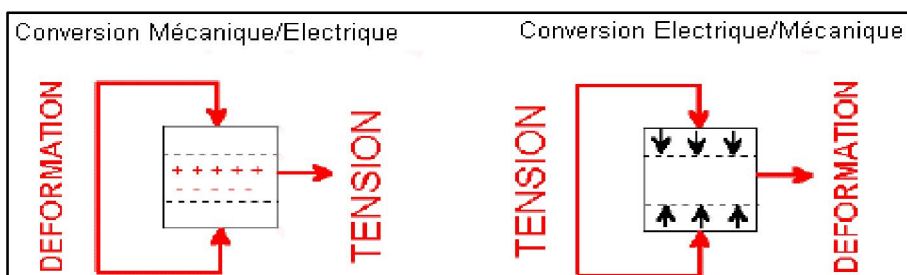
Du fait des réflexions successives, de la diffusion et de l'absorption, l'onde ultrasonore s'atténue progressivement en profondeur.

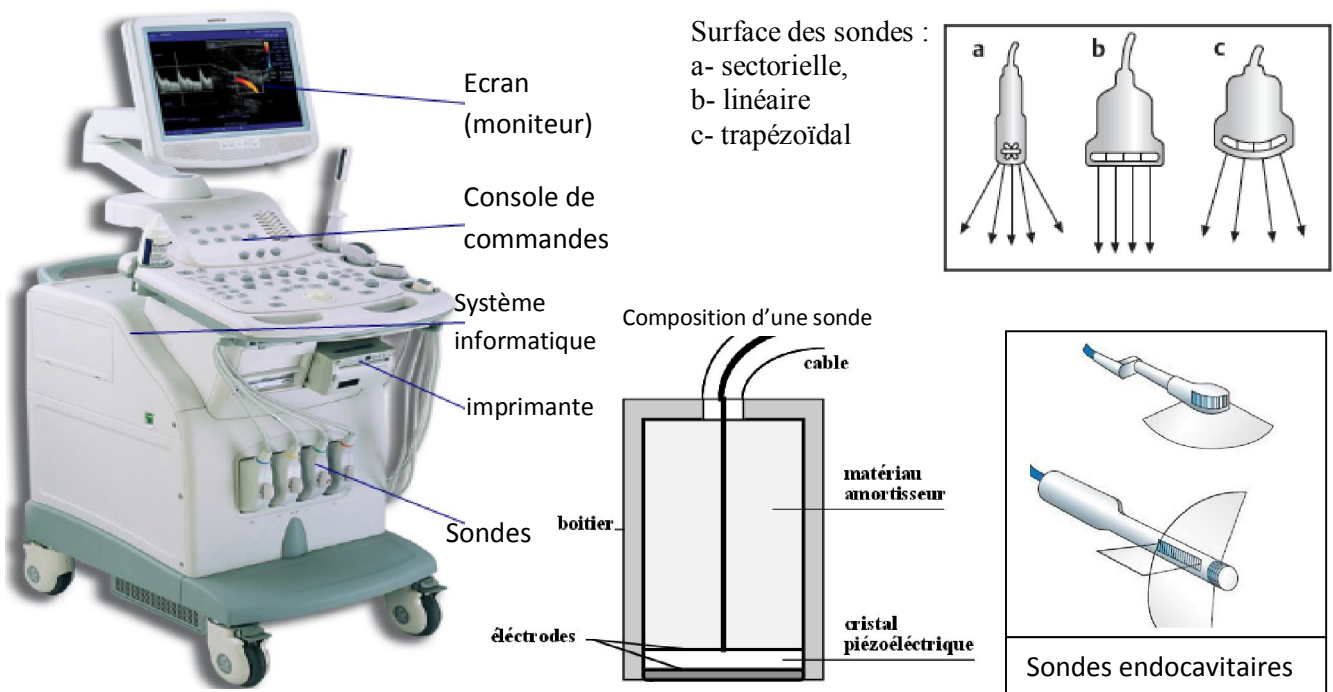
I : faisceau incident  
 R : faisceau réfléchi  
 T : faisceau transmis

### 2.3. Constitution de l'échographe :

L'échographe est l'appareil destiné à l'échographie. Il comprend globalement :

**a. La sonde (le transducteur)** : est constitué principalement de l'élément piézoélectrique. La piézoélectricité est un phénomène qui permet la transformation d'une énergie mécanique en énergie électrique, et inversement. en appliquant un courant alternatif sur un cristal piézoélectrique, il se comprime et se décomprime alternativement et émet un ultrason. Le même élément est utilisé pour transformer les ultrasons réfléchis en courant électrique.





Il existe deux catégories de sondes :

- Mécaniques contenant un ou deux éléments mobiles, montés sur un système oscillant,
- Electroniques où le transducteur est une barrette faites d'un alignement de *n éléments* (souvent 128 éléments). La surface peut être linéaire, sectorielle ou trapézoïdal.

Il existe aussi des sondes endocavitaires destinées à l'examen des cavités naturelles du corps.

**b. Un système informatique :** qui assure le traitement de l'image.

**c. Une console de commande :** par lequel l'utilisateur gère le système.

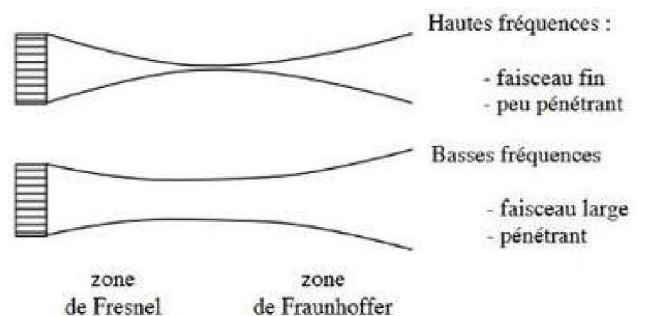
**d. Un écran (moniteur), une imprimante et un système d'enregistrement.**

### 2.4. Formation de l'image échographique :

Dans l'échographie, le même appareil (sonde) émet et reçoit les ondes, et le système informatique a le rôle de traitement du signal reçu pour afficher l'image sur un écran.

**a. Emission d'ondes :** la sonde émet des ondes ultrasonores par *impulsions de quelques microsecondes*. La fréquence de l'onde détermine deux caractéristiques importantes : La pénétration (visualisation des structures profondes), et résolution (visualisation des détails).

- Hautes fréquences (10 MHz) : bonne résolution, faible pénétration (2 m) ; (pour les organes périphériques : oeil, thyroïde).
- Basses fréquences (3,5 MHz) : faible résolution, bonne pénétration ;



**b. Réception d'ondes :** Lors de la réception de l'écho, l'onde qui vient heurter la sonde induit l'apparition de charges électriques. Ce signal électrique est ensuite traité dans les circuits électroniques de l'appareil et sert à l'élaboration de l'image échographique.

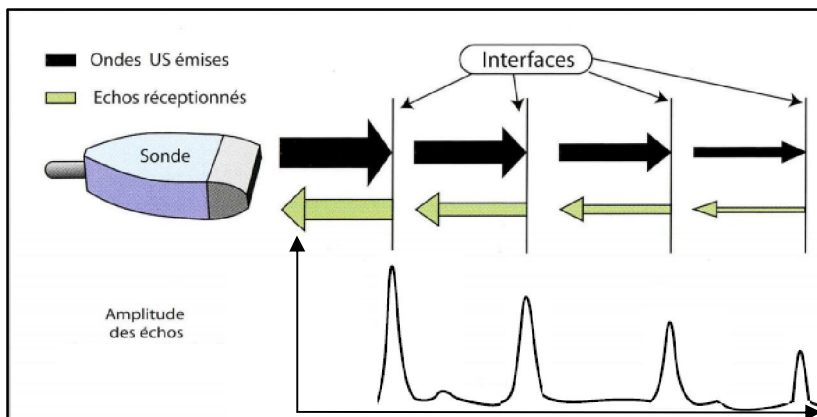
La durée de la période d'attente de l'écho est plus longue, de l'ordre de la milliseconde.

L'image formée représente les propriétés mécaniques (sonores) des différents points traversés.

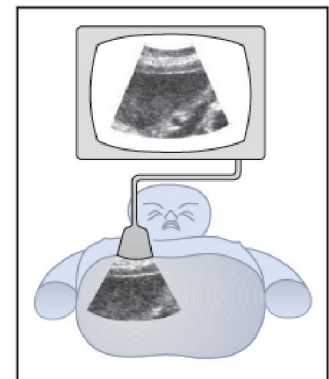
- Le temps de retour de l'écho détermine la profondeur ou l'épaisseur des organes rencontrés.
- L'image des contours des organes est obtenue grâce à la réflexion sur les interfaces.
- La structure interne des organes est obtenue grâce à la diffusion.

L'amplitude de l'écho est codée par une échelle de gris et conduit à former l'image. Selon le degré du gris, on parle de l'échogénéité qui s'exprime par rapport au parenchyme voisin (hyperéchogène : blanche, anéchogène : noire, échogène : plus ou moins grise).

L'os et l'air ne transmettent pas les ondes : on parle de miroirs acoustiques.

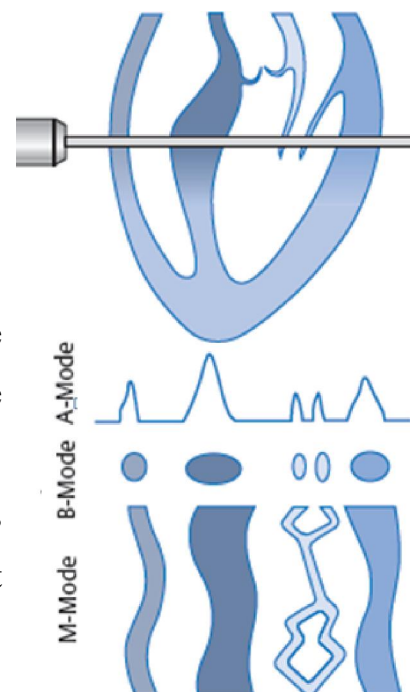


Principe d'acquisition de l'image échographique



Plusieurs modes sont envisagés en échographie :

- **Mode A «amplitude» :** Enregistrement du signal échographique recueilli. Rarement utilisé (par exemple en ophtalmologie pour la mesure du diamètre du globe oculaire)
- **Mode B :** l'amplitude de chaque écho détectée, est convertie sur l'écran en échelle de gris. On obtient ainsi une image linéaire des interfaces traversées par le faisceau sonore.
- **Mode TM «temps mouvement» :** Consiste à visualiser les déplacements au cours du temps des structures (utilisé surtout en cardiologie : étude des valves, contraction ventriculaire...)



## 2.5. Application Doppler d'ultrasons :

Lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchie par cette cible est identique à la fréquence émise. Quand la cible se déplace, la fréquence réfléchie est différente de la fréquence émise. Cette différence ( $\Delta F$ ) est la fréquence doppler :

$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2F_e \cdot V \cdot \cos\theta}{C} \quad \text{où:}$$

- $F_e$  : fréquence d'émission de la sonde (entre 2 et 10 MHz);
- $F_r$  : fréquence de réception de la sonde ;
- $V$  : vitesse du sang dans le vaisseau ;
- $\theta$  : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ;
- $C$  : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps (1540 m/s) ;

L'application de ce phénomène en imagerie permet l'étude du débit sanguin dans les vaisseaux.

Généralement, il est intégré dans l'appareil d'échographie, il renseigne sur la forme des vaisseaux à la recherche des perturbations du flux sanguin pouvant être en rapport avec un obstacle ou un rétrécissement du vaisseau.

