

Chapitre III

Ultrasons et échographie

Une des premières applications des ultrasons est une invention du physicien français Paul Langevin. Au cours de la première guerre mondiale, il les utilise pour détecter les sous-marins. A la fin des années 1940, aux États-Unis, le D^r George Ludwig applique pour la première fois des ultrasons au corps humain dans un but médical. En 1951, John Wild, médecin (qui a utilisé les ultrasons en 1949 pour estimer l'épaisseur des tissus intestinaux) et J. Reid (électronicien) présentent à la communauté médicale le premier appareil d'échographie [3.3].

L'échographie est un moyen d'investigation simple et performant ayant de nombreuses applications diagnostiques, interventionnelles ou thérapeutiques. Le coût de l'examen est modéré. Il est ainsi souvent utilisé dans un premier temps, associé à la radiographie classique, avant d'avoir recours à des techniques d'imageries plus sophistiquées comme le scanner ou l'IRM. L'innocuité de l'échographie diagnostique est quasiment totale. Aucun accident n'a été signalé mais les praticiens utilisent des puissances modérées et des temps d'exposition courts. L'échographie commerciale 3D du fœtus, qui propose aux parents un portrait de l'enfant, peut cependant être dangereuse si la durée d'exposition est trop longue. Les tissus peuvent subir un échauffement.

L'échographie ne met pas en jeu des ondes électromagnétiques mais des *ultrasons*, c'est à dire des ondes de même nature que celles du son audible mais dans un domaine de fréquences trop élevées pour être détectées par l'oreille humaine [1.10]. L'homme perçoit des sons dont la fréquence varie de 16 à 20 000 Hz. Certaines espèces animales détectent les ultrasons (le chien perçoit des sons de fréquence 50 000 Hz) ou utilisent les ultrasons comme moyens de localisation et de communication (les chauves souris, les dauphins...).

1. LES ONDES SONORES

Une onde mécanique progressive est une perturbation locale et temporaire du milieu matériel qui se propage de proche en proche, sans transport de matière, avec uniquement un transport d'énergie. L'onde progressive est à une dimension si la propagation s'effectue dans une seule direction.

- L'onde est transversale si la propagation de l'onde et la perturbation du milieu sont perpendiculaires. La propagation d'une déformation créée perpendiculairement à une corde tendue est une onde mécanique progressive transversale.

- Si l'onde est longitudinale, la propagation de l'onde et la perturbation du milieu ont la même direction. C'est par exemples le cas de la propagation d'une perturbation de spire en spire le long d'un ressort à boudin et la propagation des différentes ondes sonores.

Les infrasons, les sons audibles, les ultrasons sont des ondes mécaniques progressives longitudinales. Elles se propagent dans les gaz, les liquides, les solides sous la forme d'une variation de pression créée par une source. Les particules du milieu matériel sont animées d'un mouvement de va et vient dans l'axe de déplacement de l'onde. L'onde est périodique si elle est créée par une source qui impose une perturbation périodique ; elle est périodique sinusoïdale si la perturbation est périodique sinusoïdale figure 3.1.

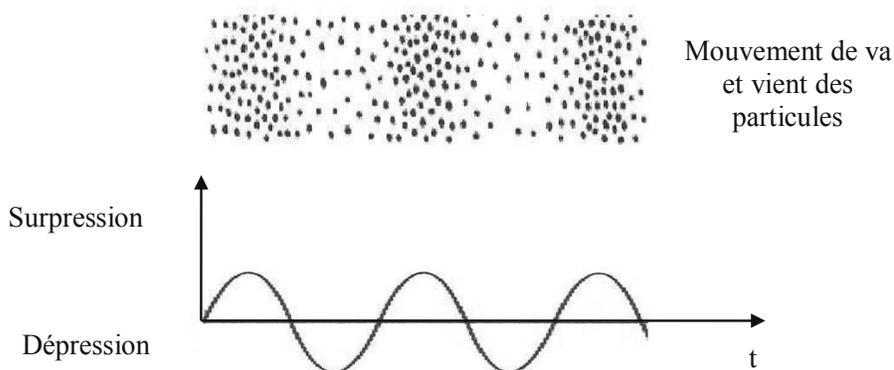


Figure 3.1 : modification du milieu au passage d'une onde sonore.

1.1. Caractéristiques générales des ondes sonores

a. La double périodicité

Une onde mécanique progressive périodique présente une périodicité temporelle et une périodicité spatiale figure 3.2.

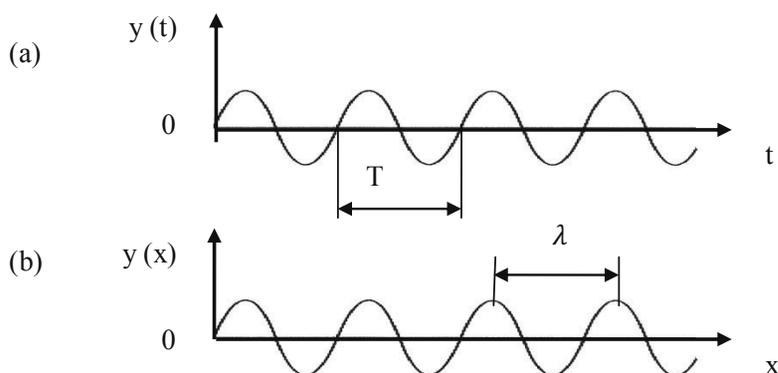


Figure 3.2 : périodicité temporelle et spatiale.

* La périodicité temporelle, figure 3.2 a, est caractérisée par :

- la période, T , durée la plus courte au bout de laquelle le phénomène se reproduit à l'identique ;
- la fréquence, f , nombre de périodes par seconde.

* La périodicité spatiale, figure 3.2 b, caractérisée par :

- la longueur d'onde, λ , distance parcourue par l'onde au cours d'une période ou distance la plus courte qui sépare deux points du milieu dans le même état de perturbation à un instant donné. La longueur d'onde dépend de la vitesse de l'onde.

$$\lambda = C.T = C / f \tag{3.1}$$

- C : vitesse de l'onde dans le milieu,
- T : période de l'onde,
- f : fréquence de l'onde.

b. Vitesse des ondes sonores

* Dans le cas de liquides, très peu compressibles, la vitesse dépend de la compressibilité et de la masse volumique.

$$C = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (3.2)$$

- ρ : masse volumique,
- B : module d'élasticité volumique.

Les vitesses de propagation dans l'air, l'eau et dans différents tissus biologiques sont indiquées tableau 3.2, d'après [3.1], [3.2].

Milieu	Vitesse C (m/s)
Air	340
Eau	1480
Sang	1566
Cerveau	1530
Muscle	1535-1630
Peau	1600
Os spongieux	1450-1800
Os cortical	3000-4000
Graisse	1410-1470
Foie	1535-1580
Moyenne des tissus mous	1540

Tableau 3.1 : vitesses de propagation, air et tissus biologiques.

* Dans le cas des gaz, compressibles, la vitesse du son dépend de la température. Dans l'air, la vitesse du son augmente de 0,6 m/s par °C : elle vaut 331 m/s à 0 °C et 343 m/s à 20 °C.

c. Classification des ondes sonores

Les ondes sonores sont classées en fonction de leur fréquence, tableau 3.2. La fréquence des ondes sonores audibles est comprise entre 20 Hz et 20 kHz. La fréquence des ultrasons est supérieure à 20 kHz.

Ondes sonores	Fréquence
Infrasons	< 20 Hz
Sons audibles	16 Hz-20 kHz
Ultrasons	20 kHz-1 GHz
Hypersons	> 1 GHz

Tableau 3.2 : domaines de fréquences des ondes sonores.

d. Intensité sonore

L'intensité sonore est l'énergie transportée par l'onde par unité de temps et de surface, c'est-à-dire la puissance de l'onde sonore rapportée à la surface traversée.

$$I = \frac{p^2}{2 \rho C} \tag{3.3}$$

- P : pression acoustique,
- ρ : masse volumique du milieu,
- C : vitesse de l'onde.

e. Impédance acoustique

L'impédance acoustique, Z, désigne la résistance qu'oppose un milieu matériel au passage de l'onde sonore. Cette caractéristique traduit également l'aptitude de ce milieu à reprendre sa forme après une déformation [3.2].

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\chi}} \tag{3.4}$$

- ρ : masse volumique,
- χ : compressibilité du milieu.

La compressibilité, χ inverse du module d'élasticité hydrostatique, est telle que :

$$1/\chi = - \frac{\Delta P}{\Delta V/V_0} \tag{3.5}$$

ΔP est la variation de pression de l'élément considéré, ΔV sa variation de volume, V0 son volume initial.

Les valeurs des impédances acoustiques de l'air, de l'eau, des tissus biologiques sont indiquées tableau 3.3.

Milieu	Impédance, Z (10 ⁶ kg m ⁻² s ⁻¹)
Air	0,0004
Graisse	1,38
Eau	1,48
Sang	1,65
Rein, rate	1,62
Foie	1,63-1,67
Muscle	1,67-1,76
Os	3,65-8

Tableau 3.3 : impédances acoustiques, air et tissus biologiques, d'après [3.2].

L'impédance acoustique s'exprime également en fonction de la vitesse des ondes et de la masse volumique du milieu.

$$Z = \rho.C \tag{3.6}$$

- ρ : masse volumique,
- C : vitesse de l'onde.

Les ondes ultrasonores ne se propagent bien que dans les tissus riches en eau. La notion d'impédance acoustique est particulièrement importante en échographie qui est une imagerie de la différence d'impédance des tissus.

1.2. Spécificités d'interaction des ultrasons avec la matière

a. L'atténuation de l'intensité

En échographie classique d'observation, l'intensité ultrasonore I_0 appliquée est égale à $0,1 \text{ W/cm}^2$. En physiothérapie, l'intensité est comprise entre 1 et 3 W/cm^2 . L'intensité sonore s'atténue au cours du trajet du faisceau d'ultrasons dans le milieu examiné. L'onde cède une partie de son énergie.

$$I = I_0 e^{-\mu l} \quad (3.7)$$

- I_0 : puissance au début du parcours,
- μ : coefficient d'atténuation,
- l : épaisseur traversée.

La décroissance exponentielle de l'intensité du faisceau est forte au début du trajet de l'onde, l'atténuation est plus rapide si la fréquence de l'onde ultrasonore croît, figure 3.3.

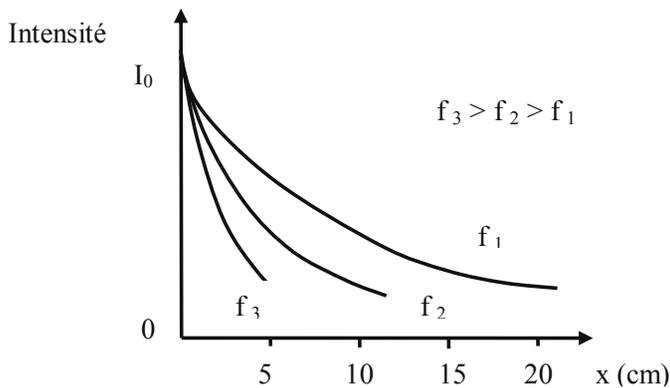


Figure 3.3 : atténuation de l'intensité en fonction de la pénétration et de la fréquence.
 $f_3 > f_2 > f_1$

L'atténuation est généralement exprimée en décibels :

$$L = 10 \log \frac{I}{I_0} \quad (3.8)$$

Lors d'un examen, les conditions dans lesquelles se crée l'atténuation conditionnent la formation des images : l'optimisation de la qualité de ces images impose dès lors de régler les paramètres de l'onde.

Ainsi le choix pratique des fréquences n'est pas uniquement effectué en fonction de la profondeur d'exploration à atteindre mais également en fonction de la finesse des informations que l'on souhaite recueillir, paragraphe 2.1 ci-après. Par exemple, figure 3.3 :

- l'examen d'une zone située à une profondeur de 20 cm est effectué en utilisant la fréquence f_1 .
- une zone située à 5 cm de profondeur est également atteinte avec la fréquence f_1 , mais la fréquence f_3 permet de recueillir des informations plus fines (avec plus de détails).

b. Les phénomènes physiques en échographie

En acoustique, l'interface est la surface de séparation entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes. L'onde qui rencontre ces interfaces subit des phénomènes régis par les mêmes lois que celles de la propagation de la lumière.

La transmission, la réflexion

Lorsqu'une onde passe d'un milieu à un autre, une partie de l'énergie incidente est transmise au travers de l'interface, l'autre est réfléchi, figure 3.4. L'angle d'incidence représenté est de 90°, ce qui est en général le cas en échographie.

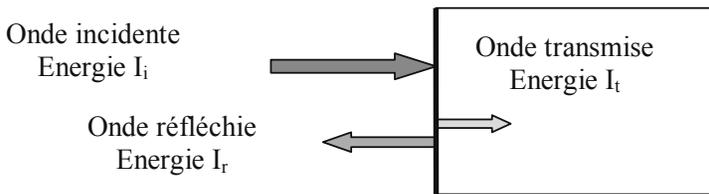


Figure 3.4 : transmission et réflexion à l'interface.

I_i : énergie incidente ; I_t : énergie transmise ; I_r : énergie réfléchi.

Les coefficients de transmission énergétique, T, et de réflexion énergétique, R, s'expriment par :

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \tag{3.9}$$

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \tag{3.10}$$

- I_i : énergie incidente,
- I_t : énergie transmise,
- I_r : énergie réfléchi,
- Z_1 : impédance acoustique du milieu 1,
- Z_2 : impédance acoustique du milieu 2.

Les coefficients de transmission et de réflexion énergétiques sont souvent exprimés en décibels :

$$T_{dB} = 10 \log T \tag{3.11}$$

$$R_{dB} = 10 \log R \tag{3.12}$$

* La réflexion est d'autant plus importante que les impédances acoustiques sont différentes : la valeur de $(Z_1 - Z_2)^2$ est élevée.

* Par l'intermédiaire des différences d'impédances, la réflexion renseigne sur le contour des organes.

* Si la surface de l'interface est irrégulière, la réflexion est la combinaison de réflexions élémentaires de faibles amplitudes et multidirectionnelles.

La réfraction

Si le faisceau incident n'est pas perpendiculaire à l'interface, le faisceau transmis est dévié, figure 3.5. La réfraction dépend des valeurs des impédances acoustiques Z_1 et

Z_2 des milieux 1 et 2 et, par conséquent des vitesses de l'onde, C_1 et C_2 , dans les milieux 1 et 2, relation (3.6). Le phénomène est régi par la loi de Snell-Descartes :

$$\frac{\sin \theta_1}{C_1} = \frac{\sin \theta_2}{C_2} \quad (3.13)$$

Plus la différence de vitesse est élevée, plus la réfraction est importante. Pour un angle critique, il n'y a pas de faisceau transmis. La réfraction est négligée en échographie (la direction de l'onde incidente est choisie perpendiculaire aux interfaces).

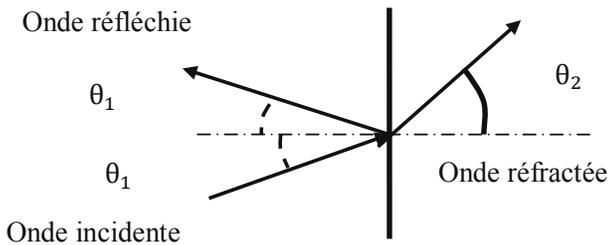


Figure 3.5 : réfraction du faisceau au passage de l'interface.

La diffusion

Une très faible partie de l'énergie ultrasonore est diffusée dans toutes les directions de l'espace par des cibles dont la taille est petite par rapport à la longueur d'onde, c'est une diffusion de Rayleigh, figure 3.6.

L'image de diffusion (par les globules rouges par exemple) renseigne sur l'homogénéité de la structure interne de l'organe. Une diffusion non homogène indique la présence d'hétérogénéités locales.

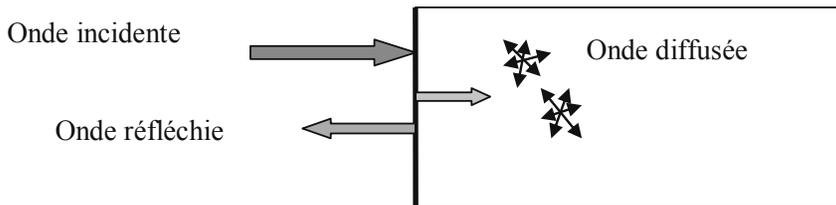


Figure 3.6 : diffusion du faisceau.

L'absorption

L'absorption désigne la transformation d'une partie de l'énergie mécanique de l'onde en chaleur, suite aux micromouvements internes des molécules du milieu sollicité.

2. ECHOGRAPHIE DIAGNOSTIQUE

Les échographes associent cinq éléments principaux [3.3] :

- les sondes, également appelées barrettes échographiques, qui permettent l'émission et la réception des ultrasons ;

- la console de commande, permettant l'introduction des données du patient et les différents réglages (la fréquence des ultrasons émis...);
- le système informatique, qui convertit les signaux ultrasonores reçus par la sonde utilisée en données analogiques ou numériques;
- le moniteur qui permet de visualiser les images;
- le système d'enregistrement des données.

2.1. Emission et réception des ultrasons

La sonde échographique comporte trois composants principaux, figure 3.7 :

- un transducteur en céramique piézoélectrique,
- un amortisseur,
- un adaptateur d'impédance.

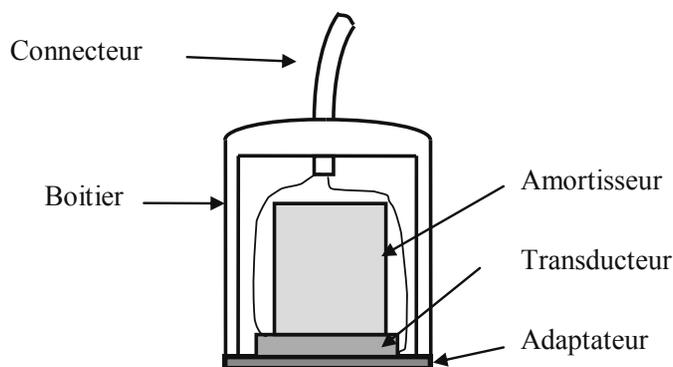


Figure 3.7 : schématisation d'une sonde ultrasonore.

a. La céramique piézoélectrique

Le transducteur en céramique piézoélectrique, élément de base actif de la sonde, permet d'émettre et de recevoir des ultrasons. Le faisceau d'ultrasons est obtenu en utilisant l'effet piézoélectrique, découvert par les frères Jacques et Pierre Curie en 1880. La piézoélectricité est la propriété que possèdent des matériaux (quartz, certaines céramiques) qui se polarisent électriquement sous l'action d'une force mécanique, c'est l'effet direct. Ces mêmes matériaux se déforment lorsqu'on leur applique un champ électrique, c'est l'effet inverse.

La forme et la structure de la céramique varient d'une sonde à l'autre mais la constitution est toujours la même : le plus souvent la céramique est composée de titanate et de zirconite de plomb (PZT). Chaque céramique se caractérise par une fréquence de résonance déterminée par la nature du matériau et par son épaisseur, e :

$$f = K/e \tag{3.14}$$

- K : constante,
- e : épaisseur.

La partie active de la sonde, *barrette* échographique, est constituée de plusieurs éléments céramiques, d'environ 1 mm de largeur, placés côte à côte et séparés les uns des autres par une distance de 0.6 mm afin de les isoler acoustiquement. Les faces avant et arrière de la céramique sont recouvertes d'une couche métallique : l'électrode