

# Bases physiques de l'échographie et du mode Doppler

J.-P. Dillenseger

## PLAN DU CHAPITRE

---

- **Historique**
- **Éléments de base de la physique acoustique**
  - Définition des ultrasons
  - Nature d'une onde ultrasonore
  - Caractéristiques d'une onde ultrasonore
  - Interaction des ultrasons avec la matière
- **Principes technologiques de l'échographie**
  - Notions élémentaires
  - Sondes échographiques (ou transducteurs)
  - Forme du faisceau ultrasonore
- **Formation de l'image**
  - Généralités
  - Amplification
  - Modes de balayage
  - Chaîne de formation de l'image échographique
  - Prise en main de l'appareil
- **Critères de qualité d'une image échographique**
  - Les différentes résolutions
  - Échogénéicité
  - Principaux artefacts échographiques

**■ Explorations Doppler (notions)**

- Principe de base et application médicale de l'effet Doppler
- Les différents modes Doppler
- Analyse du signal Doppler
- Principaux paramètres réglables en pratique

**■ Nouvelles techniques échographiques (notions)**

- Principe de base des produits de contraste échographiques
- Imagerie d'harmoniques
- Imagerie de combinaison
- Élastographie impulsionnelle ultrasonore

## Historique

Le principe de l'échographie repose sur l'exploration du corps humain à l'aide d'ondes ultrasonores. Cet examen non traumatique et au coût relativement peu élevé doit son succès aux rapides progrès technologiques dont il a bénéficié. La piézoélectricité, phénomène fondamental de transduction électromécanique mis œuvre pour la production et la détection d'ultrasons, fut découverte en 1880 par les frères Pierre et Jacques Curie. L'idée de méthodes ultrasonores destinées à la détection d'obstacles fut suscitée par le naufrage du Titanic en 1912. De telles méthodes « d'écho-location » ultrasonore furent mises en pratique pour la première fois pendant la première guerre mondiale : Paul Langevin fabriqua en 1916 les premiers transducteurs ultrasonores à quartz pour la détection sous-marine. Ces découvertes marquèrent le début du développement des applications ultrasonores dans le domaine du contrôle industriel non destructif, des télécommunications, de l'acoustique sous-marine et de l'imagerie médicale.

Très tôt, les chercheurs se sont intéressés aux effets biologiques des ultrasons. La première utilisation diagnostique des ultrasons fut l'œuvre de Dussik, psychiatre autrichien, qui développa, vers la fin des années 1930, une méthode en transmission pour détecter les tumeurs intracrâniennes. Les recherches se poursuivirent au Japon, après la deuxième guerre mondiale – ce sont des chercheurs japonais qui attirèrent l'attention des médecins sur les techniques de débitmétrie utilisant l'effet Doppler – puis aux États-Unis où les pionniers de l'imagerie échographique furent d'une part Howry à Denver et d'autre part Wild et Reid à Minneapolis en 1952.

Les images réalisées avec les échographes de première génération, vers la fin des années 1960, étaient obtenues au cours d'un balayage manuel de la sonde ultrasonore. Sur ces images dites bistables, deux niveaux de luminosité seulement étaient affichés de sorte que seule la silhouette des organes ou des lésions était observée. De plus, l'obtention d'une image nécessitant plusieurs secondes, le flou cinétique affectait la précision de l'interprétation. Dans les années 1970, apparurent les échographes à balayage mécanique avec déplacement motorisé et rapide de la sonde qui permirent l'obtention de plusieurs images par seconde et l'observation en temps réel des tissus en mouvement. Parallèlement, l'échostructure des tissus devint visible avec l'emploi des convertisseurs d'image donnant des images en échelle de gris. L'étude de l'écoulement des flux sanguins devint possible avec l'introduction des techniques de vélocimétrie par effet Doppler. Dans les années 1980, la qualité des

images s'est encore améliorée grâce à l'utilisation des sondes ultrasonores à barrette qui permettent la focalisation du faisceau à plusieurs profondeurs. Les mémoires numériques d'image optimisèrent la dynamique des échelles de gris. Des progrès technologiques considérables ont été réalisés dans le domaine des hautes fréquences et des sondes ultrasonores miniatures. L'échographie est devenue endocavitaire (endovaginale, endorectale, transœsophagienne voire endovasculaire). La dermatologie et l'ophtalmologie bénéficient également des nouvelles possibilités offertes par l'imagerie ultrasonore à haute fréquence. La dernière décennie du xx<sup>e</sup> siècle a été marquée par de nombreuses avancées concernant essentiellement les techniques numériques, les produits de contraste, l'imagerie harmonique et l'imagerie 3D.

## Éléments de base de la physique acoustique

### Définition des ultrasons

Les ultrasons (US) sont des **vibrations mécaniques** provoquant des variations de pression dans les milieux traversés. L'onde sonore nécessite un **milieu moléculaire** pour se propager (pas d'onde sonore dans le vide). Leur fréquence se situe **au-dessus du seuil de fréquence audible** par l'homme :  $f > 20\,000$  Hz.

### Nature d'une onde ultrasonore

Une onde ultrasonore est une **onde de pression** qui se propage dans un milieu élastique. En d'autres termes, elle correspond à la **propagation d'une énergie mécanique** dans un milieu matériel (fig. 1.1).

#### Caractéristiques

- Propagation linéaire, radiale ou sphérique.
- Se décrit comme une fonction du *temps* mais aussi de l'*espace* (dualité temporo-spatiale).
- Propagation par transmission d'un état de compression ou de raréfaction de proche en proche, sans transport de matière.
- Modification de la pression dans le milieu : les particules du milieu sont animées d'un mouvement de va-et-vient dans l'axe de déplacement des ultrasons de type sinusoïdal.

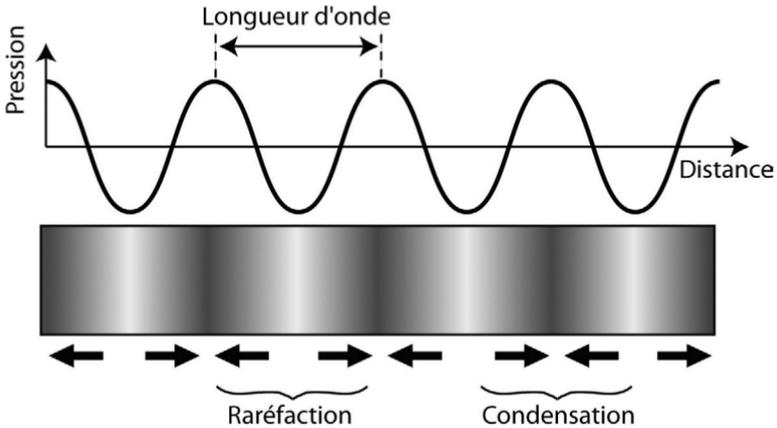


Fig. 1.1 Illustration de la propagation linéaire d'une onde (ultra)sonore.

## Caractéristiques d'une onde ultrasonore

### Domaine temporel : fréquence ( $f$ ) et période ( $T$ )

La fréquence ( $f$ ) est le nombre de fois où un phénomène périodique se reproduit par unité de temps; c'est le *nombre de variations de pression par seconde*. Elle s'exprime en hertz ou en  $s^{-1}$ .

La période ( $T$ ) représente la durée d'un cycle.

$$T \text{ [en s]} = 1/f$$

### Domaine spatial : longueur d'onde ( $\lambda$ )

La longueur d'onde est la *distance* séparant, à un instant donné, deux points du trajet de l'onde où la pression est identique. Pour un milieu donné, la longueur d'onde diminue quand la fréquence augmente.

$$\lambda \text{ [en m]} = c/f$$

### Célérité ( $c$ )

Elle correspond à la *vitesse* de propagation de l'onde acoustique dans un milieu donné. Elle lie le domaine spatial (longueur d'onde) au domaine temporel (période).

$$c \text{ [en m/s]} = \lambda/T = \lambda \cdot f$$

La célérité des ultrasons dépend de la nature du milieu traversé, ex. :  $c_{\text{air}} = 330 \text{ m/s}$ ;  
 $c_{\text{eau}} = 1480 \text{ m/s}$ ;  $c_{\text{os}} = 2700 \text{ m/s}$ .

### Pression acoustique, intensité acoustique et décibels (dB)

La **pression acoustique instantanée ( $P$ )** correspond à la différence entre la pression absolue ( $P_{\text{abs}}$ ) et la pression ambiante ( $P_0$ ) supposée constante. Ainsi la pression  $P$

possède une dualité spatio-temporelle  $P(x, t)$  car l'intensité en chaque point varie avec la fréquence de l'onde ultrasonore.  $P$  s'exprime en  $N/m^2$  ( $1 N = 1 kg \cdot m/s^2$ ).

$$P(x, t) = P_{abs}(x, t) - P_0$$

**L'intensité acoustique (I)** est la puissance transportée par les ondes acoustiques dans une direction donnée, par unité de surface perpendiculairement à cette direction. L'intensité acoustique est une grandeur essentielle pour la description des espaces acoustiques. S'il n'y a pas d'intensité acoustique, il n'y a pas de transfert d'énergie d'un endroit à un autre, donc pas de signal acoustique. L'intensité acoustique moyenne selon l'axe de propagation se calcule selon la relation suivante :

$$I [\text{en } W/m^2] = P^2 / (2 \cdot \rho \cdot c)$$

**Niveau d'intensité relatif = le décibel (dB)** : si deux ondes ultrasonores ont des intensités absolues A et B ( $I_A$  et  $I_B$ ), leur niveau d'intensité relatif (D) est égal à :

$$D [\text{en dB}] = 10 \text{ Log } I_A / I_B$$



### Exemple

Traversée d'un milieu atténuant où l'intensité acoustique (I) passe de  $10^{-3}$  à  $10^{-6}$  ( $W/cm^2$ )  $\Rightarrow$  atténuation de 30 dB.

### Impédance acoustique (Z)

Elle exprime la résistance du milieu à l'avancement de l'onde. Elle correspond au produit de la célérité ( $c$  en m/s) de l'onde par la masse volumique ( $kg/m^3$ ) du milieu.  $Z$  ne dépend donc que du milieu considéré. À milieu identique ( $\rho$  constant), plus celui-ci a une impédance acoustique élevée, plus l'onde acoustique se propagera rapidement (tableau 1.1).

$$Z [\text{en } kg/(m^2 \cdot s)] = c \cdot \rho$$

**Tableau 1.1 Célérité de propagation de l'onde acoustique en fonction de la masse volumique et de l'impédance acoustique de différents milieux.**

Matière	c : célérité (m/s)	$\rho$ : masse volumique ( $kg/m^3$ )	Z : impédance acoustique $\times 10^{-6} kg/(m^2 \cdot s)$
Air	330	1,2	0,0004
Graisse	1 459	952	1,34
Eau	1 480	1 000	1,48
Sang	1 575	1 057	1,62
Muscle	1 580	1 080	1,71
Corticale, osseuse	3 500	1 912	7,8

## Interaction des ultrasons avec la matière

Il existe plusieurs types d'interaction entre les ultrasons et la matière à l'origine d'un signal échographique.

Ces interactions vont aboutir à l'atténuation du faisceau ultrasonore dans la matière. Parmi ces interactions on retrouve au niveau des *interfaces acoustiques* des phénomènes de :

- réflexion;
- réfraction;
- diffusion.

### Qu'est ce qu'une interface acoustique ?

Une interface acoustique correspond à une frontière entre deux milieux d'impédance acoustique ( $Z$ ) différente. Elle est caractérisée par :

- sa « hauteur » : plus la différence d'impédance acoustique ( $Z$ ) entre les milieux formant l'interface est importante, plus l'interface sera élevée;
- sa *forme* (plane, courbée, etc.);
- son *orientation* par rapport à l'axe du faisceau;
- sa *taille* par rapport à la longueur d'onde ( $\lambda$ ) du faisceau ultrasonore incident.

### Réflexion

Le phénomène de réflexion se produit à l'interface entre deux milieux 1 et 2 d'impédance acoustique différente ( $Z_1$  et  $Z_2$ ). Pour une onde US perpendiculaire à l'interface, le coefficient de réflexion ( $R$ ) correspond à :

$$R_{(1 \rightarrow 2)} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

On peut ainsi exprimer la transmission  $T$  de la manière suivante :

$$T = 1 - R$$

### ✓ Application numérique

#### Calcul de $R$ et de $T$ pour une interface graisse/muscle

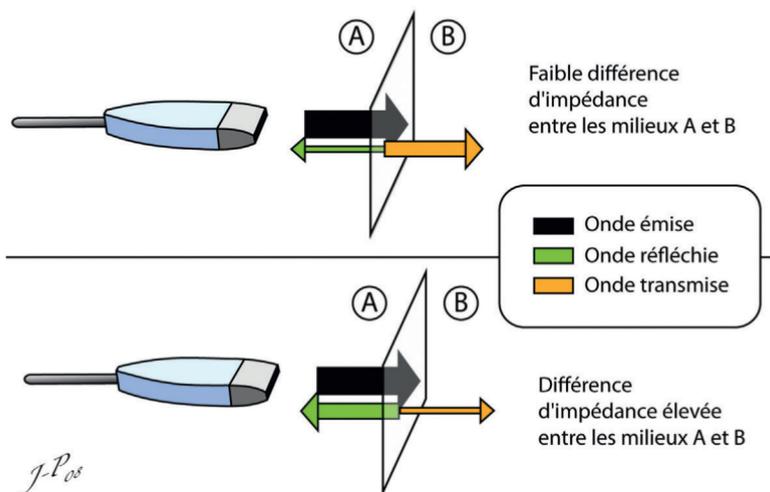
- $Z_1$  (graisse) = 1,34
- $Z_2$  (muscle) = 1,71

$$R_{(graisse \rightarrow muscle)} = \left( \frac{1,71 - 1,34}{1,71 + 1,34} \right)^2 = 0,015$$

$$T_{(graisse \rightarrow muscle)} = 1 - R = 0,985$$

La réflexion ( $R$ ) au niveau d'une interface est (fig. 1.2) :

- faible si la différence d'impédance ( $Z$ ) est peu élevée;
- grande si la différence d'impédance ( $Z$ ) est importante.



**Fig. 1.2** Influence de la différence d'impédance sur la réflexion et la transmission des ondes ultrasonores.

### ✓ Ordres de grandeurs de coefficients de réflexion (R)

Air/peau : 99 % ; tissu/os : 30 % ; rein/graisse : 1 %.

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. Pour optimiser cette pénétration, il est obligatoire d'appliquer du gel échographique (= eau en gel) entre la sonde et la peau du patient. Le gel échographique, d'impédance proche de celle des tissus mous, évite ainsi la réflexion au niveau de la peau.

### Réfraction

Si la direction du **faisceau incident** 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 (fig. 1.3). On observera dans ce cas la présence d'un **faisceau réfléchi** et celle d'un **faisceau réfracté** transmis qui présentent respectivement des angulations  $\theta_r$  et  $\theta_t$  qui dépendent de des célérités  $c_1$  et  $c_2$  de l'onde avant et après son passage à travers l'interface ( $c_1$  et  $c_2$  étant fonction des impédances respectives des milieux 1 et 2).

Selon les lois de **Snell-Descartes** :

- l'angle du faisceau réfléchi ( $\theta_r$ ) est égal à l'angle du faisceau incident ( $\theta_i$ ) :  $\theta_i = \theta_r$  ;
- les angles incidents et transmis suivent la relation suivante :  $\sin \theta_i / c_1 = \sin \theta_t / c_2$ .