PROPAGATION DES SONS

1. Propagation d'une onde sonore.

1.1. Rôle de la source

La perturbation du milieu apportée par une source sonore perturbe à son tour d'autres régions proches du milieu, donnant naissance à un phénomène que l'on appelle onde. La source impose au phénomène la structure temporelle de la perturbation ainsi que le type de déformation.

1.2. Rôle du milieu

Le milieu détermine la célérité de la propagation (vitesse du son) ; il peut être gazeux, liquide ou solide. Par exemple, la célérité du son dans une colonne gazeuse vaut :

$$c = \sqrt{\gamma \frac{P_0}{\rho_0}}$$

où P_0 est la pression du gaz, ρ_0 sa masse volumique, et γ un coefficient ($\gamma = 1,67$ pour un gaz monoatomique et 1,4 pour un gaz diatomique).

La célérité du son ne dépend pas de la hauteur de celui-ci (le milieu est non-dispersif).

1.3. Direction de propagation.

Lorsque la source est ponctuelle, l'onde se propage dans les trois dimensions de l'espace de manière isotrope (si le milieu l'est); les surfaces d'onde sont des sphères centrées sur la source.

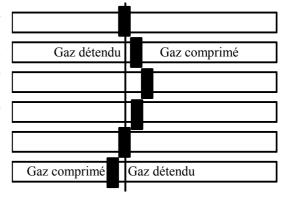
Si l'on se place à une assez grande distance de la source, on peut considérer que les surfaces d'onde sont des plans; l'onde est dite plane.

1.4. L'onde sonore est longitudinale (la déformation y est parallèle à la direction de propagation); dans un gaz, des tranches d'air se déplacent autour d'une position d'équilibre.. mais elle peut être décrite par un scalaire p, égal à la variation de pression p (autour de la valeur P₀) au passage de la perturbation.

La variation de pression p est liée au déplacement w d'une tranche d'air par :

$$p = c \rho \frac{d\psi}{dt}$$

le facteur $Z = \rho$ c est l'impédance du milieu de propagation.



1.5. Transport d'énergie.

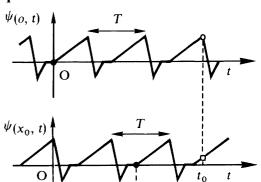
L'énergie produite au niveau de la source se propage dans l'espace sans transport de matière ; dans le cas d'une onde sphérique, la quantité d'énergie reçue (par un récepteur) diminue avec la distance à la source; dans le cas d'une onde plane, cette quantité d'énergie reste (presque) fixe si le milieu est non dispersif (c'est le cas des ondes sonores).

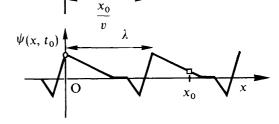
2. Description mathématique d'une onde progressive périodique.

2.1. Lorsque la perturbation de la source est périodique, le déplacement ψ d'un point du milieu situé à une distance x de la source reproduit le mouvement de la source avec un retard t = x / c (où c est la célérité de l'onde).

Deux points du milieu ayant des mouvements identiques sont séparés par un nombre entier de longueur d'onde λ .

La période de la source, la longueur d'onde et la célérité de l'onde sont reliés par $\lambda = c T$.





2.2. Onde progressive sinusoïdale.

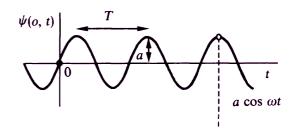
Le cas particulier (mais très important) pour lequel le mouvement de la source est décrit par une fonction sinusoïdale $f = a \cos \omega t$

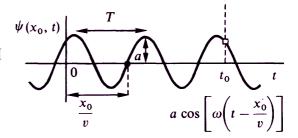
Le déplacement d'un point M éloigné d'une distance x à l'instant t s'écrit : $\psi = a \cos\left(t - \frac{x}{c}\right)$.

On introduit le nombre d'onde $k = \omega / c$

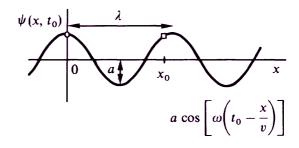
La fonction descriptive de l'état du point M devient:

$$\psi = a \cos (\omega t - k x)$$





période T fréquence N = 1 / Tpulsation $\omega = 2 \pi N$ longueur d'onde $\lambda = c T = c / N$ nombre d'onde $k = \omega / c = 2 \pi / \lambda$.



3. Propagation des sons dans différents milieux ; impédance.

3.1. Célérité du son dans différents milieu.

Le son se propage aussi bien dans les liquides que les solides ou que les gaz.

substance	Masse volumique ρ (kg.m ⁻³)	Célérité (m.s ⁻¹)	Impédance Z (kg.m ⁻² .s ⁻¹)
Air (20°C)	1,3	343	$4,5 \times 10^{2}$
Eau	1.0×10^{3}	1480	$1,48 \times 10^6$
Muscle	$1,07 \times 10^3$	1542 - 1626	$1,65 \times 10^6$ - $1,74 \times 10^6$
Graisse	0.92×10^3	1446	$1,33 \times 10^6$
Os	$1,38 \times 10^3 - 1,38 \times 10^3$	2070 - 5340	$3,75 \times 10^6 - 7,38 \times 10^6$

Dans les tissus mous, $c \approx 1540 \text{ m.s}^{-1}$

3.2. Impédance.

L'impédance est définie comme le produit de la célérité et de la masse volumique du milieu.

$$Z = c \rho$$

Par exemple, pour un gaz : $Z = \sqrt{\gamma P_0 \rho_0}$

L'impédance caractérise l'aptitude du milieu à reprendre sa forme originelle après déformation.

Elle ne dépend pas de la fréquence de l'onde sonore.

4. Propagation de l'énergie.

4.1. La densité d'énergie (énergie transportée par l'onde par unité de volume dτ) vaut :

$$\frac{dW}{d\tau} = \frac{1}{2} \rho_0 a^2 \omega^2$$

Ce qui correspond à une intensité (puissance par unité de surface) :

$$I = \frac{dW}{S dt} = c \frac{dW}{d\tau} = \frac{1}{2} c \rho_0 a^2 \omega^2$$

Cette intensité variant dans de grandes proportions, on utilise des échelles logarithmiques (en logarithmes décimaux) pour la mesurer :

$$L - L_0 = 10 \log_{10} \frac{I}{I_0}$$

L s'exprime en décibel (dB)

4.2. Atténuation du faisceau ; pertes d'énergie.

Lorsque la propagation se fait dans l'espace à partir d'une source sonore ponctuelle, l'intensité du faisceau diminue avec la distance (à cause de la conservation de l'énergie).

Dans le cas d'une onde plane, l'intensité devrait rester constante ; on constate cependant une atténuation du faisceau.

Une partie de cette atténuation est due à l'interaction de l'onde avec la matière (une partie de l'énergie est dissipée dans le milieu sous forme de chaleur) ainsi qu'à la diffraction et la diffusion de l'onde.

La décroissance de l'amplitude est exponentielle :

$$a = a_0 e^{-a x}$$

L'intensité, proportionnelle au carré de l'amplitude, décroît sous la forme ($\mu = 2a$):

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Le coefficient d'atténuation linéique μ dépend du matériau et augmente avec la fréquence de l'onde sonore.

On mesure en décibel (dB) l'atténuation totale du faisceau (attention au signe de A!).

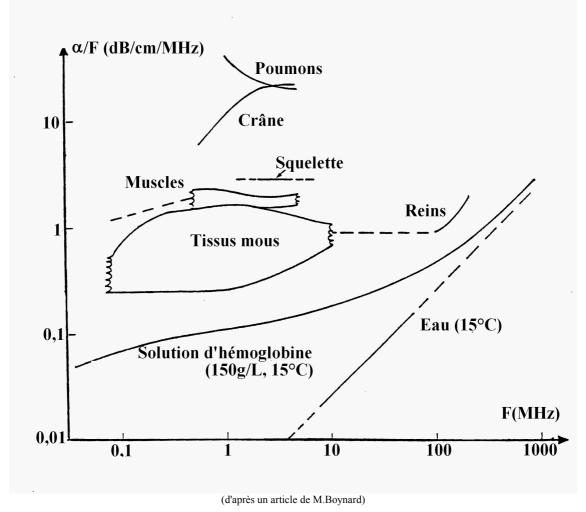
$$A = 10 \log_{10} \frac{I_0}{I}$$

On définit alors un coefficient d'atténuation (linéique lui aussi) a, en dB par unité de longueur.

$$\alpha = 10 \frac{\mu}{\ln 10}$$

Remarque : l'atténuation en dB est proportionnelle à la distance parcourue : $A = \alpha x$

Dans les matériaux biologiques, α est sensiblement proportionnel à la fréquence.



On peut retenir les valeurs approximatives :

	sang	graisse	muscle	os
$\frac{\alpha}{F}(dB.cm^{-1}.MHz^{-1})$	0,1	0,5	1,5	10

5. Réflexion, réfraction, transmission.

5.1. Changements de direction de propagation.

Lorsqu'un faisceau d'ondes sonores rencontre une surface séparant deux milieux d'impédances différentes, on observe un phénomène de réflexion et de transmission (comme pour la lumière).

On définit un angle d'incidence θ_1 , de réflexion θ' et de réfraction θ_2 .

L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence.

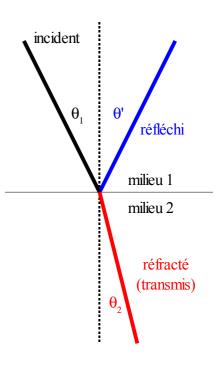
$$\theta_1 = \theta$$

Le rapport du sinus de l'angle de réfraction au sinus de l'angle d'incidence est égal au rapport des célérités de l'onde sonore dans les deux milieux.

$$\frac{\sin \theta_2}{\sin \theta_1} = \frac{c_2}{c_1}$$

Lorsque l'angle θ est faible, on peut confondre l'angle et son sinus; $\sin \theta \approx \theta$. On a alors:

$$\frac{\theta_2}{\theta_1} = \frac{c_2}{c_1}$$



5.2. Coefficients de réflexion et de transmission en incidence normale.

Les amplitudes des ondes sonores incidentes, réfléchies et transmises sont liées par les coefficients de réflexion r et de transmission t :

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \qquad t = \frac{2\sqrt{Z_1 Z_2}}{Z_1 + Z_2}$$

Pour les intensités sonores proportionnelles au carré des amplitudes les coefficients de réflexion et de transmission sont tels que:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \qquad T = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

La conservation de l'énergie implique que R + T = 1.

6. Application à l'échographie.

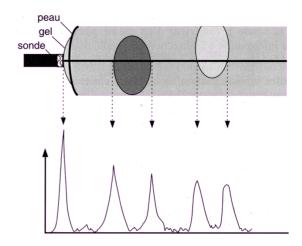
Une sonde jouant le rôle d'émetteur et de récepteur posée sur la peau envoie une impulsion d'ultrasons. Celle-ci pénètre dans les tissus et se réfléchit partiellement à chaque changement de milieu.

L'écho est recueilli, redressé et amplifié, puis la tension correspondante est par exemple appliquée aux bornes d'un oscilloscope.

On utilise deux modes d'exploration.

Mode A: échographie temps / amplitude

L'amplitude des signaux est enregistrée en fonction du temps. Pour exploiter ce type de données, il faut tenir compte du fait que chaque durée mesurée correspond à un aller retour du signal (écho).



Mode B:

On affiche sur l'écran une tache lumineuse dont l'intensité augmente avec celle de l'écho. On obtient alors une série de points plus ou moins brillants alignés dans la direction de la sonde.



Si, par exemple, on déplace la sonde le long d'une ligne, on peut obtenir une coupe des tissus étudiés :



Ce type d'échographie est lent à cause du balayage.

Des progrès technologiques ont permis de réaliser des échographie de type B en temps réel.