

BIOPHYSIQUE DE L'AUDITION

Prof : A. Boutefnouchet

I. ONDE ACOUSTIQUE

1. Introduction

Le son est une onde, générée par des vibrations mécaniques (VM), se propageant de proche en proche dans un milieu matériel. Le milieu matériel est le support de l'onde sonore, appelée aussi onde acoustique. De ce fait, et contrairement aux ondes électromagnétiques qui se propagent même dans le vide, la transmission des ondes acoustiques nécessite la présence d'un milieu matériel. Par exemple il est impossible d'entendre le son d'une cloche agitée à l'intérieur d'un contenant dans lequel on a fait le vide.

La propagation du son est longitudinale (en ligne droite), elle est accompagnée par un transport d'énergie sans transport de matière. Dans l'air, et à température ambiante (20°C), la vitesse de propagation du son, appelée aussi célérité du son, est égale à $c = 343 \text{ m/s}$, elle varie avec la température selon la relation suivante : $c = (331 + 0,60.T) \text{ m/s}$,

Où T représente la température en degré Celsius.

Les ultrasons sont de même nature que les sons, seule la fréquence permet de les différencier :

- Son : de fréquence comprise entre 16 Hz et 20 KHz
- Ultrasons : de fréquence comprise entre 20 KHz et 150 MHz

2. Son pur

Le son pur est produit par des vibrations sinusoïdales des particules du milieu de propagation. L'onde acoustique associée au son pur est de forme sinusoïdale, elle est décrite par le déplacement des particules du milieu de propagation : $\zeta(x,t) = A.\sin(k.x \pm \omega.t)$

A : amplitude qui correspond au déplacement maximal de la particule

ω : pulsation = $2\pi.f = \frac{2\pi}{T}$. f et T représentent respectivement la fréquence et la période de vibration

$k = \frac{2\pi}{\lambda}$ est le nombre d'onde : Avec λ la longueur d'onde de vibration qui représente la distance parcourue par le son au courant d'une période d'où : $\lambda = c.T$ avec c = célérité du son dans le milieu considéré.

Pour une particule se trouvant à une abscisse x de l'origine, $k.x$ est constant et le déplacement peut s'écrire :

$$\zeta(x,t) = \zeta(t) = A.\sin(\omega t + \theta)$$

Pour un son pur donné, la longueur d'onde λ dépend du milieu de propagation alors que T et f restent constantes quelque soit ce milieu.

La **vitesse acoustique** d'un son pur correspond à sa vitesse instantanée $v(t)$ qui représente la dérivée du déplacement par rapport au temps.

$$v(t) = \frac{d\xi}{dt} = \mp A\omega \cos(kx \pm \omega t)$$

Il y a lieu de distinguer entre la vitesse acoustique $v(t)$ et la célérité qui correspond à la vitesse de propagation de l'énergie sonore ou tout simplement la vitesse de propagation du son.

3. Sons complexes et bruits

Le son produit par des vibrations mécaniques périodiques mais non sinusoïdales est dit « **son complexe** » D'après la théorie de Fourier, tout mouvement périodique non sinusoïdal est, au fait, une superposition de mouvements sinusoïdaux. Tout son complexe peut donc être assimilé à une superposition de sons purs (dit aussi sons simples).

Théorème de Fourier : Soit un mouvement périodique non sinusoïdal $\xi(t)$ de fréquence f_0 . Ce mouvement peut se décomposer en une série dénombrable de fonctions sinusoïdales (appelée série de Fourier) dont les fréquences respectives sont $f_0, 2f_0, 3f_0, \dots, nf_0$.

On aura alors :

$$\xi(t) = a_0 + a_1 \sin[2\pi f_0 t + \theta_1] + a_2 \sin[2\pi(2f_0)t + \theta_2] + a_3 \sin[2\pi(3f_0)t + \theta_3] + \dots + a_n \sin[2\pi(nf_0)t + \theta_n]$$

a_0 : est la composante continue

$a_1 \sin[2\pi f_0 t + \theta_1]$: le terme fondamental.

Il a la même fréquence f_0 que le mouvement périodique

$a_2 \sin[2\pi(2f_0)t + \theta_2], a_3 \sin[2\pi(3f_0)t + \theta_3], \dots, a_n \sin[2\pi(nf_0)t + \theta_n]$:

Ce sont les harmoniques d'ordre respectif 2, 3, ..., n.

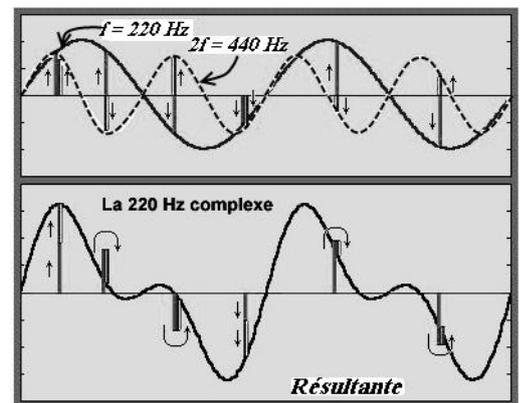
Les bruits : représentent des sons complexes composés d'un nombre infiniment grand de fonctions sinusoïdales dont les fréquences sont très proches les unes des autres.

4. Pression acoustique.

La formation de sons est due aux vibrations mécaniques des particules d'un milieu matériel. Ces vibrations créent des variations de pression par rapport à la pression qui règne dans ce milieu. Cette variation de pression s'appelle « pression acoustique ». On montre, dans le cas d'une propagation libre, que la pression acoustique est donnée par la relation :

$$p = v \cdot \rho \cdot c$$

Où ρ représente la masse volumique du milieu matériel



c : la célérité du son dans ce milieu

v : la vitesse acoustique de l'onde sonore donnée par : $v(t) = \frac{d\xi}{dt} = \mp A\omega \cos(kx \pm \omega t)$

5. Puissance surfacique (puissance acoustique).

La puissance surfacique (acoustique) correspond à la quantité d'énergie transportée par l'onde par unité de temps et par unité de surface.

$$W = \frac{1}{S} \cdot \frac{d\tau}{dt} \quad \text{avec } d\tau = F \cdot d\xi = p \cdot S \cdot d\xi = \text{travail élémentaire}$$

$$\text{Par conséquent : } W = \frac{p \cdot S \cdot d\xi}{S \cdot dt} = p \cdot \frac{d\xi}{dt} = p \cdot v = v \cdot \rho \cdot c \cdot v = v^2 \cdot \rho \cdot c. \quad \text{Et aussi sous la forme : } W = \frac{p^2}{\rho \cdot c}$$

Sachant que la valeur moyenne quadratique de la fonction sinusoïdale $v(t)$ est : $v^2 = \frac{1}{2} \cdot \omega^2 \cdot A^2$

La puissance surfacique s'écrit aussi sous la forme : $W = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot c \cdot A^2 \cdot \omega^2$ en watts/m² (S.I)

Du point de vue pratique la mesure de puissance acoustique se fait par comparaison avec un son de référence ayant une puissance acoustique de $W_0 = 10^{-12}$ watt/m² correspondant à la puissance acoustique minimale audible à la fréquence 1000 Hz.

La puissance acoustique des sons audibles varie de 1 à 10^{-12} watt/m², par conséquent le rapport $\frac{W}{W_0}$ peut varier de 10^{12} à 1. Le logarithme décimal de ce rapport va, finalement, donner le niveau

sonore S , d'un son considéré, avec une unité de mesure appelée Bel

$$S_{Bel} = \log_{10} \frac{W}{W_0}$$

En acoustique, on utilise souvent l'unité décibel (dB) et le niveau sonore S s'écrit alors :

$$S_{dB} = 10 \cdot \log_{10} \frac{W}{W_0}$$

Ce qui permet d'avoir une échelle de niveau sonore en dB comprise entre 0 et 120 dB.

6. Impédance acoustique.

L'impédance acoustique d'un milieu matériel Z est défini par le rapport : $Z = \frac{p}{v} = \frac{v \cdot \rho \cdot c}{v} = \rho \cdot c$

Où : ρ représente la masse volumique du milieu matériel

c la célérité du son dans ce milieu.

L'impédance acoustique Z caractérise la propagation de l'onde sonore dans ce milieu

Quelques valeurs de Z :

Air : $0,04 \cdot 10^3$ g/cm².s

Foie : $1,65 \cdot 10^5$ g/cm².s

Eau : $1,48 \cdot 10^5$ /cm².s

Os : $7,80 \cdot 10^5$ /cm².s

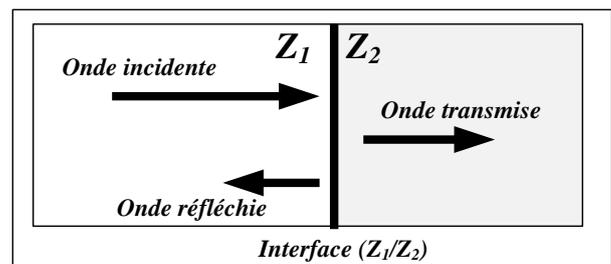
Plus le milieu est dense plus l'impédance est grande.

7. Propagation du son.

Le son (ondes sonores) se propage en ligne droite et sa vitesse de propagation (célérité) dépend de l'impédance du milieu matériel dans le quel il se propage. De ce fait, tout interface, séparant deux milieux d'impédances différentes, reste le siège d'un certains nombre de phénomènes physiques comme la réflexion et la réfraction.

Soit une onde sonore allant d'un milieu (1) vers un milieu (2) d'impédances respectives Z_1 et Z_2 . La discontinuité existant entre (1) et (2) va perturber la propagation de l'onde de sorte que :

- une partie de l'intensité l'onde sonore incidente sera réfléchi
- l'autre partie continue sa propagation : elle sera transmise.



En posant : I = intensité de l'onde incidente

I_R = Intensité de l'onde réfléchi

I_T = intensité de l'onde transmise

On définit alors les coefficients de réflexion

α_R et de transmission α_T comme étant les rapports :

$$\alpha_R = \frac{I_R}{I} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

On remarque que : $\alpha_R + \alpha_T = 1$

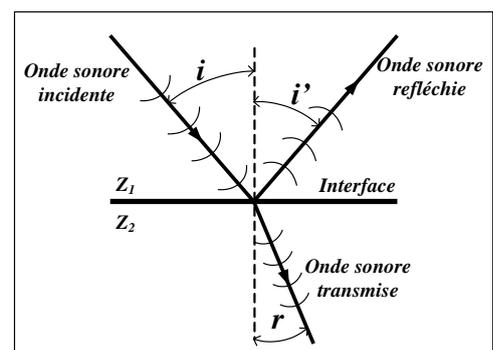
$$\alpha_T = \frac{I_T}{I} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

Quelques valeurs de α_R et α_T

Interface	α_R	α_T
Tissu adipeux / muscle	0,007	0,993
Cerveau / crâne	0,36	0,64
Muscle / gaz intestin	0,94	0,06

En outre, si l'onde incidente fait un angle i (angle d'incidence) avec la normale de l'interface au point d'incidence,

- l'angle de réflexion i' est égal à l'angle d'incidence et l'onde réfléchi est, de ce fait, symétrique de l'onde incidente par rapport à la normale de l'interface. $i' = i$
- L'onde transmise se propage dans une direction différente de celle de l'onde incidente. On dit alors



qu'elle se réfracte. L'angle de réfraction r peut être déterminé à partir de la relation suivante :

$$\frac{\sin i}{\sin r} = \frac{c_1}{c_2} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2}$$

II PERCEPTION AUDITIVE

1. La tonie

La tonie représente la sensation de hauteur du son (sensation grave et aigue), elle dépend de sa fréquence. Le seuil différentiel relatif de tonie est défini par le rapport $\frac{\Delta f}{f}$ où Δf correspond à la différence de fréquence la plus petite que l'on peut percevoir. Entre 60 Hz et 1000 Hz le seuil différentiel relatif est constant et sa valeur est égale à un comma : $\frac{\Delta f}{f} = \frac{1}{80} = 1 \text{ comma}$.

Entre deux sons de fréquences différentes on constate une différence de hauteur estimée en variation de tonie ΔH .

Lorsque les deux sensations de hauteur sont voisines la variation de tonie est donnée par : $\Delta H = k \cdot \frac{\Delta f}{f}$ Pour deux sensations différentes la variation de tonie est donnée par :

$$\Delta H = k \cdot \log_{10} \frac{f_2}{f_1}$$

On définit l'octave comme étant la variation de tonie qui correspond à $f_2 = 2f_1$. Ce qui se traduit par :

$$\Delta H = 1 \text{ octave} = k \cdot \log 2$$

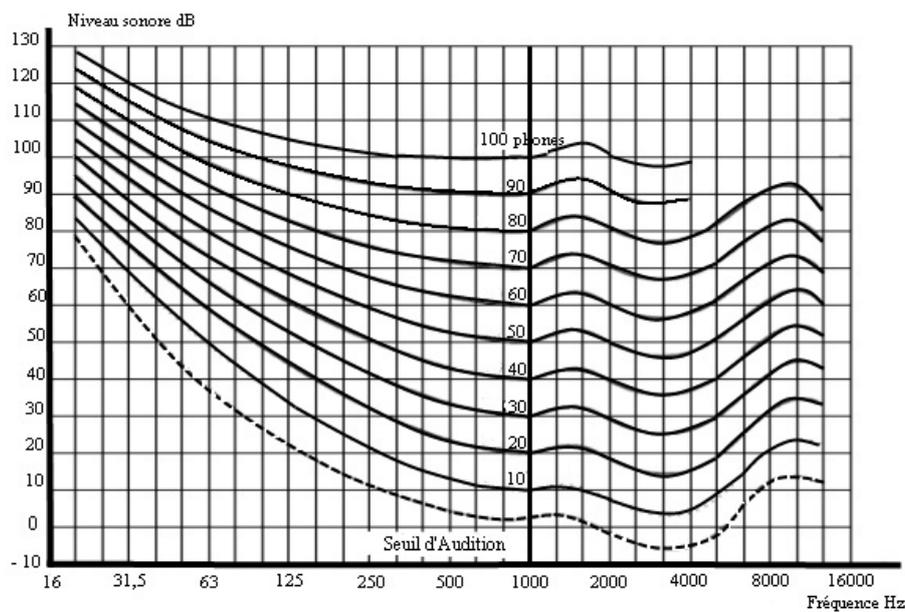
En physique on utilise le savart comme unité de variation de tonie en prenant $k=10^3$ d'où :

$$\Delta H = 1 \text{ octave} = 1000 \cdot \log 2 = 300 \text{ savarts}$$

2. La sonie ou sonorité

a) Intensité physiologique du son.

La sonie désigne la qualité physiologique qui fait dire si un son est fort ou faible. Elle ne représente pas l'intensité physique du son mais plutôt son intensité physiologique car elle se définit par la



participation active du sujet. L'on constate alors que la sonie est liée essentiellement à la puissance acoustique du son tout en dépendant également de sa fréquence. En effet, deux sons de même puissance acoustique mais de fréquences différentes ne semblent pas de la même force. De ce fait, la puissance acoustique W ne peut pas être considérée comme une échelle valable de la sensation « sonie ».

Fechner et Munson ont établi en 1930 des courbes d'égale sensation sonore appelées « courbes isosoniques ». Le phone est l'unité physiologique sans dimension qui traduit le niveau de sonie.

Par convention, le phone est étalonné sur une échelle des décibels (dB) pour un son de fréquence égale à 1000 Hz (1 KHz). Ce qui se traduit par : Un son de fréquence égale à $f=1000$ Hz et de niveau sonore $S = n$ dB à automatiquement un niveau de sonie égal à n phones.

Par définition, un son de n phones provoque, quelque soit sa fréquence, une sensation de sonie équivalente à celle d'un son de 1000 Hz ayant un niveau sonore $S = n$ dB.

b) Aire auditive : Aire de conversation

La conversation courante se fait à des fréquences allant de 100 Hz à 8000 Hz pour des puissances acoustiques allant de 40 à 75 dB. Le diagramme de Fechner et Munson et de Wegel comprend :

- en abscisse, la fréquence en Hz
- en ordonnée, la puissance acoustique (intensité) en dB

Ce diagramme permet de tracer les courbes isosoniques (courbes d'égales sonies) exprimées en phone. **L'aire auditive (aire de conversation)** est délimitée par les deux courbes isosoniques suivantes :

- **la courbe du seuil absolu** : représente la courbe isotonique de 0 phone correspondant à la limite minimale des sons audibles
- **la courbe du seuil douloureux** : représente la courbe isotonique de 120 phones correspondant à la limite maximale des sons audibles

3. Le timbre.

Le timbre est la qualité physiologique qui permet de distinguer deux sons de même hauteur et de même intensité lorsqu'ils sont émis par deux instruments différents.

Exemple : le fait de distinguer le son d'une note jouée par une guitare du son de la même note jouée par un piano, c'est que les deux sons ont des timbres différents.

Sachant que chaque son est composé d'un fondamental et de ses harmoniques, le timbre représente la richesse du son en harmoniques et leurs importances relatives. L'appareil auditif (l'oreille) est parfaitement capable de discerner les harmoniques d'un son complexe. Cette faculté lui permet donc de distinguer les sons par leur analyse de leurs harmoniques. Pour revenir à l'exemple précédent, une même note jouée par différents instruments donne des sons dont le fondamental est

le même pour tous les instruments mais les harmoniques sont différentes, en nombre et en importance, d'un instrument à l'autre.

III. OREILLE : CHAÎNE AUDITIVE

1. Chaîne auditive

L'oreille, organe de l'audition et d'équilibration peut être divisée en trois parties.

1- **Oreille externe.** Elle comprend le pavillon et le conduit auditif externe.

2- **Oreille moyenne.** Elle comprend :

- La caisse du tympan (membrane

tympanique + chaîne

des osselets)

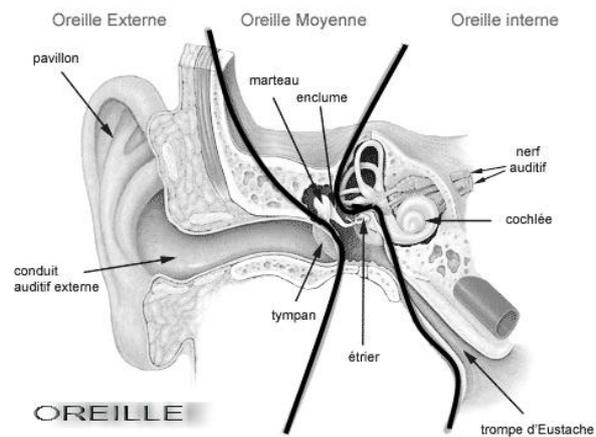
- Les cavités mastoïdiennes

- La trompe d'Eustache

3- **Oreille interne.** Elle comprend :

- Un organe d'audition appelé **cochlée**

- Un organe d'équilibration composé du vestibule et des canaux semi-circulaires



Globalement l'oreille convertit l'énergie des vibrations mécaniques de l'air ambiant en impulsions électriques propagées par le nerf auditif. Cette conversion d'un signal physique en un signal nerveux s'appelle **transduction**. La cochlée est le siège de cette transformation.

Pour qu'il soit mis en vibrations d'une manière efficace, le tympan doit avoir une impédance la mieux adaptée avec celle de l'air. Ceci est réalisé de 400 à 5000 Hz.

Au dessous de ce domaine la membrane est trop raide

Au dessus de ce domaine la membrane est trop lourde

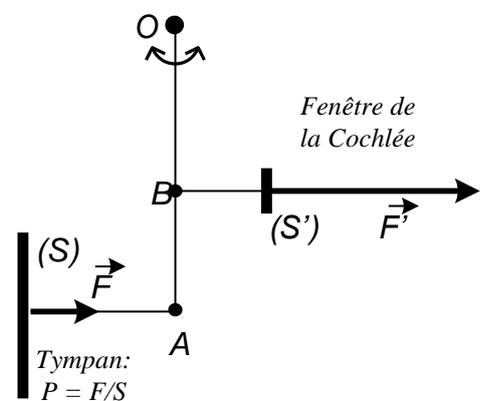
Le conduit auditif se comporte comme un tuyau d'orgue bouché du côté du tympan et vibrant en

demi fuseau $L = \frac{\lambda}{4}$. La sensibilité maximale de l'oreille ($L = 2,5$ cm) est obtenue pour $\lambda = 10$ cm et f

$= 3300$ Hz.

L'oreille moyenne joue le rôle d'un amplificateur de pression.

La pression P , en avant du tympan, est transmise sous forme d'une force F , à travers la surface du tympan. La chaîne des osselets se comporte comme un levier ; elle transmet la force



de pression jusqu'au niveau de la fenêtre de la cochlée tout et l'amplifiant par un facteur de 1,3.

Avec un rapport de surface $\frac{S_{\text{tympan}}}{S_{\text{fenêtre}}} = 17$, la pression au delà de la fenêtre de la cochlée sera égale en

moyenne à $P' = 22 \cdot P$

$$F \cdot OA = F' \cdot OB \Rightarrow F' = F \cdot \frac{OA}{OB} = 1,3 \cdot F \quad \text{car } \frac{OA}{OB} = 1,3$$

On a aussi $\frac{S}{S'} = 17$ d'ou :

$$P' = \frac{F'}{S'} = \frac{1,3 \cdot F}{S/17} = 1,3 \cdot 17 \cdot \frac{F}{S} \approx 22,1 \cdot P$$

$P' \approx 22 \cdot P$ en moyenne

2. Exploration fonctionnelle de l'audition

Elle consiste à dépister la surdité (hypoacousie), à en préciser le type et le degré. Dans le cas d'une cause non curable, elle estime les possibilités d'appareillages.

On distingue quatre types de surdités :

- 1er- **Les surdités de transmission** : dysfonctionnement du capteur (oreille externe et moyenne)
- 2e- **Les surdités de perception** : dysfonctionnement du transducteur (cochlée)
- 3e- **Les surdités rétro cochléaires** : atteinte des voies nerveuses (en générale c'est une lésion du nerf auditif par une tumeur de l'angle ponto cérébelleux)
- 4e- **Les surdités centrales** : atteinte des centres nerveux.

2.1 Exploration fonctionnelle subjective.

Elle repose sur la participation active du patient. Les méthodes utilisées restent, bien que subjectives, les plus utiliser car les sont les plus faciles à mettre en œuvre.

a) Acoumétrie

On distingue :

- L'acoumétrie phonique : On fait répéter au sujet des syllabes chuchotées. Pour un sujet normal, la voix chuchotée doit être entendu à environ 7 mètres.
- L'acoumétrie instrumentale : On fait écouter au sujet une montre ou des diapasons de diverses fréquences. Elle permet de tester

- i) La conduction aérienne ou CA : Le diapason émettant un son de durée bien déterminée dont l'amplitude décroît progressivement (onde faiblement amortie). Une surdité se traduira par une diminution du temps de l'audition du son. La Durée de Conduction Aérienne (DCA) correspond à la durée au bout duquel le son du diapason n'est plus audible.

ii) La conduction osseuse ou CO : Le diapason est placé sur la mastoïde (os proche de l'oreille interne) pour permettre aux Vibrations du diapason de passer directement dans l'oreille interne. La Durée de Conduction Osseuse (DCO) correspond à la durée au bout duquel le son du diapason, ainsi placé, n'est plus audible.

Pour un sujet normal la DCA est plus longue que la DCO de sorte que : $1DCA = 3DCO$

Une surdité peut se traduire par une diminution de la DCA et de la DCO avec ou sans modification du rapport $\frac{DCA}{DCO}$

Il existe plusieurs tests d'acoumétrie instrumentale dont : Les test de Rinne, de Weber, de Corradi, de Gellé et de Schwabach.

Exemple : Le test de Rinne

On compare la DCA et DCO

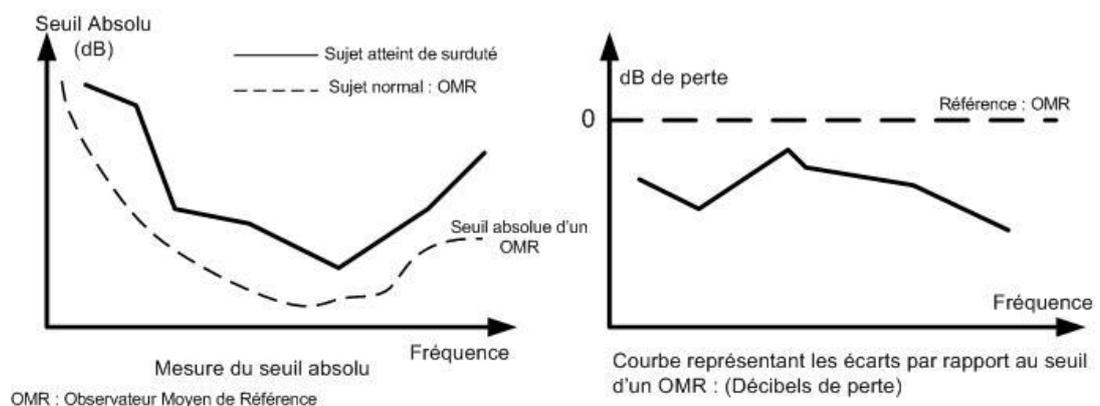
- Si $\frac{DCA}{DCO} < 3$: Atteinte de l'oreille externe et/ou de l'oreille moyenne et par conséquent il s'agira d'une surdité de transmission
- Si la DCA et la DCO diminuent mais le rapport $\frac{DCA}{DCO} \approx 3$: Atteinte de l'oreille interne il s'agira dans ce cas d'une surdité de perception et/ou celle des voies nerveuses (surdité rétro cochléaire)

b) Audiométrie

Par la mise en œuvre d'un audiomètre, cette méthode reste la plus utilisée et la plus précise.

Parmi les épreuves d'audiométrie on discerne :

- L'audiométrie tonale Liminaire : Elle établit la courbe des seuils absolus (intensité sonore minimale que le sujet peut percevoir) pour des sons purs, de fréquences variées entendues en



Audiométrie Tonale Liminaire

condition aérienne eu en conduction osseuse, dont on fait varier progressivement le niveau de puissance acoustique. Elle détermine, de ce fait, la perte (en dB) au dessus du seuil absolu normal pour chaque fréquence.

- L'audiométrie tonale supraliminaires : Elle établit les variations des seuils douloureux (intensité maximale au dessus de laquelle la perception du son est douloureuse) en fonction de la fréquence. Elle permet de mettre en évidence la diminution du champ tonale auditif par la baisse du seuil douloureux et l'élévation du seuil absolu. Dans ce cas le sujet se plaint généralement de ne pas entendre les voix basses mais et de ne pas supporter les voix un peu élevées.
- L'audiométrie vocale : On utilise un haut parleur avec une puissance déterminée. Cette méthode permet de préciser le degré d'invalidité du sujet sourd par la recherche des puissances acoustiques (en dB) pour lesquelles 20%, 50% et 100% des mots prononcés sont intelligiblement perçus.

2.2. Exploration fonctionnelle objective

Elle permet d'étudier des phénomènes sensorineux de l'audition sans aucune participation active du sujet. Cette étude se fait par détection du potentiel d'action global (PA) du nerf auditif. L'Electro-cochléogramme est l'enregistrement de ce potentiel d'action global (PA) à l'aide d'une microélectrode enfoncée, sous anesthésie locale, dans la caisse du tympan à travers la membrane tympanique pour venir buter à proximité de la fenêtre ronde.

IV. Les sons en médecine

1. Effet Doppler

Lorsqu'une source sonore est en mouvement relatif par rapport à un récepteur, la hauteur perçue par ce récepteur n'est pas égale à la hauteur du son émis par la source. En effet, le récepteur enregistre une augmentation dans la fréquence si la source s'il se rapproche de la source et inversement. Ce phénomène est connu sous le nom de l'effet Doppler.

Pour l'étude de ce phénomène trois situations peuvent être envisagées :

a) source en mouvement à vitesse constante et récepteur immobile

A l'instant $t = 0$: émission de la 1^{ère} onde

A l'instant $t = T$: émission de la 2^{ème} onde

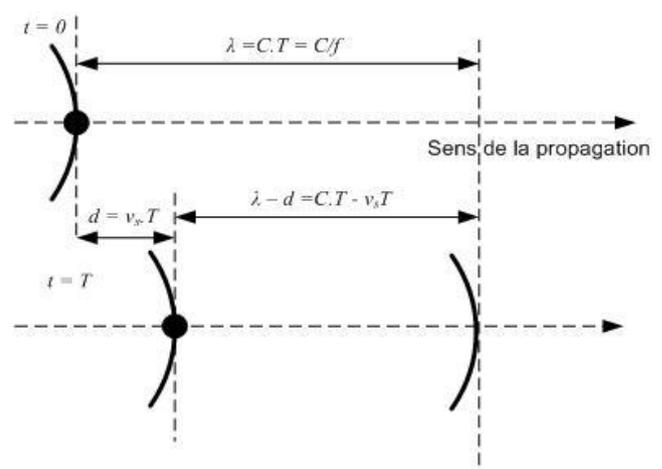
La première onde aurait parcouru une distance

$\lambda = cT$ et la source une distance $d = v_s T$.

Par conséquent entre les deux ondes on aura une distance

$$\lambda' = \lambda - v_s T \Rightarrow \frac{c}{f} = \frac{c}{f'} - v_s \cdot \frac{1}{f} \Rightarrow f' = f \frac{1}{1 - (v_s/c)}$$

Dans le cas où la source s'éloignerait du



récepteur le même raisonnement donne : $f' = f \frac{1}{1 + \frac{v_s}{c}}$

a) récepteur en mouvement à vitesse constante v_R et source immobile

En se déplaçant vers la source le récepteur aura l'impression que la vitesse de propagation de l'onde sonore est $c' = c + v_R$ par conséquent :

$$f' = \frac{c'}{\lambda} = \frac{c + v_R}{\lambda} = \frac{c}{\lambda} \left(1 + \frac{v_R}{c}\right) \Rightarrow f' = f \left(1 + \frac{v_R}{c}\right)$$

Dans le cas où le récepteur s'éloignerait de la source le même on aura : $f' = f \left(1 - \frac{v_R}{c}\right)$

c) Cas générale : Source et récepteur en mouvement

On déduit de ce qui a précédé que la fréquence perçue est : $f' = f \left(\frac{c \pm v_R}{c \mp v_s}\right)$

Le récepteur : Le signe **(-)** devant v_R lorsqu'il s'éloigne de la source.

Le signe **(+)** devant v_R lorsqu'il se rapproche de la source.

La source : Le signe **(-)** devant v_s lorsqu'elle se rapproche du récepteur.

Le signe **(+)** devant v_s lorsqu'elle s'éloigne du récepteur.

2. Les infrasons IS

Ils sont émis lors des éruptions, des vents, des tempêtes et des machines lentes. Ils sont produits (artificiellement) en excitant certains matériaux [Tuyaux résonnants, émetteurs à éléments sifflants, tables vibrantes]

Les IS ont un effet pathologique en agissant sur certains organes (système nerveux, organes de l'équilibration, œil, appareil cardio-vasculaire, appareil respiratoire).

Ils sont utilisés aussi pour leur effet thérapeutique notamment pour traiter des œdèmes post-traumatique, orthostatique, vasculaires, lymphatiques.

3. Les ultrasons US

3.1 Définition : Les ultrasons (US) sont des vibrations mécaniques de fréquence supérieures à 16 kHz, Ils sont utilisés en médecine soit pour traiter certaines maladies (Ultra-sonothérapie) soit en diagnostic (échographie). On distingue deux types d'Ultrasons : US basse fréquence $f < 100$ kHz

US haute fréquence $f > 100$ kHz

3.2. Production : Les US sont produits grâce à certains matériaux, appelés piézo-électriques, comme le quartz ou certaines céramiques.

Propriétés piézo-électriques : Un piézo-électrique déformé fait apparaître une d.d.p électrique entre ses faces. Inversement, si on applique une d.d.p électrique entre les faces du piézo-électrique il se déforme. La déformation mécanique est alors proportionnelle à la d.d.p électrique : C'est la **loi de VOIGT**:

$$\Delta e = \delta \cdot V$$

avec: Δe = variation de l'épaisseur du piézo-électrique
 V = d.d.p électrique aux bornes du piézo-électrique
 δ : constante = $2,3 \cdot 10^{-10} \text{ cm/V}$ pour le Quartz

Cette propriété a été exploitée pour produire des vibrations mécaniques (son et ultrason) à partir d'un courant alternatif, de tension $V = V_0 \sin(\omega t \mp \theta)$, appliquée aux bornes d'un piézo-électrique.

3.3 Ultrasons en émissions pulsées

a) Principe : L'échographie a été initiée par Paul LANGEVIN et utilisée dans les bateaux pour repérer les obstacles. Tout obstacle se caractérise par une interface séparant deux milieux d'impédances différentes. Il permet, ainsi, d'avoir un écho par réflexion d'une partie de l'onde sonore incidente. Le principe de l'échographie consiste à analyser les échos dus à la présence d'éventuels interfaces.

La sonde à ultrason dispose de deux (02) cristaux piézo-électriques dont le premier sert d'émetteur et le second de récepteur. Le temps t correspondant à la détection de l'écho (aller et retour de l'onde sonore), produit par la présence d'un interface, permet de déterminer la distance x qui le sépare de la sonde par la relation : $x = \frac{c \cdot t}{2}$.

b) Différents types d'échographie.

- **Échographie en mode A (amplitude)**

C'est la plus ancienne. Les US réfléchis se traduisent par des pics dont la hauteur reflète l'intensité réfléchie et la distance, entre deux pics, permet de connaître l'épaisseur d'une structure.

- **Échographie en mode B (body) ou échotomographie.**

Donne une image en coupe des tissus ou d'un organe en faisant varier la position et la direction de la sonde. Cette image est obtenue sous forme d'un profil constitué de points brillants. Ces points correspondent aux US réfléchis. Dans l'échographie de type B on distingue deux (02) types :

1er. Échographie à faible vitesse (ou statique) : pour les structures immobiles

2e. Échographie à grande vitesse (ou en temps réel) : pour les structures mobiles avec l'utilisation d'une sonde US linéaire qui dispose de plusieurs détecteurs rapprochés permettant d'avoir 100 images/s. Destinée pour l'étude du cœur et le suivi des grossesses.

- **Échographie mode TM (time motion)**

L'enregistrement du déplacement d'un écho est déterminé en fonction du temps. Ce mode permet d'explorer des structures mobiles comme les vaisseaux ou les valves cardiaques.

c) Vélocimétrie Doppler (US) des globules rouges. par rapport aux US les globules rouges, en mouvement dans les vaisseaux, ont vitesse de $V \cdot \cos \theta$. Par calcul approché, on détermine la différence de fréquences, émise f_0 et captée f , par la relation suivante :

$$\Delta f = f - f_0 = \frac{2 \cdot f_0 \cdot V \cdot \cos \theta}{c}$$

d) Atténuation des ultrasons (US)

- Source ponctuelle et milieu non absorbant :

- La puissance acoustique des US à travers un élément de surface ΔS dépend de la position de cette surface. On démontre dans ce cas que $I \cdot x^2 = \text{constante}$. Si à une distance x_0 de référence

l'intensité est I_0 on aura à la distance x de la source une intensité sonore $I = I_0 \frac{x_0^2}{x^2}$

- milieu absorbant :

Si le milieu est absorbant est la source n'est pas ponctuelle la loi d'absorption des US est donnée par la relation suivante : $I = I_0 e^{-\alpha x}$

I : l'intensité sonore à une profondeur x

I_0 : l'Intensité du niveau sonore à l'origine

α : coefficient d'absorption qui est proportionnelle au carré de la fréquence des US

- Source ponctuelle et milieu absorbant

En tenant compte des deux phénomènes précédents il vient :

$$I = I_0 \frac{x_0^2}{x^2} \cdot e^{-\alpha(x - x_0)}$$

I_0 est l'intensité de référence mesurée à x_0