## BASES BIOPHYSIQUES DE L'AUDITION ET DES EXPLORATIONS FONCTIONNELLES AUDITIVES

Cours de DFGSM2

UE Système neuro-sensoriel

Faculté de médecine de Montpellier-Nîmes

Denis Mariano-Goulart

## OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

#### **ACOUSTIQUE**

Qu'est-ce qu'un son ? Intense, aigu ? Propagation ? Captation ?
Amplification ?
Traitement ?

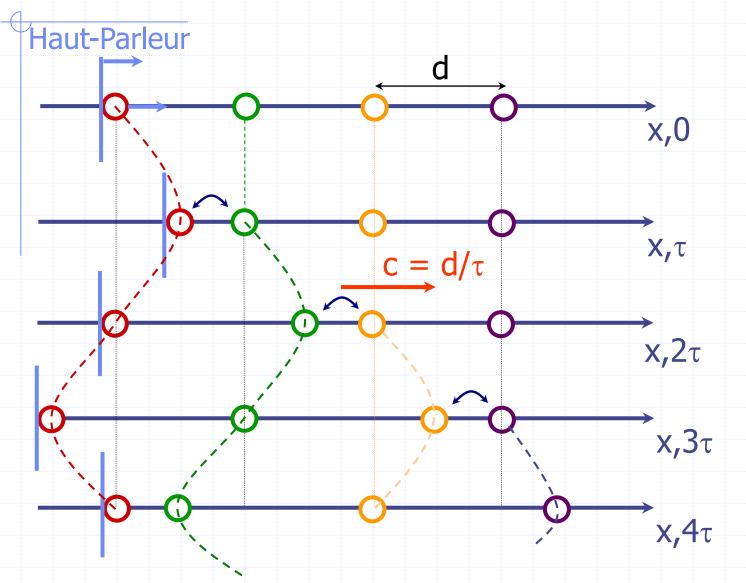
Analyse du signal ?
Conversion ?
PA électrique ?

#### BIOPHYSIQUE DE L'AUDITION

Prérequis : cours sur les ondes de PACES.

Suite du cursus : neurophysiologie de l'audition, exploration fonctionnelle de l'audition, ORL et neurologie.

## DEFINITION D'UN SON



Onde
progressive
scalaire de
vibration
d'atomes
ou de
molécules

célérité c dans un milieu matériel

## MODELISATION (Rappels de PACES)

Position d'une particule g(t,x) :

$$g(t,x) = x + A \sin \left[\omega \cdot \left(t - \frac{x}{c}\right)\right] = x + E(t,x)$$

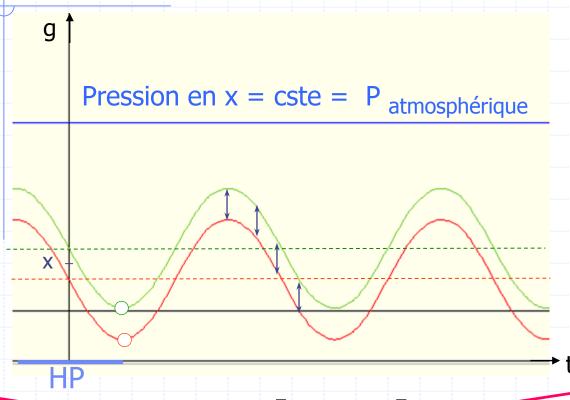
• Période (temporelle) : g(t,x) = g(t+T,x)

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{1}{f}$$

• Longueur d'onde :  $g(t,x) = g(t,x+\lambda)$ 

$$\lambda = c.T = \frac{c}{f} = \frac{2\pi c}{\omega}$$

## SON = ONDE DE PRESSION

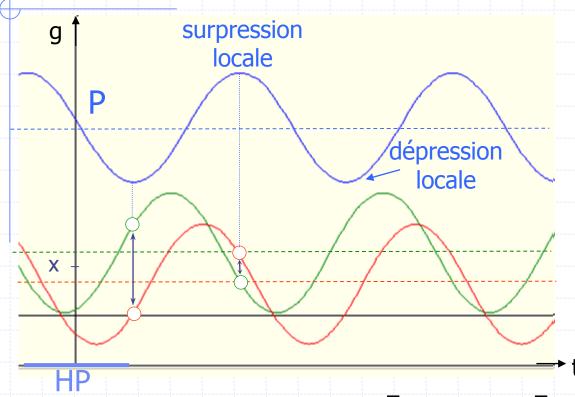


$$c >> x \Rightarrow g(t, x) = x + A \sin \left[\omega \left(t - \frac{x}{c}\right)\right] \approx x + A \sin \left[\omega t\right]$$

Hypothèse c >> x,  $\Rightarrow$  retard =  $x/c \rightarrow 0$ 

vibrations en phase, écarts conservés, densité constante, pression constante.

## SON = ONDE DE PRESSION



$$c \approx x \Rightarrow g(t, x) = x + A \sin \left[ \omega \cdot \left( t - \frac{x}{c} \right) \right]$$

déphasage des ondes de vibration au voisinage d'un lieu x

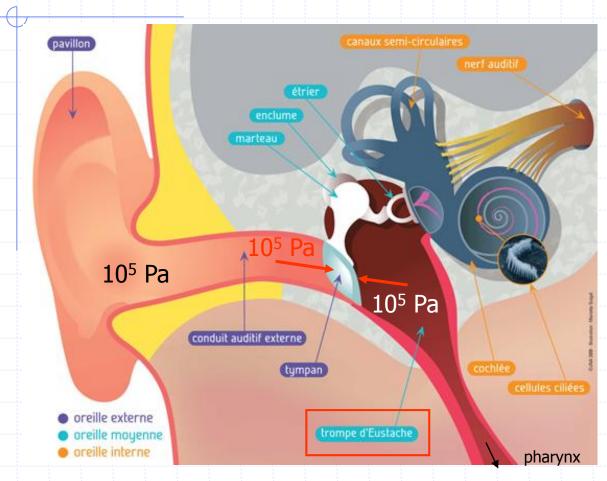
onde de surpression acoustique P qui s'ajoute à la pression ambiante.

Ordres de grandeur

dans l'air :  $P_a = 10^5$  Pa  $P = 20 \mu Pa - 20 Pa$  $P << P_a$ 

dans l'eau : P < kPa

## ONDE DE PRESSION: Conséquence



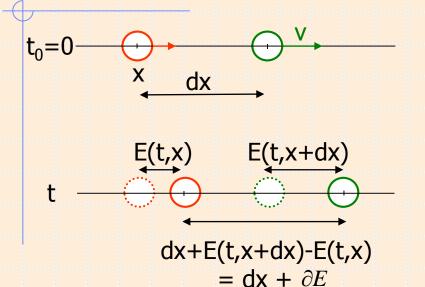
Différence de pression de part et d'autre du tympan ⇒ hypoacousie & douleur





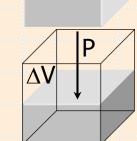


## ONDE DE PRESSION: Modélisation



Compressibilité 
$$\chi = -\frac{1}{P} \frac{\Delta V}{V_0}$$

en Pa<sup>-1</sup>, exprimant la diminution relative de distance (ou de volume) par Pascal de surpression apporté



 $V_0$ 

$$P = -\frac{1}{\chi} \frac{\partial E}{\partial x} = -\frac{1}{\chi} \frac{\partial}{\partial x} \left[ A. \sin\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right) \right] = \frac{A.\omega}{\chi.c} . \cos\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right)$$

$$v = \frac{\partial}{\partial t} \left[ A. \sin\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right) \right] = A.\omega. \cos\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right) \text{ vitesse de vibration}$$

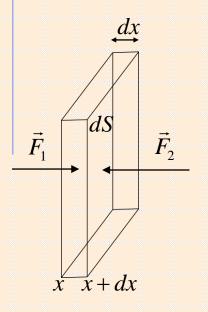
$$\Rightarrow P = \frac{1}{\chi.c} . v = Z.v$$

L'impédance acoustique Z du milieu (kg.m<sup>-2</sup>s<sup>-1</sup>) caractérise sa capacité à transmettre un son

Pour les curieux..., etc.

## ONDE DE PRESSION: Modélisation

On applique la relation fondamentale de la dynamique à une tranche de milieu de propagation de masse volumique  $\rho$ , de surface dS et d'épaisseur dx.



$$m.\frac{dv}{dt} = F_1 - F_2 = [P(x) - P(x + dx)].dS = -\frac{\partial P}{\partial x}.dx.dS$$

$$P = Z.v = Z.A.\omega.\cos\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right) \Rightarrow \frac{\partial P}{\partial x} = \frac{Z.A.\omega^2}{c}\sin\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right)$$

$$\Rightarrow m.\frac{dv}{dt} = -\frac{ZA\omega^2}{c}\sin\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right).dx.dS$$

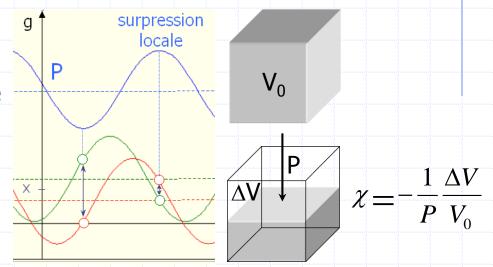
$$\text{mais } v = A.\omega.\cos\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right) \Rightarrow \frac{\partial v}{\partial t} = -A.\omega^2.\sin\left(\omega.(t - \frac{x}{c})\right),\text{donc}$$

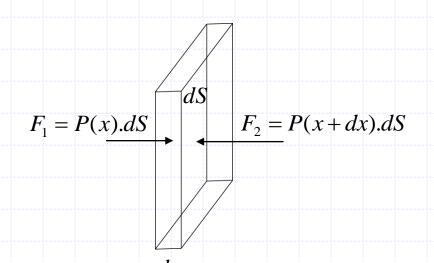
$$m = \rho.dS.dx = \frac{Z}{c}dx.dS \Rightarrow Z = \rho.c$$

## ONDE DE PRESSION: Modélisation

En définissant le coefficient de compressibilité  $\chi$  par la réduction en % d'un volume de gaz soumis à une surpression P, on a montré que :

$$P = \frac{1}{\chi . c} . \mathbf{v} = Z. \mathbf{v}$$





En appliquant la relation fondamentale de la dynamique à une tranche de milieu de propagation de masse volumique  $\rho$ , on a montré que :

$$Z = \rho.c$$

## **CELERITE & IMPEDANCE**



- dans un gaz:
  - Gaz réel :

$$Z = \rho.c = \frac{1}{\chi.c} \Rightarrow$$

• Gaz parfait : 
$$c = 20\sqrt{(273 + \theta_{CELSIUS})}$$

Loi de Laplace 1749-1827

- dans un liquide : c ≈ constante

• dans un solide: 
$$c = \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{E} \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

7		$\bigcap$		F	_ ΔL
-   (	$\rho$	(S)	( )	$\frac{-}{S}$	-E.— L
			<b>→</b>	1	1 ΔL
	L	Δ	L	$\frac{-}{E}$	$\overline{P}$ L

	ρ (kg.m <sup>-3</sup> )	c (m.s <sup>-1</sup> )	Z (kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> )
Air à 20°C	1,3	343	446
Eau de mer à 37°C	1030	1524	1,6 . 10 <sup>6</sup>
Os humain	≈ 2000	≈ 4000	$\approx 8.10^6$

$$Z_{air} << Z_{eau} << Z_{os}$$

## POINT D'ETAPE 1: acoustique

- SON = onde progressive de vibration ou de pression car déphasage des mouvement vibratoires
- Onde de pression : P=Z.v
- $Z = \rho.c = 1/(\chi.c)$
- $Z_{eau} >> Z_{air}$
- $c_{eau} \approx 1500 \text{ m/s} >> c_{air} \approx 340 \text{ m/s}$

## PUISSANCE SURFACIQUE

$$F = P.S.$$

$$dL = F.dx = P.S.dx$$

$$L^{DEF} 1 dL \qquad D dx \qquad P^{2}$$

$$W = \frac{1}{S} \frac{dL}{dt} = P. \frac{dx}{dt} = P.v = \frac{P^2}{Z} \operatorname{car} P = Z.v$$

Puissance surfacique W en Watt/m<sup>2</sup>: 
$$W(t) = \frac{1}{S} \frac{dL(t)}{dt} = \frac{P^2(t)}{Z}$$

Pour un son pur :

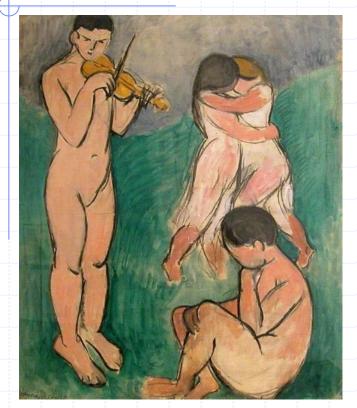
en notant <> la moyenne sur T

$$\langle W \rangle = \frac{\langle P^2 \rangle}{Z} = Cste.Z.A^2.f^2$$

$$\langle P^2 \rangle = Z^2.A^2.\omega^2.\left\langle \cos^2[\omega.(t - \frac{x}{c})] \right\rangle = Z^2.A^2.\omega^2 \frac{\int_0^T \cos^2[\omega.(t - \frac{x}{c})].dt}{T} = \frac{Z^2.A^2.\omega^2}{2} = 2.\pi^2.Z^2.A^2.f^2$$

 $P \approx 20.10^{-6} - 20 \text{ Pa} \Rightarrow W \approx 10^{-12} - 1 \text{ W/m}^2 \text{ dans I'air}$ 

## SENSATION D'INTENSITE



Stimulus physique (ex: W) Sensation
ou
Perception
(consciente)

L'intensité ressentie par un sujet sain (i.e. sensation ou perception) n'est pas proportionnelle au stimulus physique d'intensité W.

Ce fait est général pour les 5 sens :

On observe (expérimentalement) que la plus petite variation perceptible △S d'un stimulus S est telle que :

$$\frac{\Delta S}{S} = k \text{ constante}$$

$$\Delta S = k.S$$

Loi de E.Weber (1795-1878)

## LOI de WEBER-FECHNER

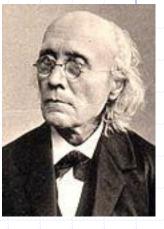
Loi de Weber et hypothèse de Fechner:

$$\Delta S = k.S \Rightarrow \Delta P = k'$$
, donc:

$$\Delta S = k.S \Rightarrow \Delta P = k' = \frac{k'}{k} \frac{\Delta S}{S} = K'. \frac{\Delta S}{S}$$

$$\Rightarrow \Delta P = K'.\Delta(\ln S) = K'.\ln(10).\Delta(\log_{10} S) = K.\Delta(\log_{10} S)$$

$$\Rightarrow$$
 P<sub>1</sub> - P<sub>0</sub> = K.(log<sub>10</sub>S<sub>1</sub> - log<sub>10</sub>S<sub>0</sub>)



G. Fechner 1801-1887

 $P = K.\log_{10} S$  Loi de Weber-Fechner

Stimulus physique(ex: puissance surfacique)

Perception (ex: intensité sonore)

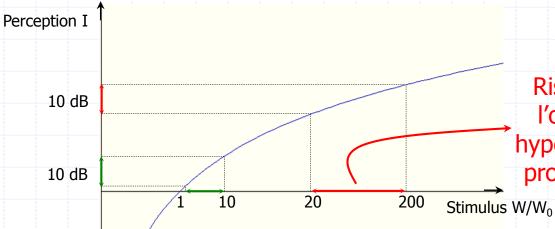
La réponse des organes des sens est logarithmique

## INTENSITE SONORE

$$I = K.\log W \Rightarrow I(dB) = 10.\log_{10}(\frac{W}{W_0}) \text{ où } W_0 = 10^{-12} W/m^2$$

 $W_0$ =seuil d'audition à 1 kHz.  $W=W_0 \Rightarrow I=0$  dB.  $W/W_0=1-10^{12} \Rightarrow I=0$  dB à 120 dB

 $I_2$ - $I_1$ = 10 dB = 10.log<sub>10</sub>(W<sub>2</sub>/W<sub>1</sub>)  $\Rightarrow$  W<sub>2</sub>=10.W<sub>1</sub> Le même incrément de 10 dB décuple W.



Risque de traumatisme de l'oreille et d'hypoacousie: hypoacousie des adolescents, problème de santé publique

#### INTENSITE SONORE

Exemple 1, examen 2012-2013:

4 haut-parleurs à la même distance d'un auditeur émettent chacun un son pur de même intensité I. Lorsque ces quatre haut-parleurs fonctionnent simultanément, un auditeur perçoit 30 dB. Calculez I sachant que log<sub>10</sub> 2=0,30.

$$30 dB = 10.\log_{10}(\frac{4.W}{W_0}) = 10.\log_{10}(4) + 10.\log_{10}(\frac{W}{W_0})$$

$$30 dB = 10.\log_{10}(2^2) + I = 2.10.\log_{10}(2) + I = 6 + I$$
  

$$\Rightarrow I = 24 dB$$

Exemple 2, examen 2014-2015: A quelle gain en dB correspond une multiplication par 64 de la pression acoustique d'un son ?

$$I'(dB) = 10.\log_{10}\left(\frac{(64P)^2/Z}{W_0}\right) = 10.\log_{10}(64^2) + 10.\log_{10}\left(\frac{P^2/Z}{W_0}\right)$$

$$\Rightarrow$$
 dI = 10.log<sub>10</sub> (64<sup>2</sup>) = 10.log<sub>10</sub> (2<sup>62</sup>) = 12.10.log<sub>10</sub> (2) = 36 dB

## INTENSITE SONORE

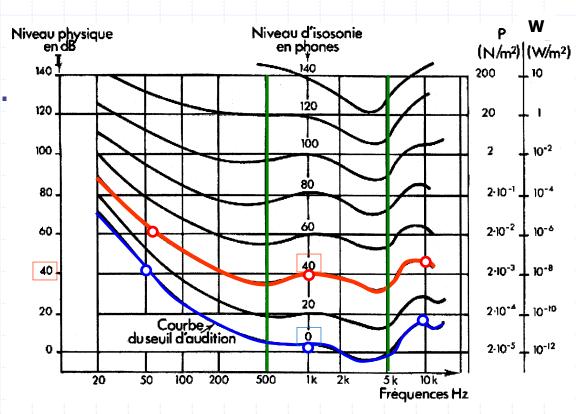
$$I = K.\log W \Rightarrow I(dB) = 10.\log_{10}(\frac{W}{W_0}) \text{ où } W_0 = 10^{-12} W/m^2$$

Mais l'oreille n'est pas sensible de la même façon aux sons de fréquences différentes. I dépend aussi de la fréquence du son :

Sonie de N phones

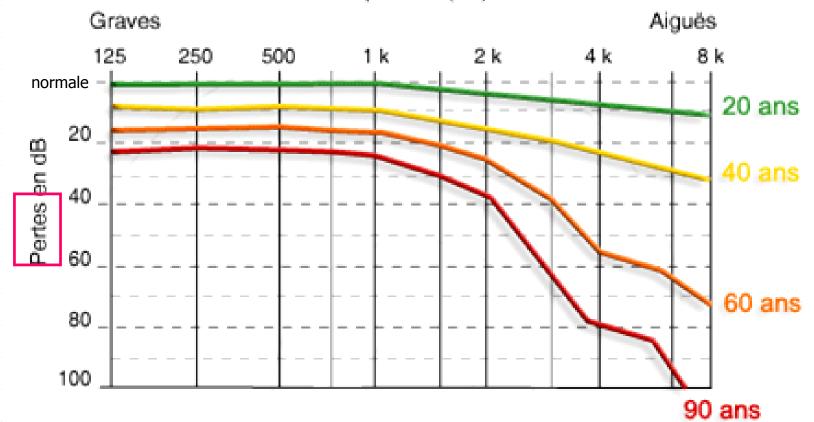
=
Intensité de N dB

Intensité de N dB à 1000 Hz



## APPLICATION: AUDIOGRAMME

On peut aussi utiliser une perte en dB par rapport à la normale pour chaque fréquence: Fréquences (Hz)



En santé publique, on évalue une nuisance sonore en pondérant les dB

Source: http://www.cochlea.org/spe

## HAUTEUR SONORE

$$H = K \cdot \log f \Rightarrow H(\text{Savart}) = 1000 \cdot \log_{10} f$$

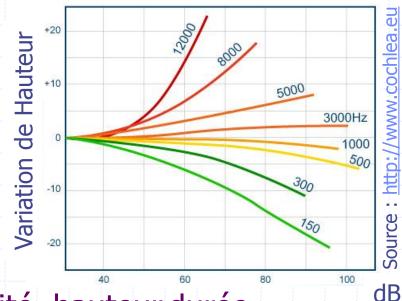
Un sujet normal peut distinguer environ 1500 hauteurs.

La sensation de hauteur dépend aussi de l'intensité :

- aigus (f > 3 kHz) perçus plus hauts (plus aigus) si I augmente
- graves (f < 1 kHz) perçus moins hauts (plus graves ) si I augmente

Tonie de 1000 mels =

Hauteur de 1000 Hz à 40 dB



Timbre = caractéristiques hors intensité, hauteur, durée

# POINT D'ETAPE 2 : quantification

- Stimulus physique S ≠ P Perception
  - · Stimuli : W pour l'intensité, f pour la hauteur
- La perception dépend de plusieurs stimuli
- Loi de Weber :  $\Delta S/S = k$
- Loi de Weber-Fechner : P = K. log S
- Intensité sonore (dB) :  $I = 10.\log_{10}(W/W_0)$ 
  - dépend aussi de f : sonie N phones = N dB à 1 kHz
- Hauteur sonore (Savart) :  $H = 1000.\log_{10} f$ 
  - · Sensation aigu/grave renforcée si I augmente :
  - tonie N mels = N Hz à 40 dB

# INTERACTIONS (rappels de DFGSM2)

Propagation : en ligne droite si Z = cste

## INTERACTIONS (rappels de DFGSM2)

- Propagation : en ligne droite si Z = cste
- Absorption :  $\langle W \rangle(x) = \langle W \rangle_0 .e^{-(k.f^n).x}$ 
  - n ∈[1,2]; n=2 pour l'eau et les cristaux,
  - donc l'absorption augmente avec la fréquence

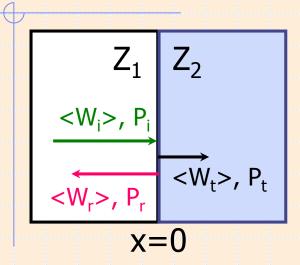
## INTERACTIONS (rappels de DFGSM2)

- Propagation : en ligne droite si Z = cste
- Absorption :  $\langle W \rangle(x) = \langle W \rangle_0 .e^{-(k.f^n).x}$ 
  - n ∈[1,2]; n=2 pour l'eau et les cristaux,
  - donc l'absorption augmente avec la fréquence
- Diffraction :  $\downarrow$  si  $\lambda$  <<  $\varnothing$  car sin  $\theta = \lambda / \varnothing$ 
  - Cf. cours de PACES : diffraction  $\downarrow$  si f=c/ $\lambda$   $\uparrow$  (US)

## INTERACTIONS (cf. US de DFGSM2)

- Propagation : en ligne droite si Z = cste
- Absorption :  $\langle W \rangle(x) = \langle W \rangle_0 .e^{-(k.f^n).x}$ 
  - n ∈[1,2]; n=2 pour l'eau et les cristaux,
  - donc l'absorption augmente avec la fréquence
- Diffraction :  $\downarrow$  si  $\lambda$  <<  $\varnothing$  car sin  $\theta$  =  $\lambda$  / $\varnothing$ 
  - Cf. cours de PACES : diffraction  $\downarrow$  si f=c/ $\lambda$   $\uparrow$  (US)
- Réflexion & réfraction :  $\frac{1}{c_1} \sin \theta_1 = \frac{1}{c_2} \sin \theta_2$

## REFLEXION / REFRACTION NORMALE



$$P_{i} + P_{r} = P_{t}$$

$$P_{i} = Z_{1}.A_{i}.\omega.\cos(\omega.t)$$

$$P_{r} = -Z_{1}.A_{r}.\omega.\cos(\omega.t)$$

$$P_{t} = Z_{2}.A_{t}.\omega.\cos(\omega.t)$$

$$\Rightarrow Z_{1}(A_{i} - A_{r}) = Z_{2}.A_{t}$$

$$P_{t} = A_{t}.\omega.\cos(\omega.t)$$

$$g_i + g_r = g_t \Rightarrow A_i + A_r = A_t$$

#### Comme pour un son pur, $\langle W \rangle = Cste.Z.A^2$

$$r = \frac{\left\langle W_r \right\rangle}{\left\langle W_i \right\rangle} = \frac{\left(Z_2 - Z_1\right)^2}{\left(Z_2 + Z_1\right)^2}$$

$$t = 1 - r = \frac{\left\langle W_t \right\rangle}{\left\langle W_i \right\rangle} = \frac{4 \cdot Z_2 \cdot Z_1}{\left(Z_2 + Z_1\right)^2}$$

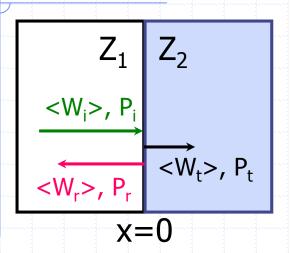
$$\Rightarrow A_i - A_r = \frac{Z_2}{Z_1} A_t = \frac{Z_2}{Z_1} (A_i + A_r)$$

$$\Rightarrow 1 - \frac{A_r}{A_i} = \frac{Z_2}{Z_1} \left( 1 + \frac{A_r}{A_i} \right)$$

$$\Rightarrow 1 - \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{A_r}{A_i} \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_1} \right)$$

$$\Rightarrow \frac{A_r}{A_i} = \frac{1 - \frac{Z_2}{Z_1}}{1 + \frac{Z_2}{Z_1}} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

#### REFLEXION / REFRACTION NORMALE



En écrivant la continuité des vitesses et des pressions en x=0, on montre que :

$$r = \frac{\langle W_r \rangle}{\langle W_i \rangle} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$t = 1 - r = \frac{\langle W_t \rangle}{\langle W_i \rangle} = \frac{4 \cdot Z_2 \cdot Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

## CONSEQUENCE

$$Z_{air}$$
  $Z_{eau}$ 
 $, P_i$ 
 $, P_t$ 

$$r_{air/eau} = \frac{(1569720 - 446)^2}{(1569720 + 446)^2} \approx 99,9\%$$

$$t_{air/eau} = 1 - r \approx 0,1\%$$

Un son n'est pratiquement pas transmis à une interface air/eau

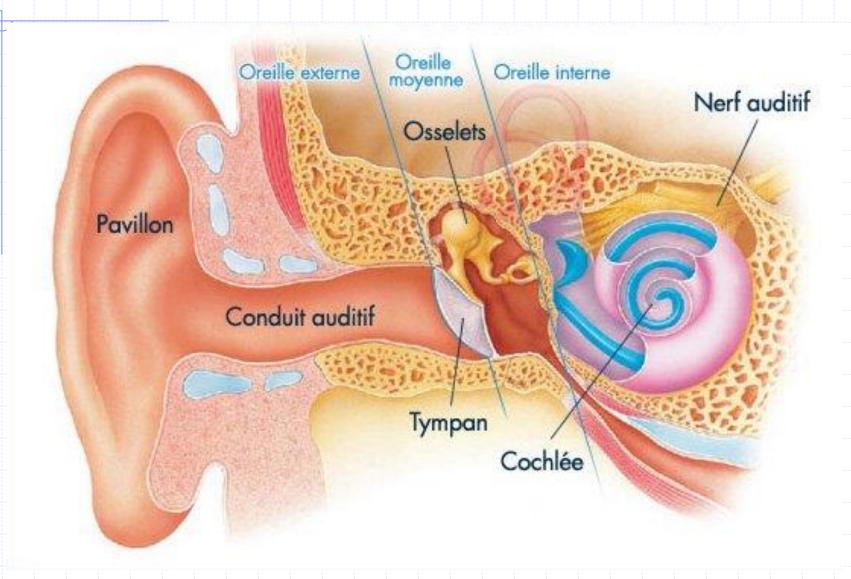
Absorption qui augmente avec la fréquence

Diffraction qui baisse avec la fréquence

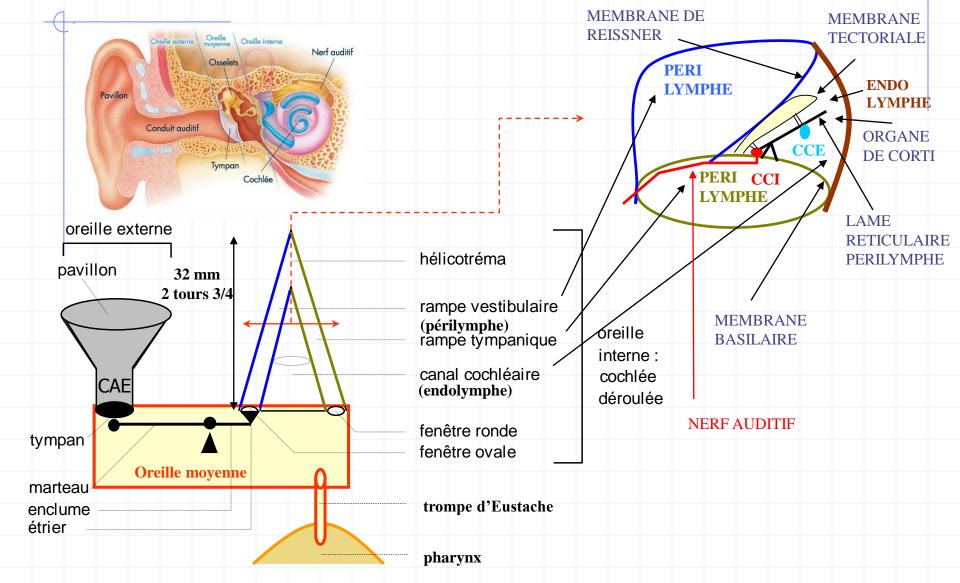
 Réflexion quasi complète d'un son à une interface entre de l'air et de l'eau

$$r = \frac{\langle W_r \rangle}{\langle W_i \rangle} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} = 1 - t$$

## ANATOMIE FONCTIONNELLE



## ANATOMIE FONCTIONNELLE



Pavillon

10

2000

pavillon

10000

5000

f (Hz)

## OREILLE EXTERNE

Elle transforme l'onde en amplitude et phase en fonction de ses fréquences (fonction de transfert), ainsi que les surfaces d'ondes, de manière à guider le son vers le tympan. Gain (dB)



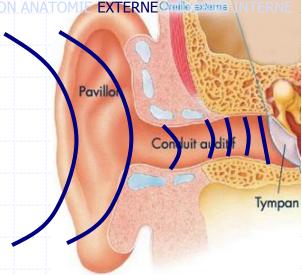
- Recueil des ondes sonores
- Amplification variable avec la direction du son
- Localisation de la source sonore
  - Avant/arrière et Haut/Bas : analyse de la diffraction par les reliefs cartilagineux du pavillon.

#### Rm:

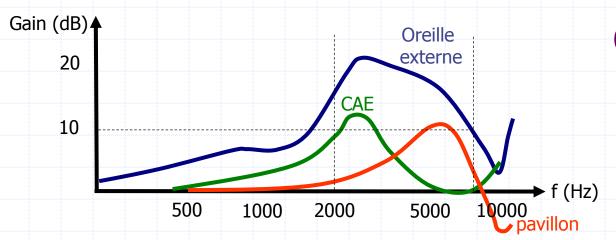
- Localisation D/G : par la différence d'intensité (si f > 1500 Hz) ou de phase entre les 2 oreilles.
- Éloignement de la source : analyse du spectre (diffraction des graves) et de l'écho.

## OREILLE EXTERNE

- Pavillon:
  - Recueil, amplification, localisation

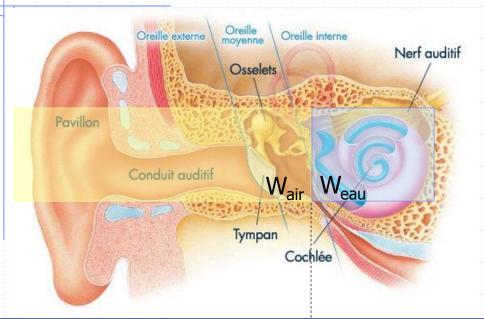


- Conduit auditif externe
  - Ondes sphériques → planes sur le tympan
  - Amplification si f ≈ 2-3 kHz



Oreille externe:
amplification
autour de
2-7 kHz.

#### OREILLE MOYENNE



$W_{air} =$	Pair Va	i.e
\//	all a	 
vv <sub>eau</sub> –	eau•	<b>v</b> eau

A-t-on ?:

$$W_{air} = W_{eau}$$

	AIR	EAU
Z=P/v	$\downarrow \downarrow$	1 1
Pressions	<u></u>	
v vibration	1	<b>↓</b>

#### Adaptation d'impédance:

l'oreille moyenne doit
↑ les pressions et ↓ les
vitesses (sinon 99.9% de
réflexion)

Fo = Po . So

0

## OREILLE MOYENNE

$$(TM).F_{T} = (OM).F_{0}$$

$$\Rightarrow (TM).P_{T}.S_{T} = (OM).P_{0}.S_{0}$$

$$\frac{P_{o}}{P_{T}} = \frac{TM}{OM}.\frac{S_{T}}{S_{o}} \approx 1.3 \times 17.2 = 22.4$$

Levier + surfaces 
$$\Rightarrow$$
 Ampli : P x 22,4
$$P^{2} = Z.W \Rightarrow \left(\frac{P_{o}}{P_{T}}\right)^{2} = \frac{Z_{o}}{Z_{T}}.\frac{W_{o}}{W_{T}} = \frac{1570.10^{3}}{446}.\frac{W_{o}}{W_{T}} = 3520.\frac{W_{o}}{W_{T}}$$

$$F_{T} = P_{T} \cdot S_{T}$$

$$W_O = W_T \Rightarrow P_O = \sqrt{3520}.P_T = 59.P_T$$

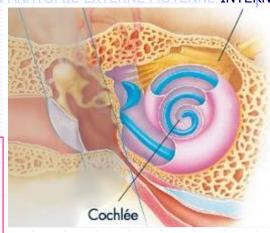
ce qui correspond à une amplificat ion de  $10.\log_{10} 59^2 = 35 \, dB \, (exp : 33 \, dB)$ 

Une amplification complémentaire de  $\times$  2,6 (22,4  $\times$  2,6 = 58) est apportée par la variation d'incurvation des parois du cône du tympan

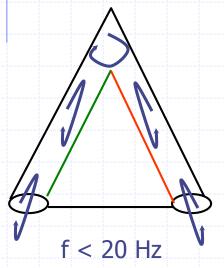
## OREILLE MOYENNE

- Adaptation d'impédance + 35 dB
  - + 30-35 dB en ↑ P et ↓ v
  - 3 actions : levier, surfaces & incurvation du tympan
- Rôles des muscles de l'oreille moyenne :
  - muscle tenseur du tympan (marteau; trijumeau V<sup>m</sup><sub>3</sub>)
  - muscle de l'étrier = stapedius (innervation : facial VII)
  - Cohésion de la chaîne ossiculaire
  - Protection limitée de l'oreille interne (réflexe stapédien)
    - -10 dB au delà de 80 dB; pendant 3 min.; délai 30-100 ms
  - Filtrage (accommodation): ↓ transmission si f < 2 kHz</li>
- Conséquence : Paralysie faciale ⇒ hyperacousie

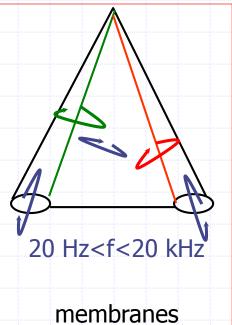
Rôle : convertir une onde mécanique en onde électrique et adresser les PA sur les nerfs adéquats.



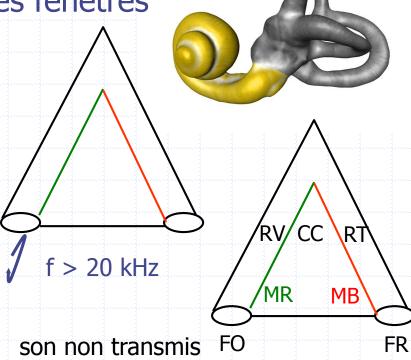
Mouvements des fluides et des fenêtres



membranes immobiles son inaudible

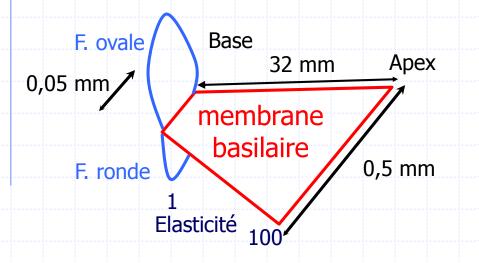


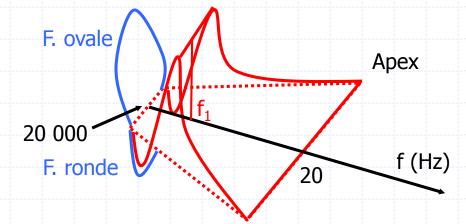
membranes déformées



Cochlée osseuse

Mouvements de la membrane basilaire





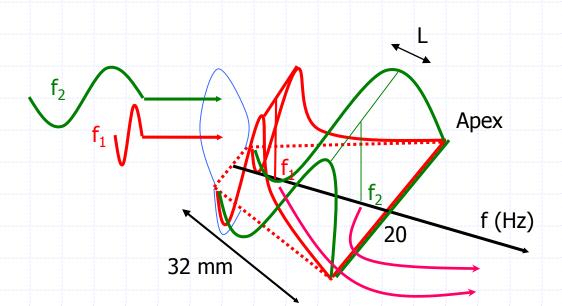
L'onde de vibration subit un amortissement critique après un maximum de déformation de la membrane basilaire.

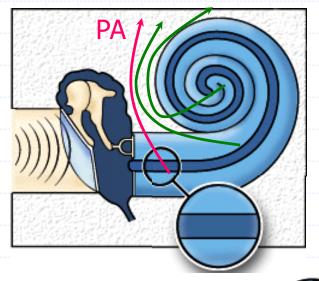
La position de ce maximum est d'autant plus proche de l'apex que la fréquence du son est basse.

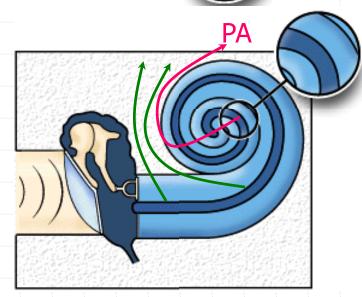
Mouvements de la membrane basilaire

#### Difficulté:

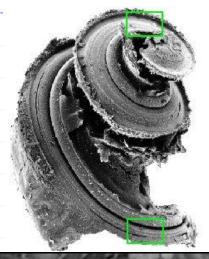
1500 hauteurs discernables, donc L  $\approx$  32/1500 = 0,02 mm L  $\approx$  20  $\mu$ m, incompatible avec la structure de la membrane basilaire

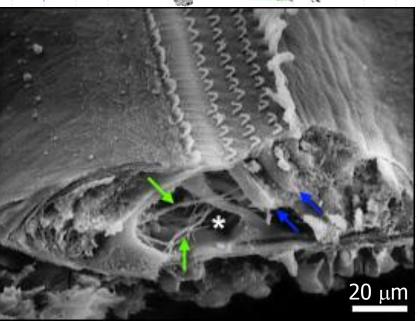


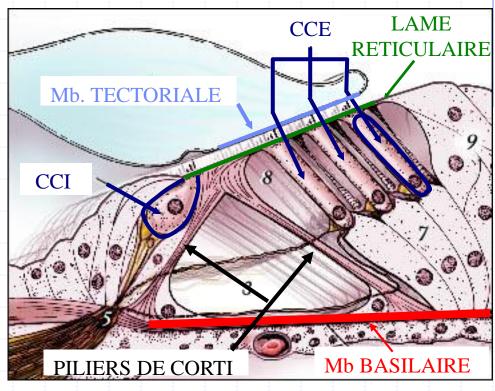




Source: http://www.cochlea.eu







Source: http://www.cochlea.eu

Source: http://www.cochlea.eu

Abaissement Mb. basilaire

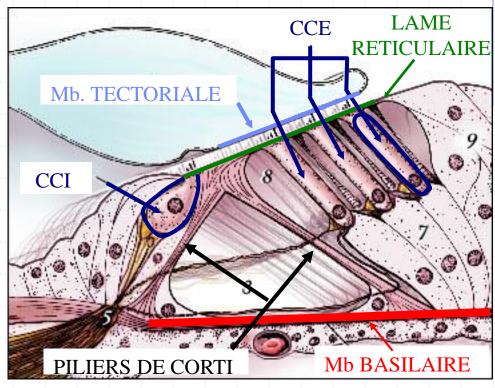
Glissement L. réticulaire sous la Mb. tectoriale

Cisaillement des cils

Inhibition des CCE adjacentes au maximum

Dépolarisation CCE au niveau du maximum

Déformation de l'organe de Corti



Ampli. des vibrations

Dépolarisation des CCI

Potentiel d'action

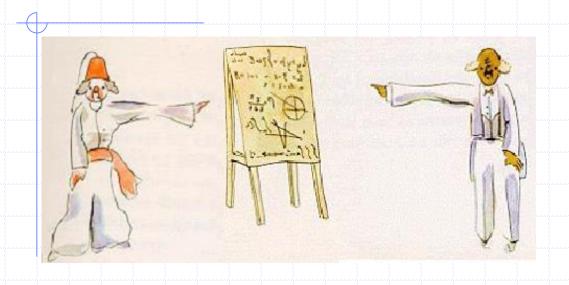
## POINT D'ETAPE 4: Audition

- O. externe : Recueil
  - amplification, Onde plane, localisation
- O. moyenne : Passage air → eau
  - Adaptation d'impédance (P↑; v↓): levier,S<sub>T</sub>/S<sub>o</sub>,courbe S<sub>T</sub>
  - Protection, accommodation (↓BF)
- O. interne : Transduction et analyse
  - Analyse en fréquence par la Membrane Basilaire
  - Transduction au niveau des cellules ciliées internes

#### **BIBLIOGRAPHIE**

- Acoustique :
  - Physique pour les sciences de la vie. Tome 3. Les ondes.
     A. Bouyssy, M. Davier et B. Gatty. Belin. Dia Université.
- Biophysique sensorielle :
  - Physique et biophysique (PCEM), tome 3, biophysique sensorielle. M. Burgeat, Y. Grall et D. Loth. Masson. 1973.
- Audition :
  - http://www.cochlea.eu





## Merci pour votre attention...

denis.mariano-goulart@umontpellier.fr http:\\scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/