

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

Cours de DFGSM3

UE Système neuro-sensoriel

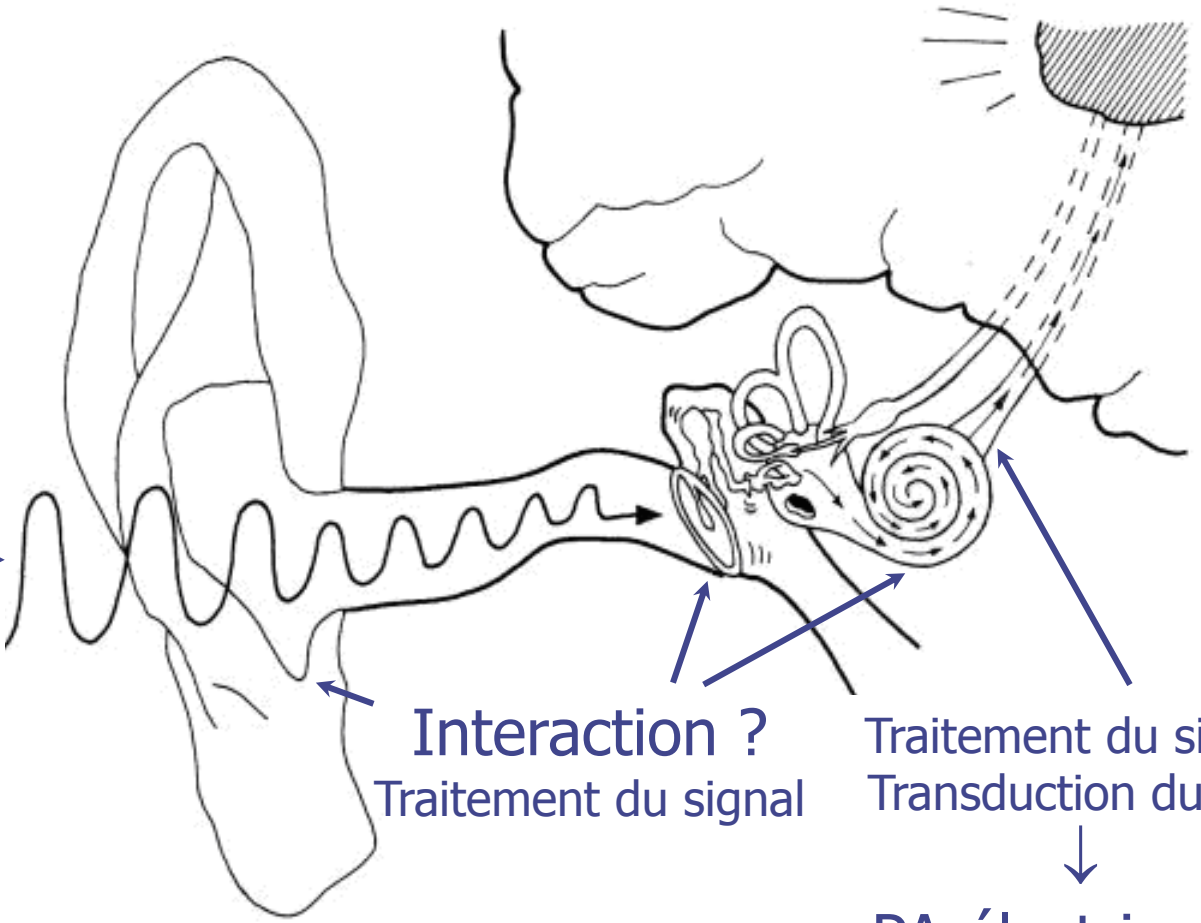
Faculté de médecine de Montpellier-Nîmes

Denis Mariano-Goulart

# PLAN DU COURS

## ACOUSTIQUE

- Nature du son ?
- Propagation ? →
- Intensité ?
- Aigu/grave/timbre ?



Interaction ?  
Traitement du signal

Traitement du signal  
Transduction du son

↓  
PA électrique ?

## BIOPHYSIQUE DE L'AUDITION

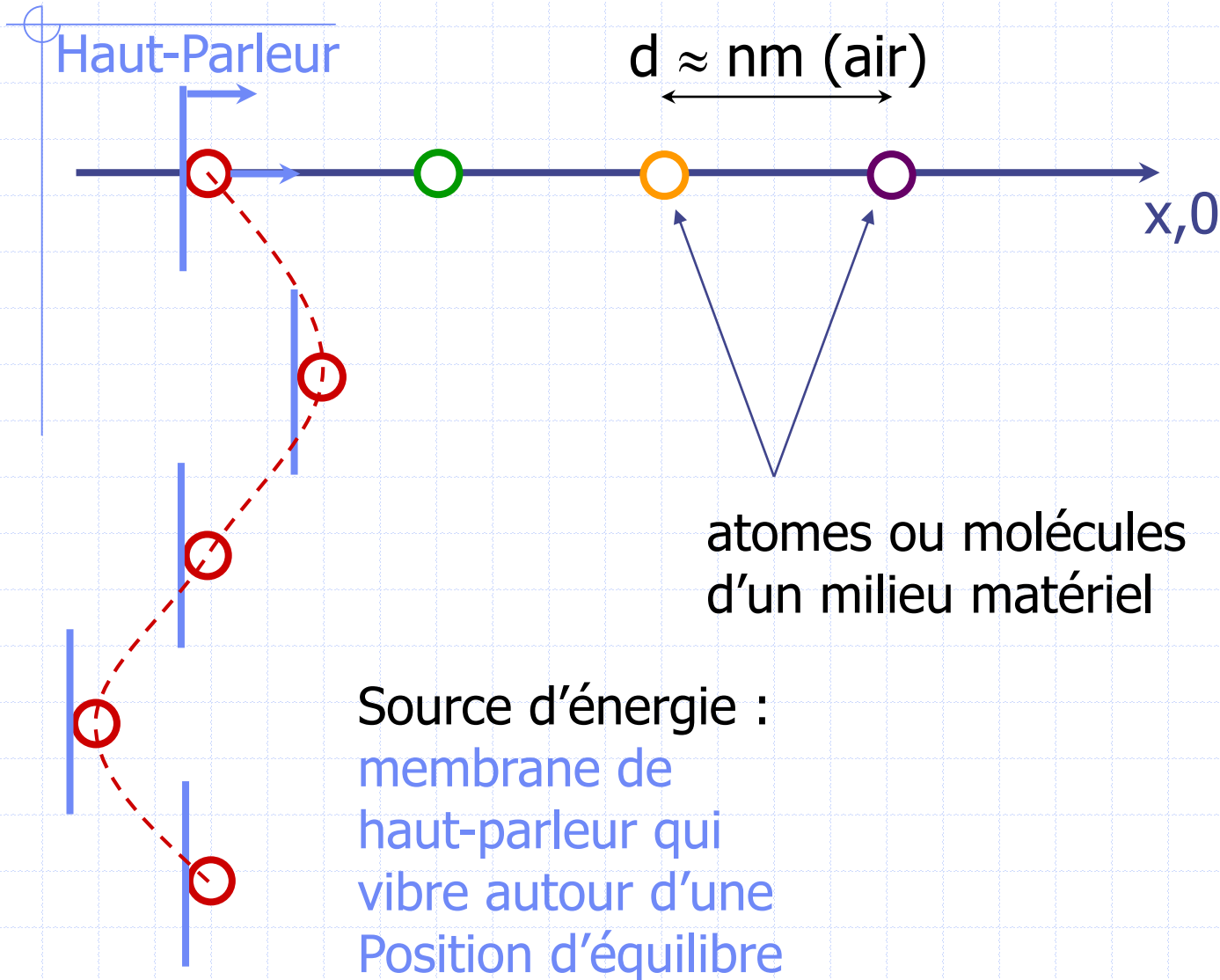
# OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

- Définir et modéliser un son,
- Quantifier un son (intensité, hauteur),
- Modéliser sa propagation et ses interactions,
- Expliquer comment une oreille saine capte, amplifie, analyse et transforme un son.

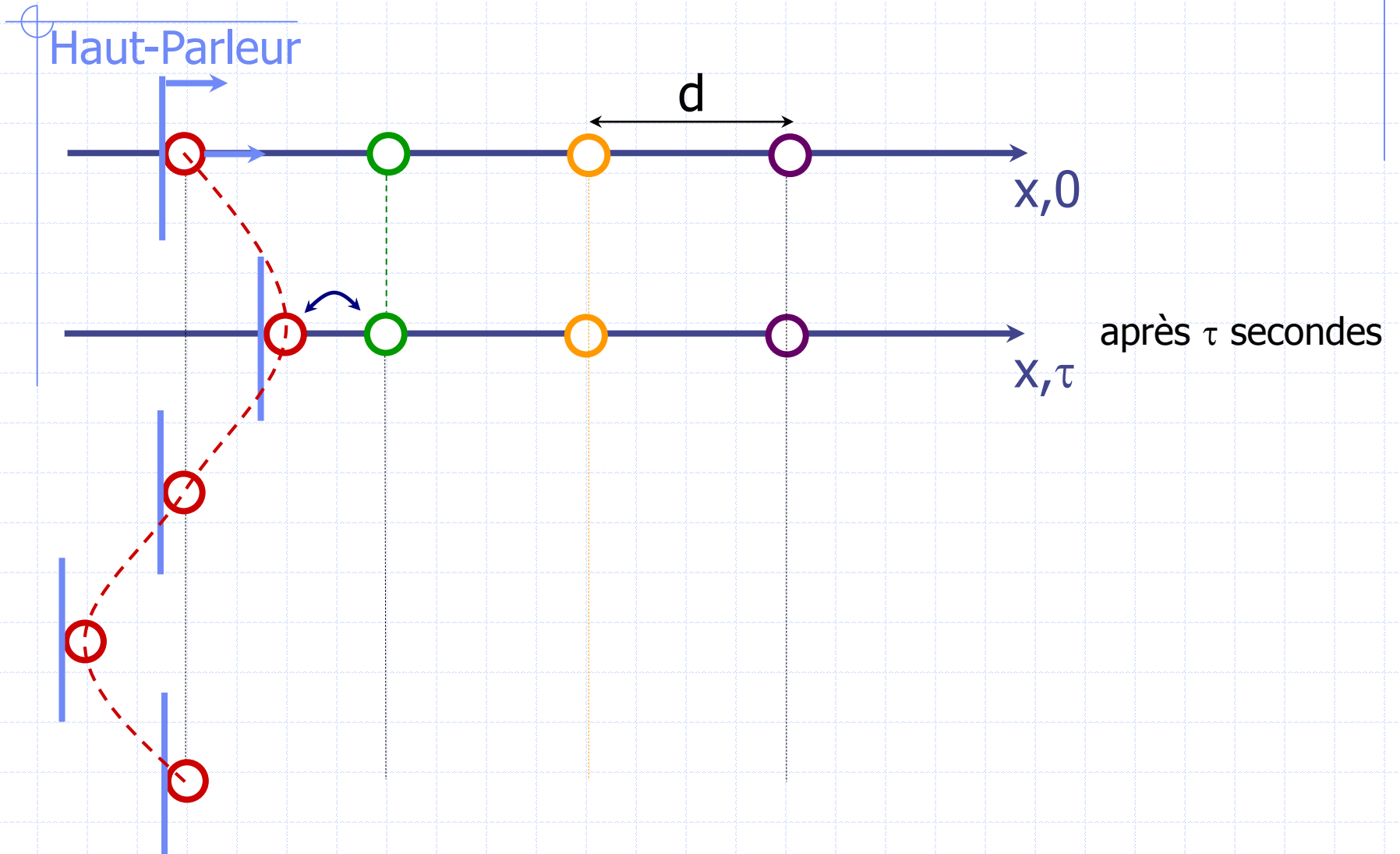
**Prérequis** : cours de PACES sur les ondes.

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

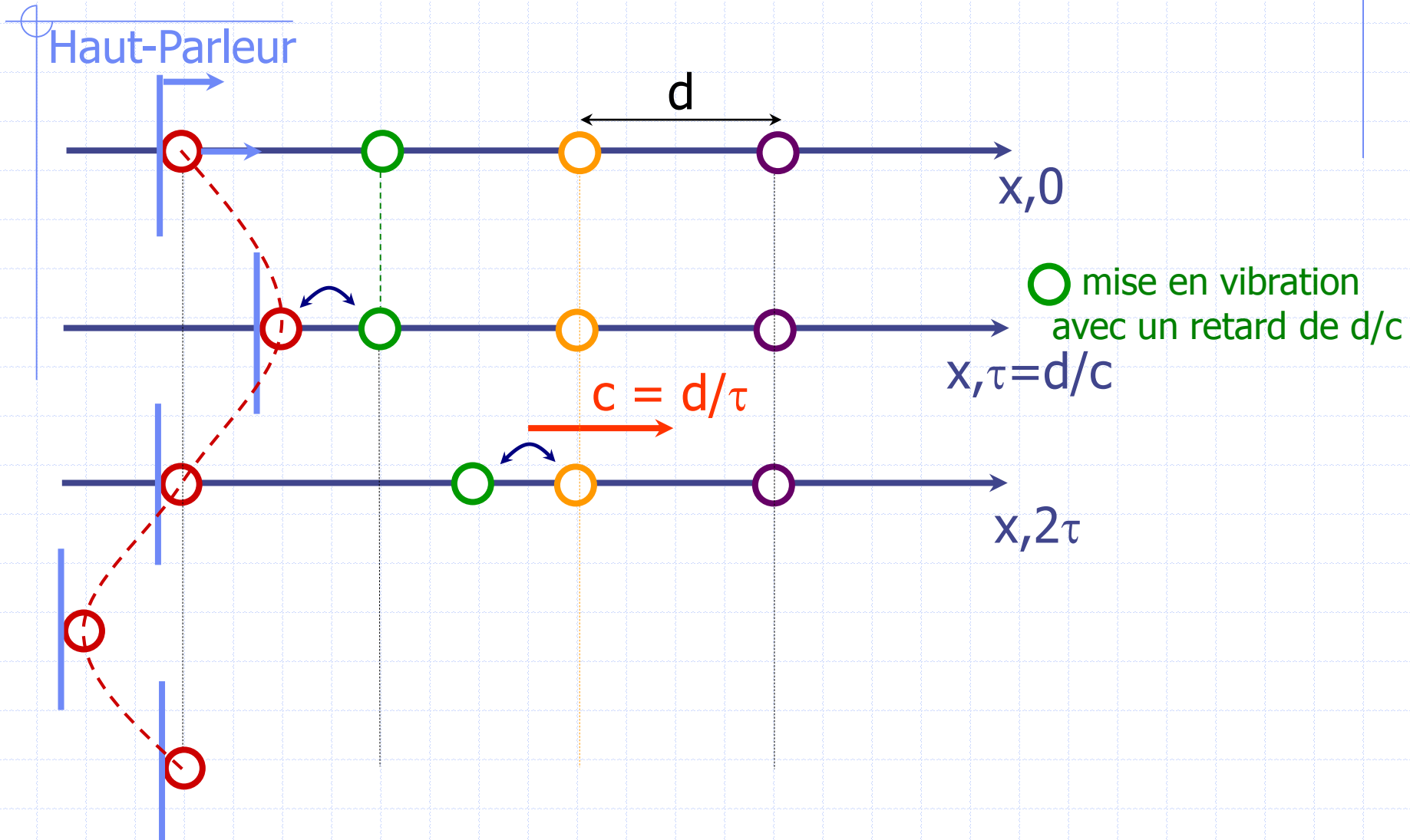
# DEFINITION



# DEFINITION

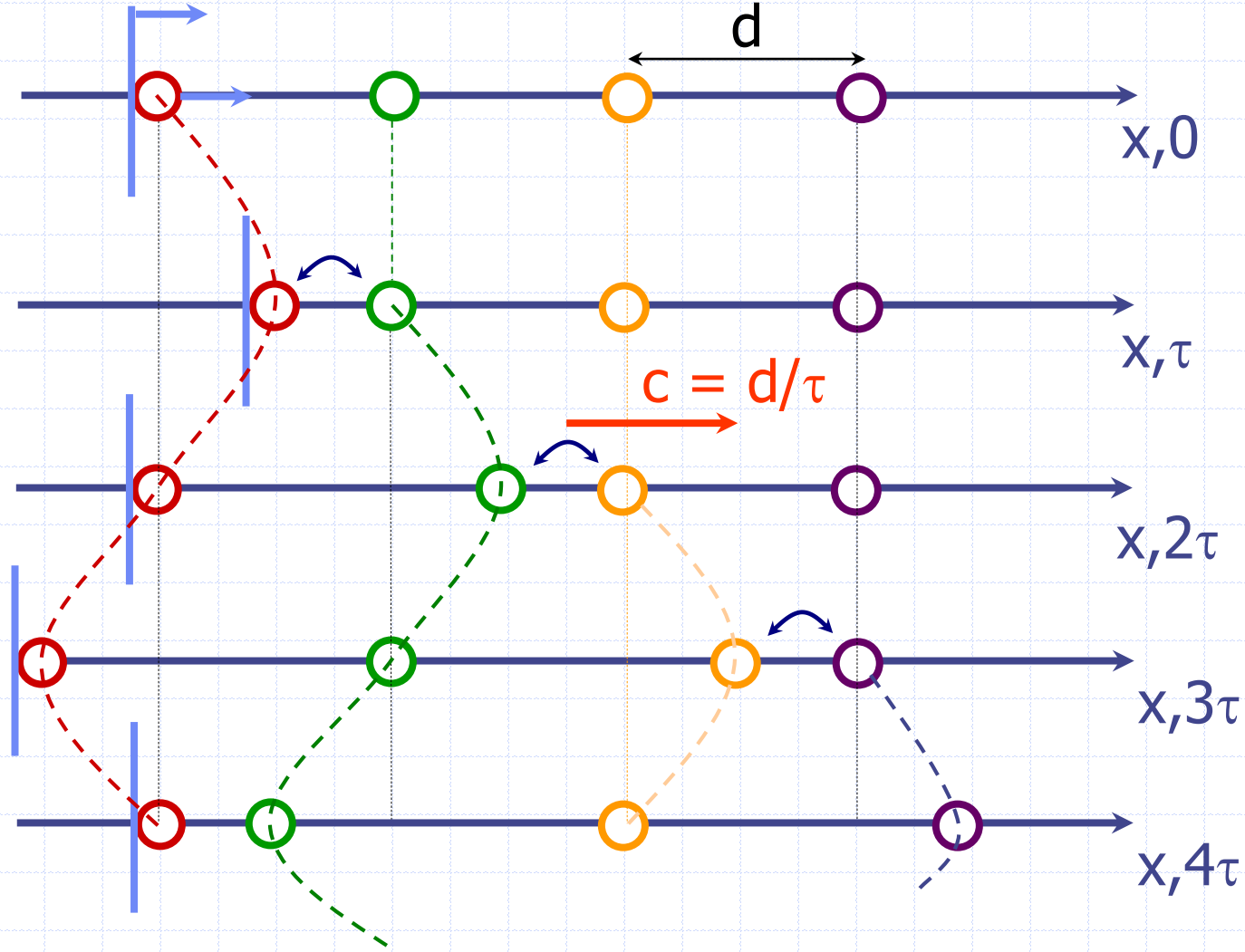


# DEFINITION



# DEFINITION

Haut-Parleur



Onde progressive scalaire de vibration d'atomes ou de molécules

célérité c dans un milieu matériel

# MODELISATION (Rappels de PACES)

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

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

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

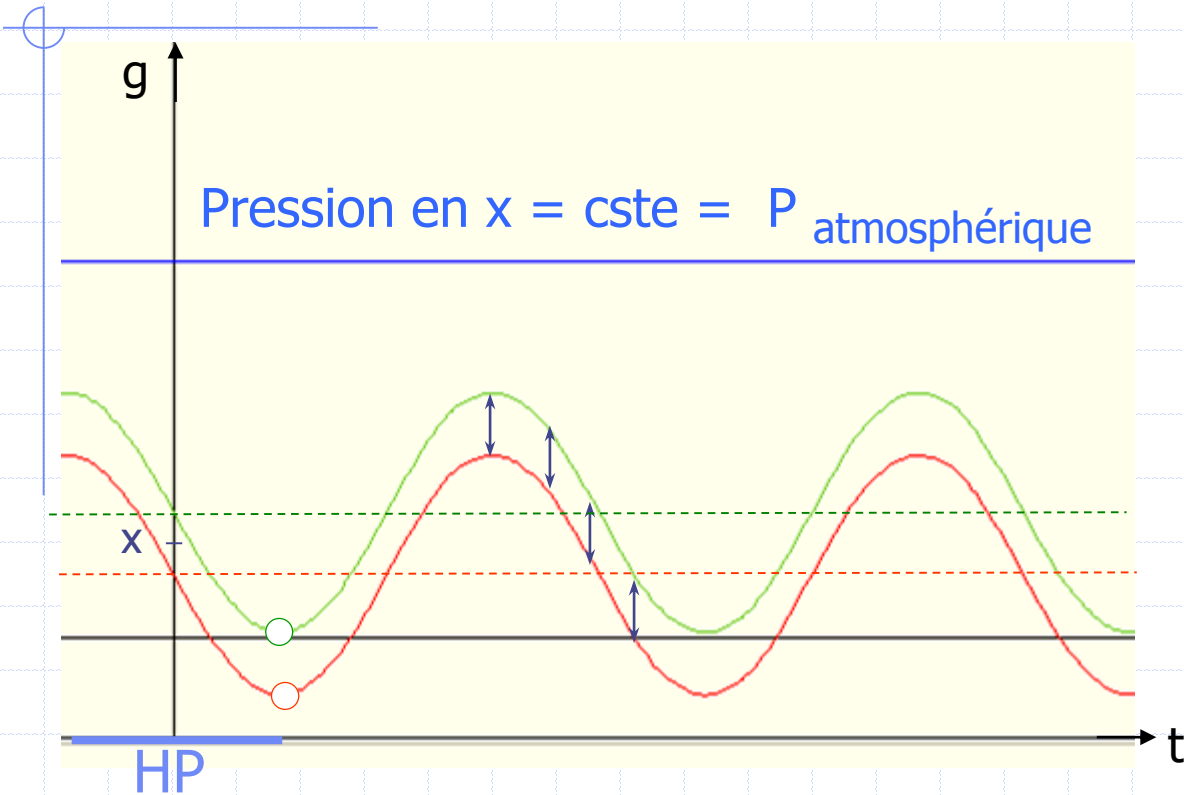
$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{1}{f}$$

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

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



# ONDE DE PRESSION



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



vibrations en phase  
 écarts conservés  
 densité constante  
 pression constante.

Or dans l'air,  
 $c \approx 343$  m/s

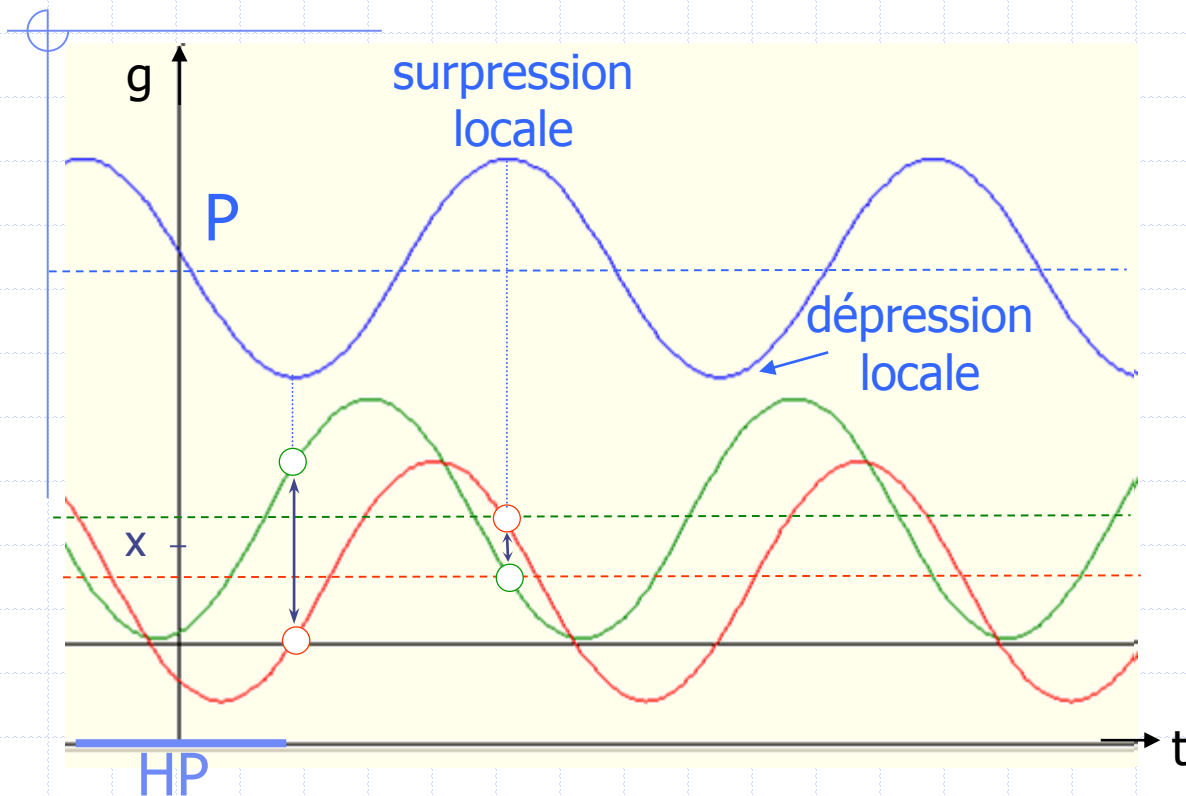


$c \approx x$

l'hypothèse de  
 départ est fausse

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

# ONDE DE PRESSION



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 :  $P_a = 10^5 \text{ Pa}$

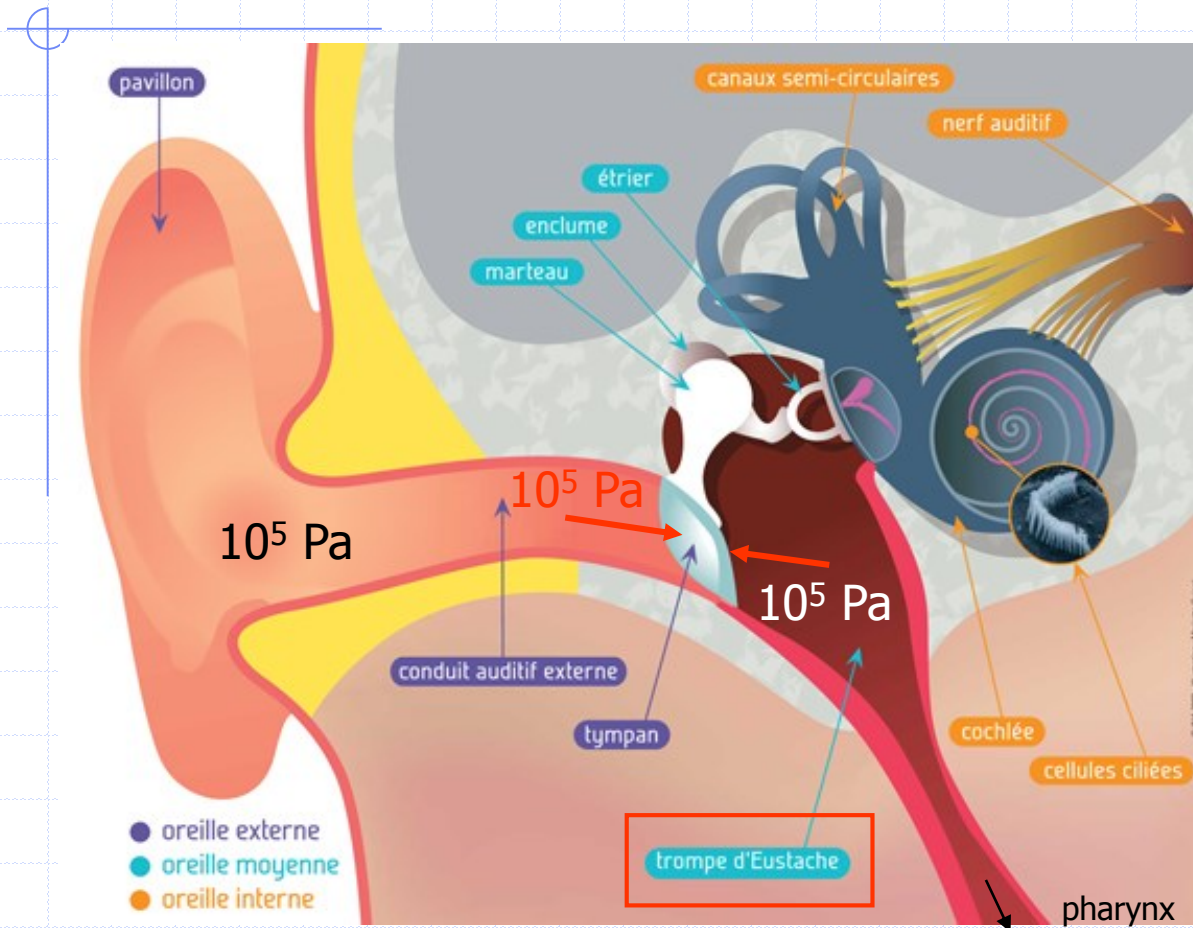
$P = 20 \mu\text{Pa} - 20 \text{ Pa}$

$P \ll P_a$

dans l'eau :  $P < \text{kPa}$

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

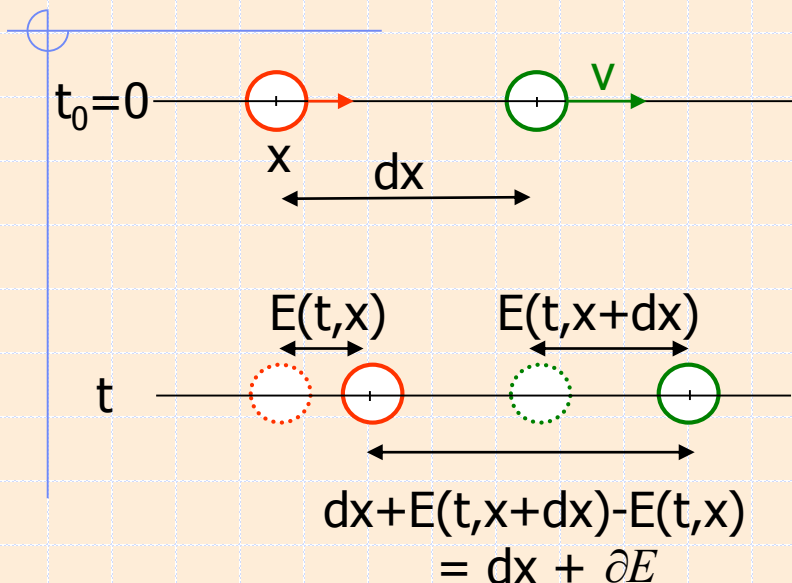
# ONDE DE PRESSION : Conséquence



Différence de pression de part et d'autre du tympan  $\Rightarrow$  hypoacousie & douleur

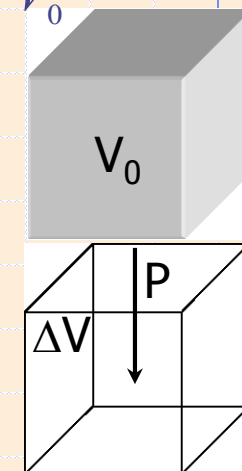
Pour les curieux... donc pour tous j'espère !

# 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



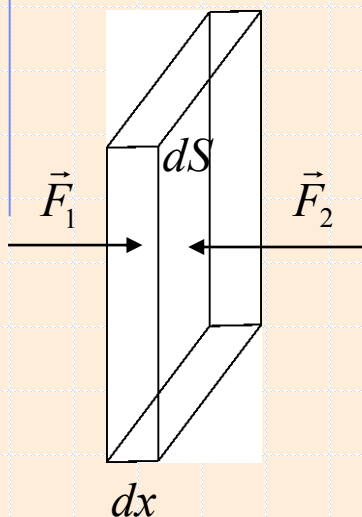
$$\left. \begin{aligned}
 P &= -\frac{1}{\chi} \frac{\partial E}{\partial x} = -\frac{1}{\chi} \frac{\partial}{\partial x} \left[ A \sin \left( \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right) \right] = \frac{A \cdot \omega}{\chi \cdot c} \cdot \cos \left( \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right) \\
 v &= \frac{\partial}{\partial t} \left[ A \sin \left( \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right) \right] = A \cdot \omega \cdot \cos \left( \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right) \text{ vitesse de vibration}
 \end{aligned} \right\} \Rightarrow P = \frac{1}{\chi \cdot c} \cdot v = Z \cdot v$$

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...

# 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  $dx$ .



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

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

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

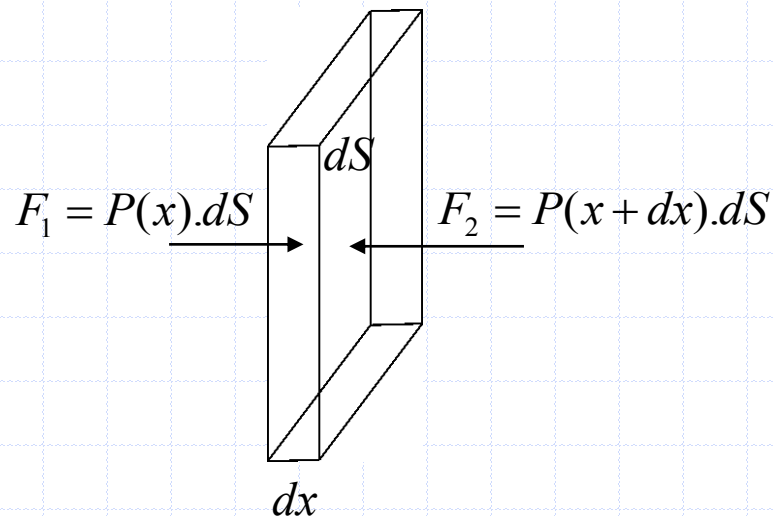
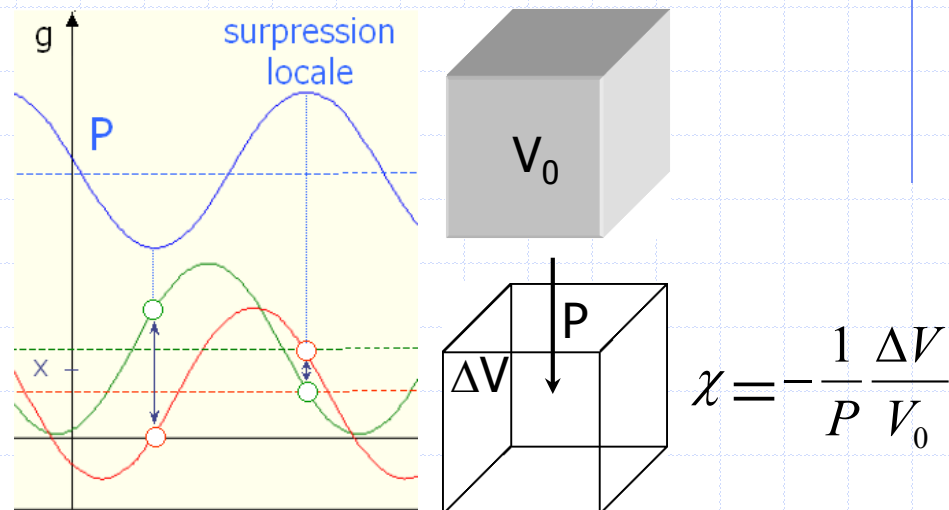
$$\text{mais } v = A \cdot \omega \cdot \cos\left(\omega \cdot \left(t - \frac{x}{c}\right)\right) \Rightarrow \frac{\partial v}{\partial t} = -A \cdot \omega^2 \cdot \sin\left(\omega \cdot \left(t - \frac{x}{c}\right)\right), \text{ donc}$$

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

# 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 :

$$P = \frac{1}{\chi \cdot c} \cdot v = Z \cdot v \quad \text{DEF}$$



En appliquant la relation fondamentale de la dynamique à une tranche de milieu de propagation de masse volumique  $\rho$ , de surface  $dS$  et d'épaisseur  $dx$ , on a montré que :

$$Z = \rho \cdot c$$



# CELERITE & IMPEDANCE

- dans un gaz :

- Gaz réel :

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

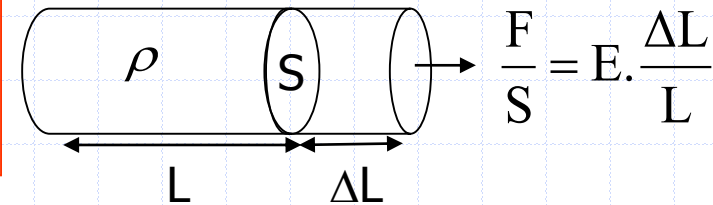
- Gaz parfait :  $c = 20 \sqrt{(273 + \theta_{\text{CELSIUS}})}$

Loi de Laplace  
1749-1827

- dans un liquide :  $c \approx$  constante

- dans un solide:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{E} \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$



	$\rho$ (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	$1,6 \cdot 10^6$
Os humain	$\approx 2000$	$\approx 4000$	$\approx 8 \cdot 10^6$

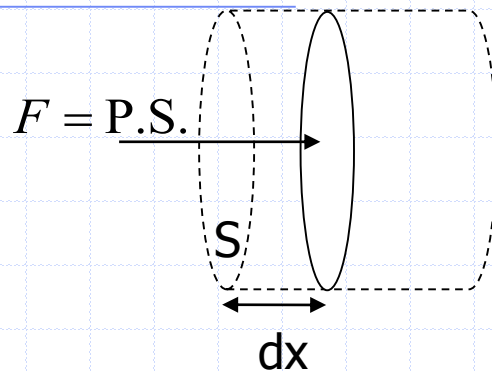
$$C_{\text{air}} \ll C_{\text{eau}} \ll C_{\text{os}}$$

# POINT D'ETAPE 1: acoustique

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



# PUISSANCE SURFACIQUE



$$dL = F \cdot dx = P \cdot S \cdot dx$$

$$W \stackrel{DEF}{=} \frac{1}{S} \frac{dL}{dt} = P \cdot \frac{dx}{dt} = P \cdot v = \frac{P^2}{Z} \text{ car } P = Z \cdot v$$

Puissance surfacique  $W$  en Watt/m<sup>2</sup> :

$$W(t) \stackrel{DEF}{=} \frac{1}{S} \frac{dL(t)}{dt} = \frac{P^2(t)}{Z}$$

Pour un son pur :

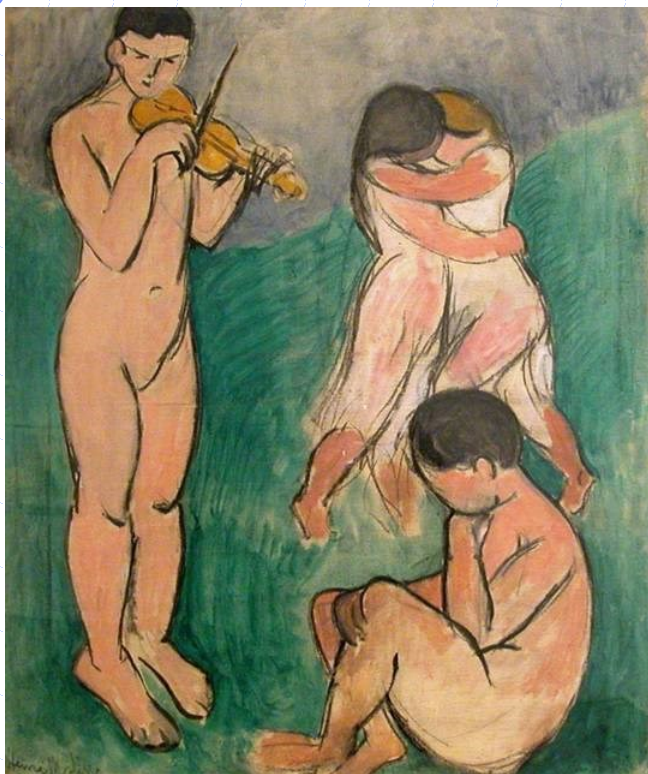
en notant  $\langle \rangle$  la moyenne sur  $T$

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

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

$P \approx 20 \cdot 10^{-6} - 20 \text{ Pa} \Rightarrow W \approx 10^{-12} - 1 \text{ W/m}^2$  dans l'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 W.

Ce fait est général pour les 5 sens :

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

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

$$\Delta S = k.S$$



Loi de E.Weber (1795-1878)



G. Fechner  
1801-1887

# LOI de WEBER-FECHNER

Loi de Weber et hypothèse de Fechner :

$$\Delta S = k.S \Rightarrow \Delta P = k'$$

donc :

$$\Delta S = k.S \Rightarrow \Delta P = k' = \frac{k'}{k} \frac{\Delta S}{S} = K \cdot \frac{\Delta S}{S} = K \cdot \Delta(\log S)$$

$$\Rightarrow P_1 - P_0 = K \cdot (\log S_1 - \log S_0)$$

$$P = K \cdot \log S$$

Perception  
(ex: intensité sonore)

Loi de Weber-Fechner  
Stimulus physique  
(ex: puissance surfacique)

La réponse des organes des sens est logarithmique

# INTENSITE SONORE

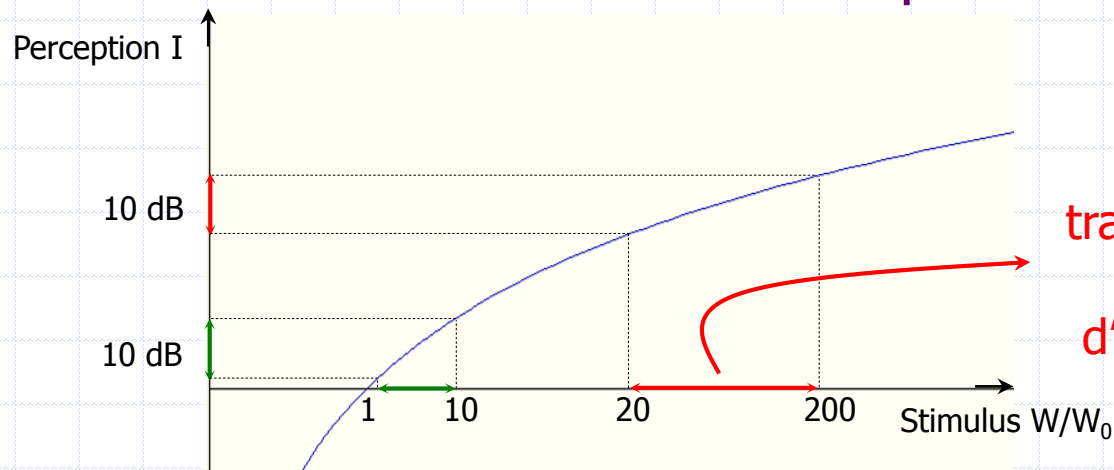
$$I = K \cdot \log W \Rightarrow I(\text{dB}) = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{W}{W_0} \right) \quad \text{où } W_0 = 10^{-12} \text{ W / m}^2$$

$W_0$  = seuil d'audition à 1 kHz.  $W = W_0 \Rightarrow I = 0 \text{ dB}$ .

$W/W_0 = 1-10^{12} \Rightarrow I = 0 \text{ dB à } 120 \text{ dB}$

$I_2 - I_1 = 10 \text{ dB} = 10 \cdot \log_{10}(W_2/W_1) \Rightarrow W_2 = 10 \cdot W_1$

Le même incrément de **10 dB** décuple  $W$ .



Risque de  
traumatisme de  
l'oreille et  
d'hypoacousie

# 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  $\log_{10} 2 = 0,30$ .

$$30 \text{ dB} = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{4 \cdot W}{W_0} \right) = 10 \cdot \log_{10} (4) + 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{W}{W_0} \right)$$

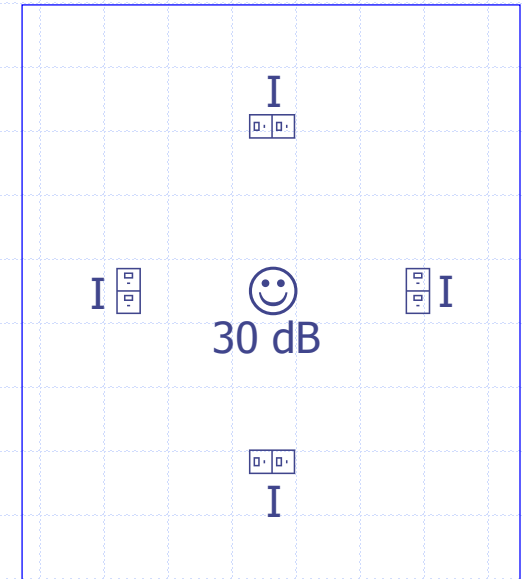
$$30 \text{ dB} = 10 \cdot \log_{10} (2^2) + I = 2 \cdot 10 \cdot \log_{10} (2) + I = 6 + I$$

$$\Rightarrow I = 24 \text{ dB}$$

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

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

$$\Rightarrow dI = 10 \cdot \log_{10} (64^2) = 10 \cdot \log_{10} (2^{6^2}) = 12 \cdot 10 \cdot \log_{10} (2) = 36 \text{ dB}$$

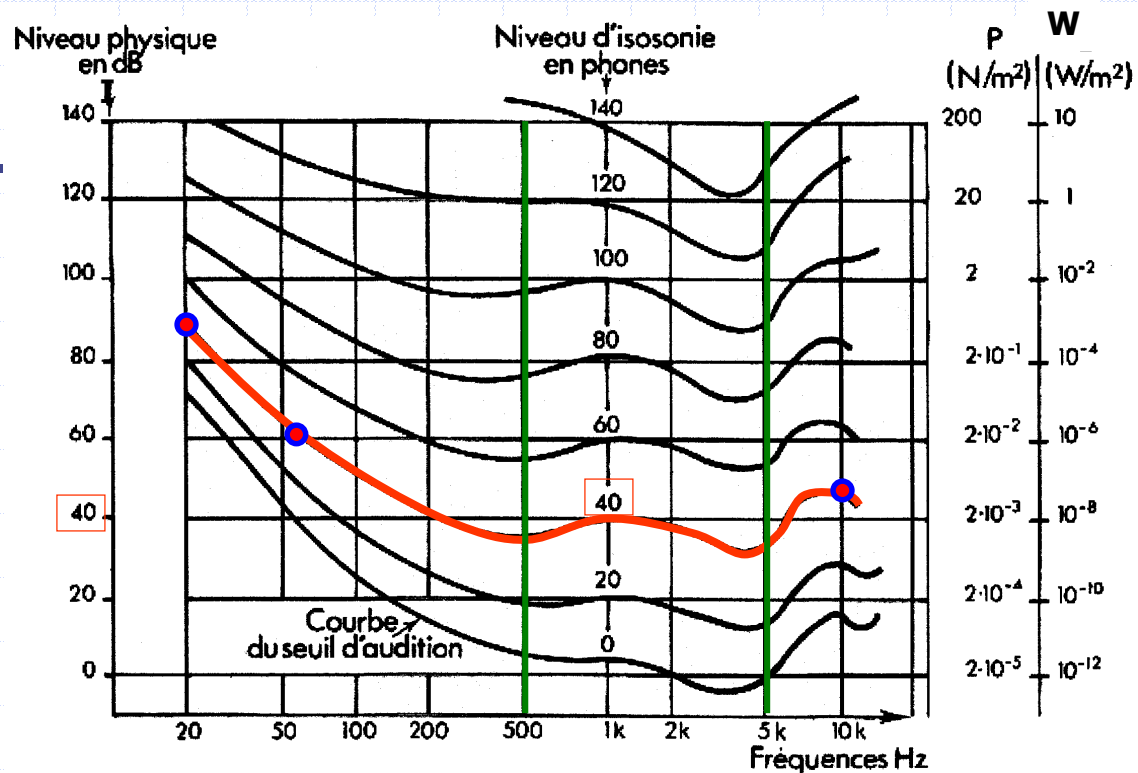


# INTENSITE SONORE

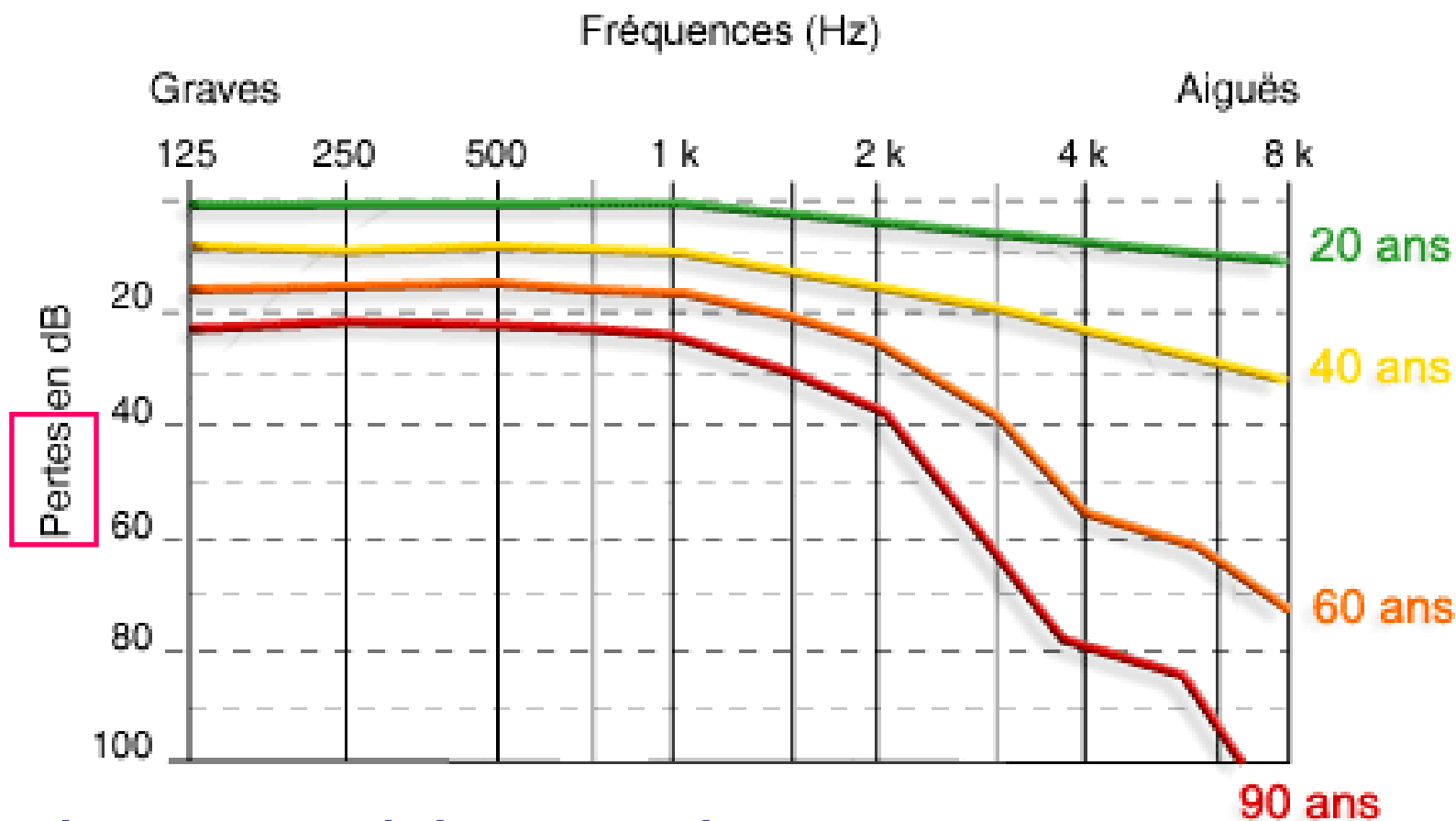
$$I = K \cdot \log W \Rightarrow I(\text{dB}) = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{W}{W_0} \right) \quad \text{où } W_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$$

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  
à 1000 Hz



# APPLICATION: AUDIOGRAMME



Décibels pondérés en santé publique

# HAUTEUR SONORE

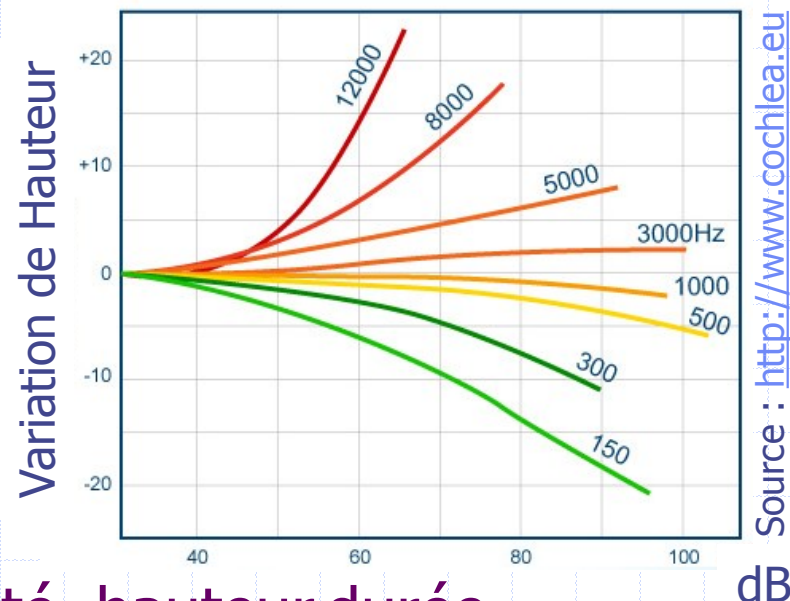
$$H = K \cdot \log f \Rightarrow H(\text{Savart}) = 1000 \cdot \log_{10} f$$

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  $S \neq P$  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 :  $P = K \cdot \log S$
- Intensité sonore (dB) :  $I = 10 \cdot \log_{10}(W/W_0)$ 
  - dépend aussi de  $f$  : sonie  $N$  phones =  $N$  dB à 1 kHz
- Hauteur sonore (Savart) :  $H = 1000 \cdot \log_{10} f$ 
  - Sensation aigu/grave renforcée si  $I$  augmente :
  - tonie  $N$  mels =  $N$  Hz à 40 dB

# INTERACTIONS (rappels de DFGSM2)

- Propagation : en ligne droite si  $Z = \text{cste}$

# INTERACTIONS (rappels de DFGSM2)

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

# INTERACTIONS (rappels de DFGSM2)

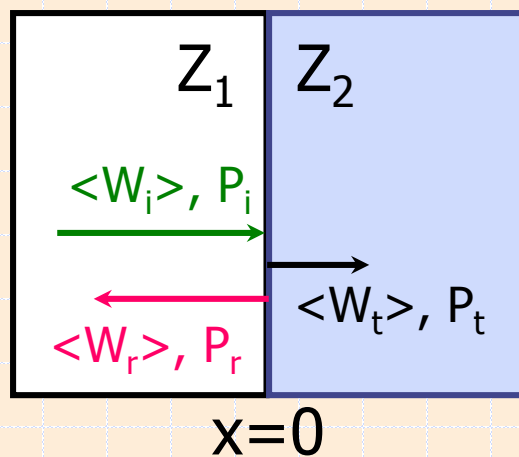
- Propagation : en ligne droite si  $Z = \text{cste}$
- Absorption :  $\langle W \rangle(x) = \langle W \rangle_0 \cdot e^{-(k \cdot f^n) \cdot x}$ 
  - $n \in [1,2]$ ;  $n=2$  pour l'eau et les cristaux,
  - donc l'absorption augmente avec la fréquence
- Diffraction :  $\downarrow$  si  $\lambda \ll \varnothing$  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  $Z = \text{cste}$
- Absorption :  $\langle W \rangle(x) = \langle W \rangle_0 \cdot e^{-(k \cdot f^n) \cdot x}$ 
  - $n \in [1,2]$ ;  $n=2$  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 :  $\frac{1}{c_1} \sin \theta_1 = \frac{1}{c_2} \sin \theta_2$

Pour les curieux...

# REFLEXION / REFRACTION NORMALE



$$P_i + P_r = P_t$$

$$P_i = Z_1 \cdot A_i \cdot \omega \cdot \cos(\omega \cdot t)$$

$$P_r = -Z_1 \cdot A_r \cdot \omega \cdot \cos(\omega \cdot t)$$

$$P_t = Z_2 \cdot A_t \cdot \omega \cdot \cos(\omega \cdot t)$$

$$\Rightarrow Z_1(A_i - A_r) = Z_2 \cdot A_t$$

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

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

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

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

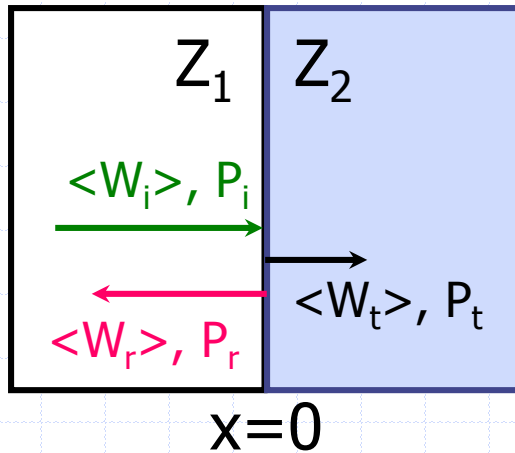
$$\Rightarrow A_i - A_r = \frac{Z_2}{Z_1} A_t = \frac{Z_2}{Z_1} (A_i + A_r)$$

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

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

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

# REFLEXION / REFRACTION NORMALE

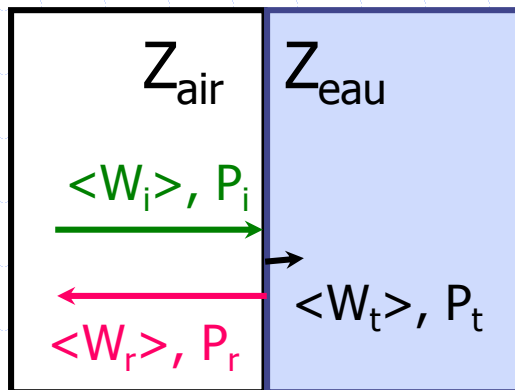


En écrivant la continuité des vitesses et des pressions en  $x=0$ , on montre que :

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

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

## CONSEQUENCE



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

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

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

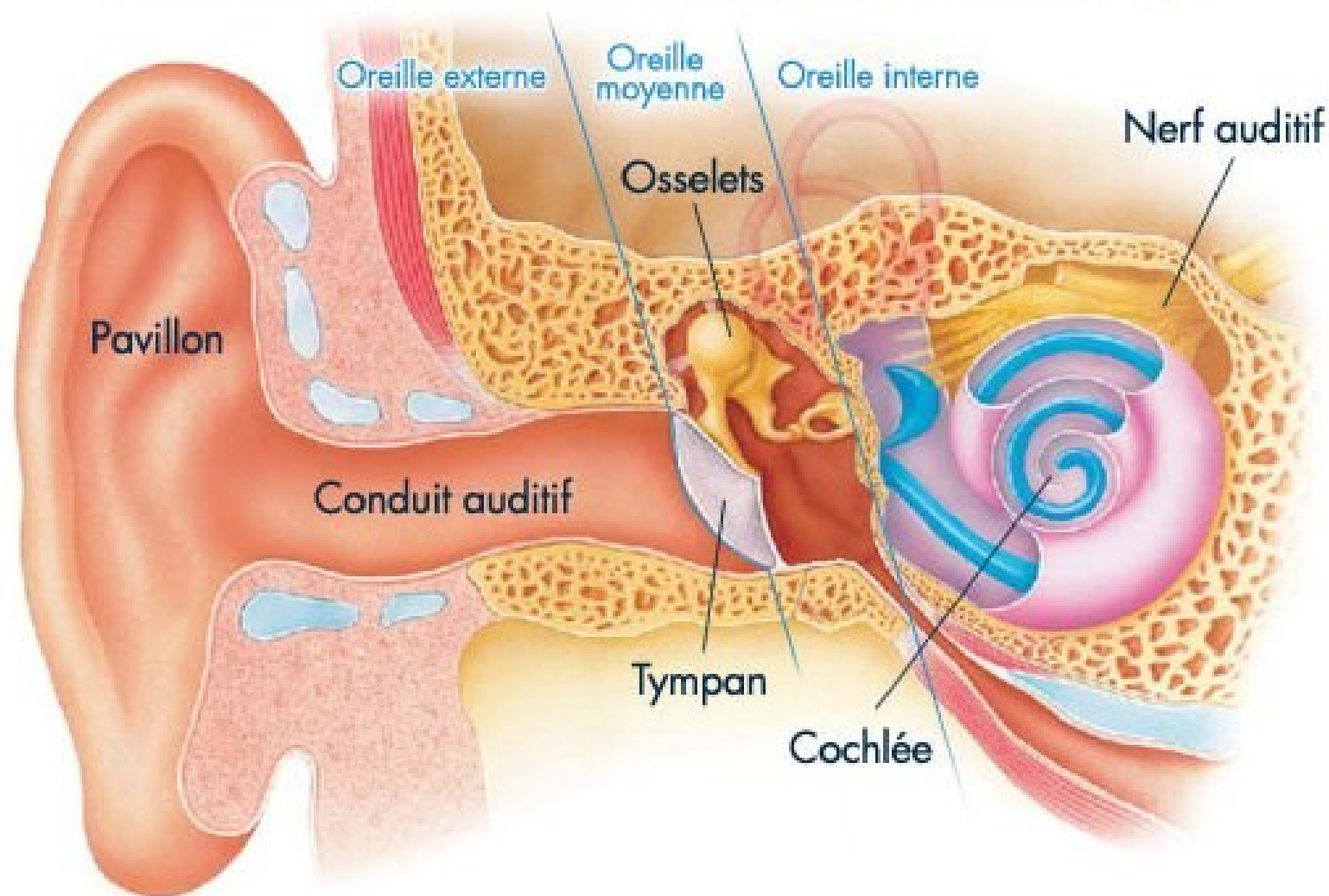
# POINT D'ETAPE 3 : interactions

- 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

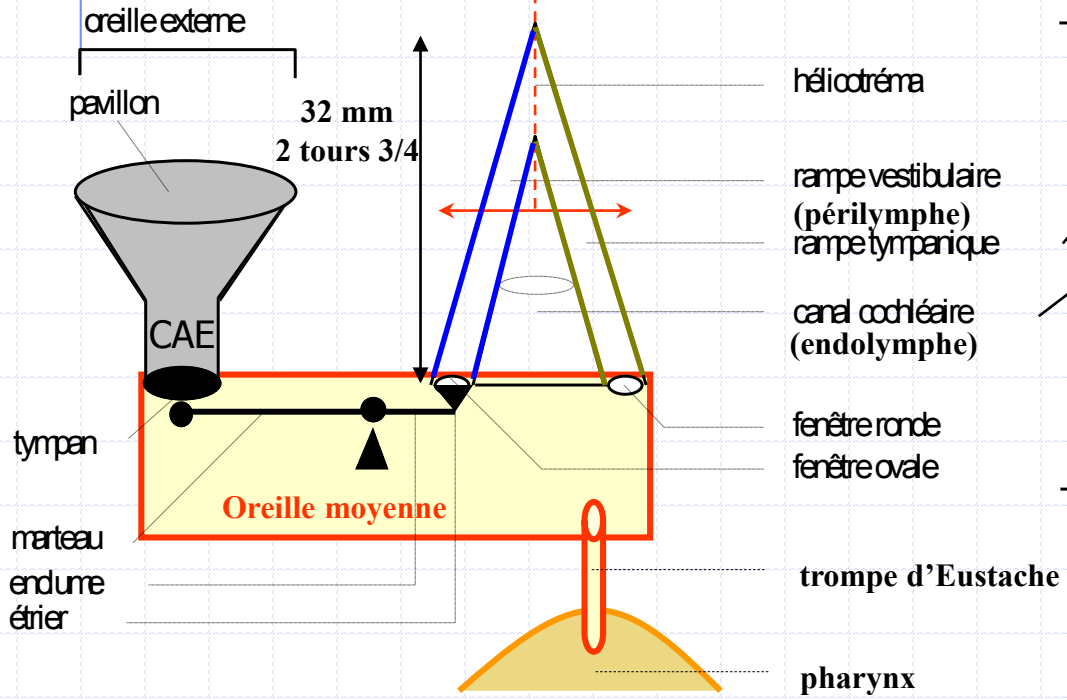
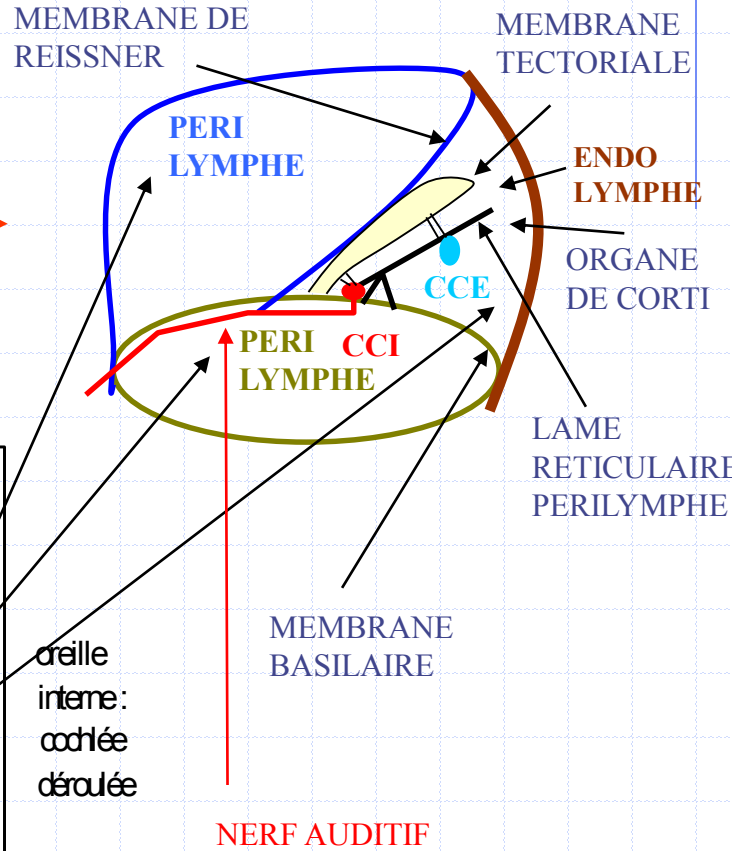
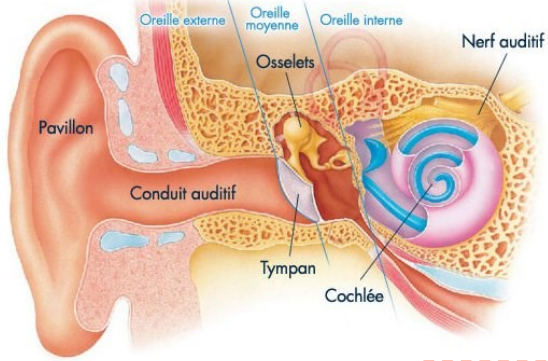
$$r = \frac{\langle W_r \rangle}{\langle W_i \rangle} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} = 1 - t$$



# ANATOMIE FONCTIONNELLE

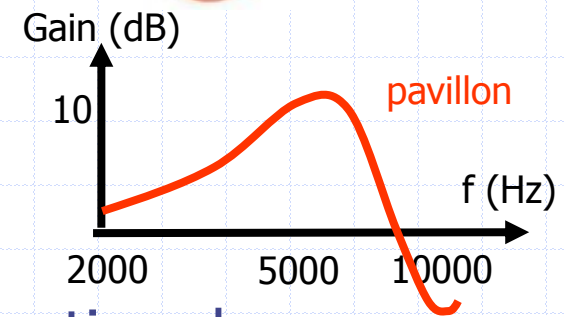


# ANATOMIE FONCTIONNELLE



# 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.



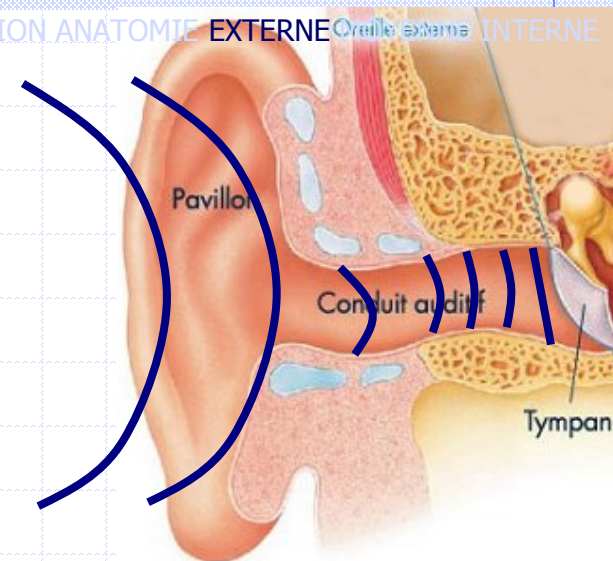
- **Pavillon**

- 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.

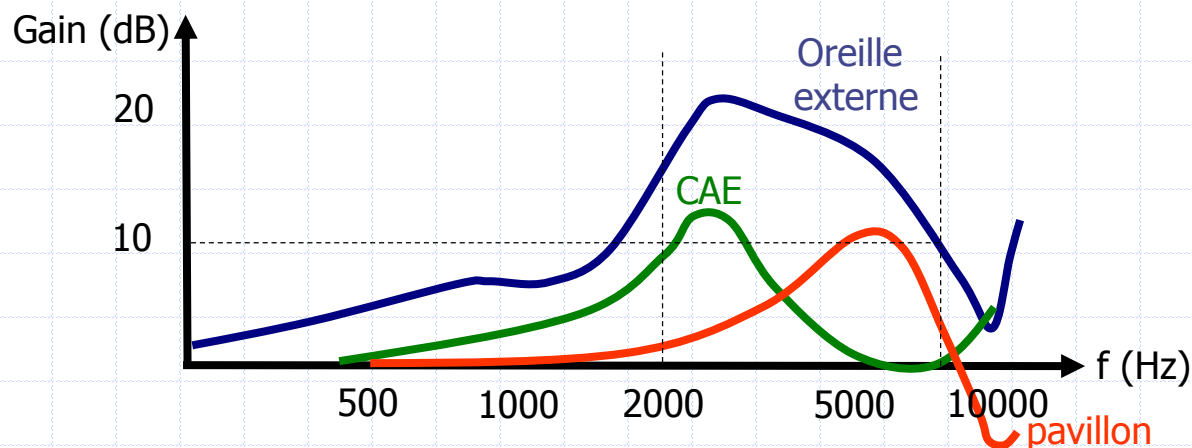
Rm:

- 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

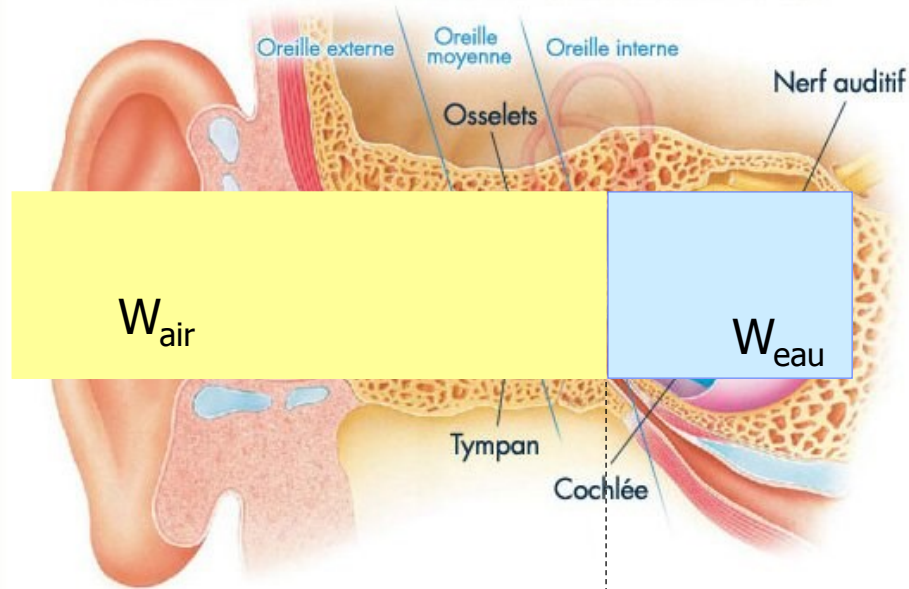


- Pavillon :
  - Recueil, amplification, localisation
- Conduit auditif externe
  - Ondes sphériques → planes sur le tympan
  - Amplification si  $f \approx 2-3$  kHz



Oreille externe :  
amplification  
autour de  
2-7 kHz.

# OREILLE MOYENNE



$$W_{\text{air}} = P_{\text{air}} \cdot v_{\text{air}}$$

$$W_{\text{eau}} = P_{\text{eau}} \cdot v_{\text{eau}}$$

A-t-on ? :

$$W_{\text{air}} = W_{\text{eau}}$$

	AIR	EAU
$Z=P/v$	↓ ↓	↑ ↑
Pressions	↓	↑
$v$ vibration	↑	↓

**Adaptation d'impédance:**

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

# OREILLE MOYENNE

$$(TM).F_T = (OM).F_O$$

$$\Rightarrow (TM).P_T.S_T = (OM).P_O.S_O$$

$$\frac{P_O}{P_T} = \frac{TM}{OM} \cdot \frac{S_T}{S_O} \approx 1,3 \times 17,2 = 22,4$$

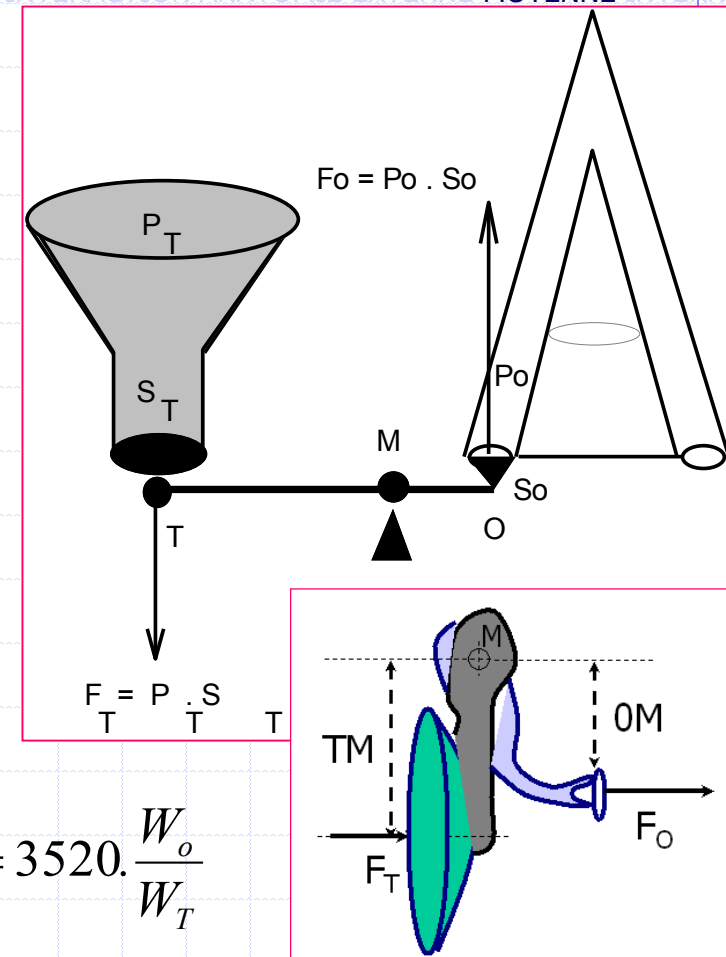
Levier + surfaces  $\Rightarrow$  Ampli : P x 22,4

$$P^2 = Z.W \Rightarrow \left(\frac{P_O}{P_T}\right)^2 = \frac{Z_O}{Z_T} \cdot \frac{W_O}{W_T} = \frac{1570 \cdot 10^3}{446} \cdot \frac{W_O}{W_T} = 3520 \cdot \frac{W_O}{W_T}$$

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

ce qui correspond à une amplification de  $10 \cdot \log_{10} 59^2 = 35$  dB (exp : 33 dB)

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

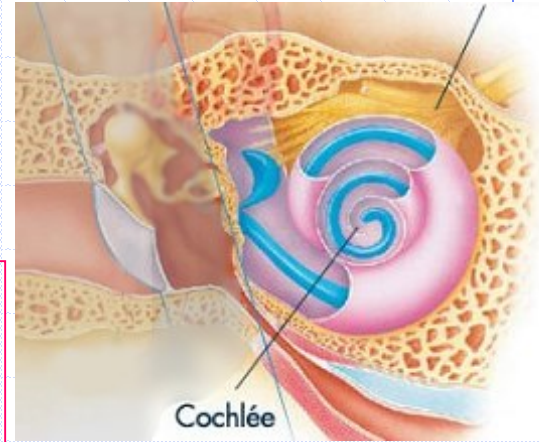


# OREILLE MOYENNE

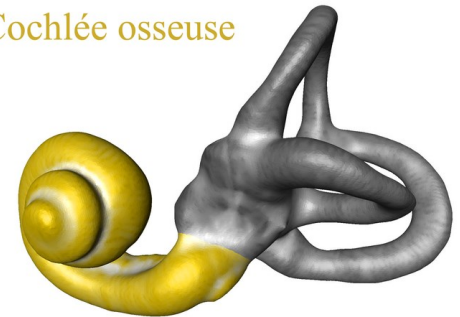
- Adaptation d'impédance + 35 dB
  - + 30-35 dB en  $\uparrow$  P et  $\downarrow$  v
  - 3 actions : levier, surfaces & incurvation du tympan
- Rôles des muscles de l'oreille moyenne :
  - muscle tenseur du tympan (marteau; trijumeau  $V^m_3$ )
  - muscle de l'étrier = stapedius (innervation : facial 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) :  $\downarrow$  transmission si  $f < 2$  kHz
- Conséquence : Paralysie faciale  $\Rightarrow$  hyperacousie



# OREILLE INTERNE

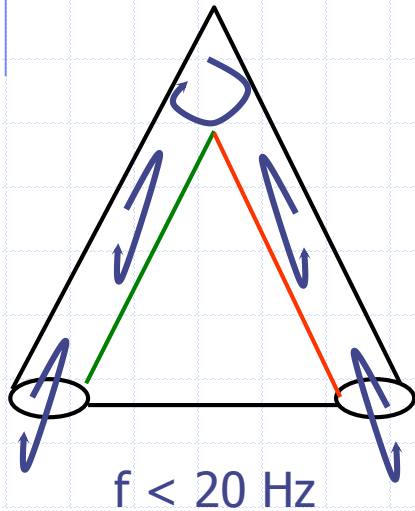


Cochlée osseuse

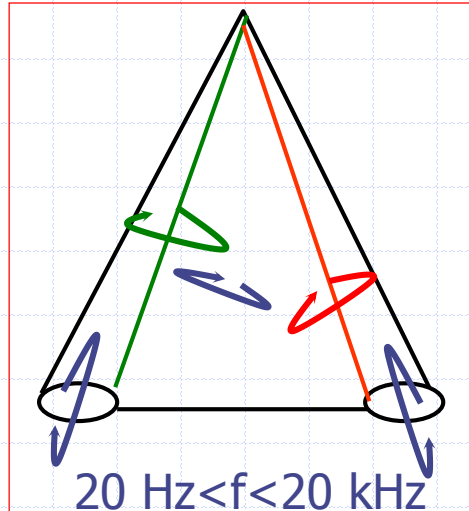


Rôle : convertir une onde mécanique en onde électrique et adresser les PA sur les nerfs adéquats.

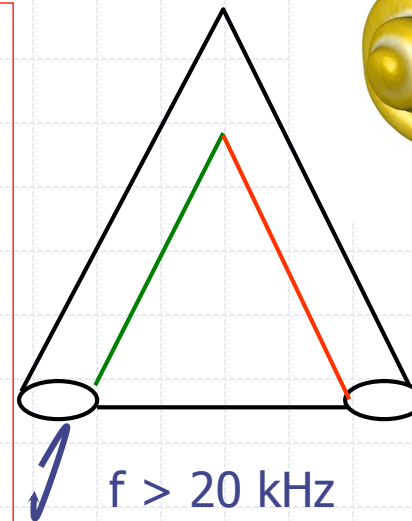
- Mouvements des fluides et des fenêtres



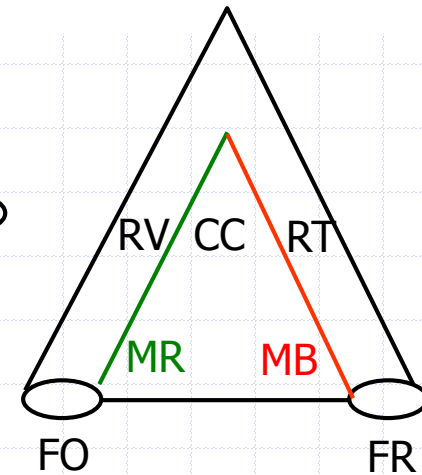
membranes immobiles  
son inaudible



membranes déformées



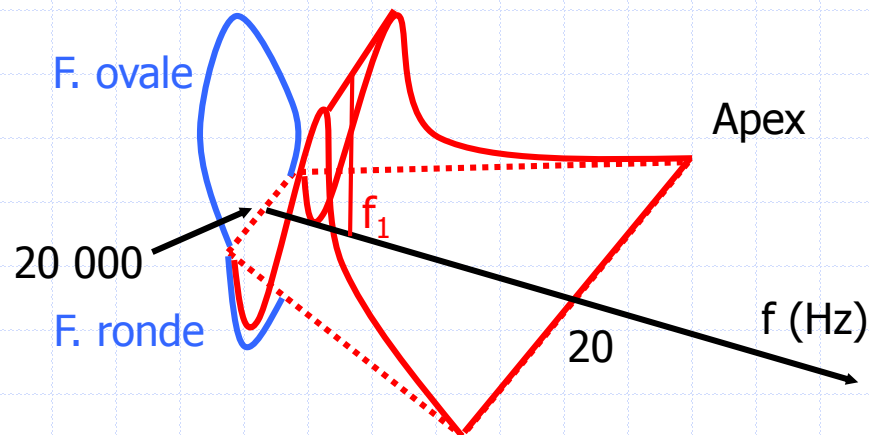
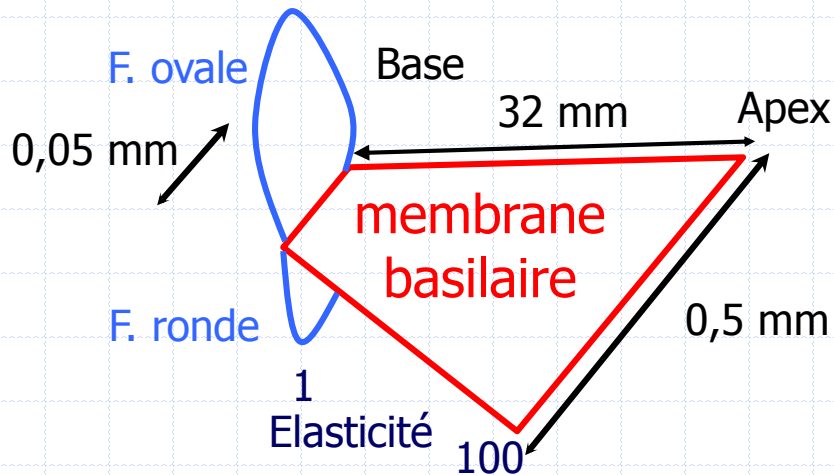
son non transmis





# OREILLE INTERNE

- 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**.

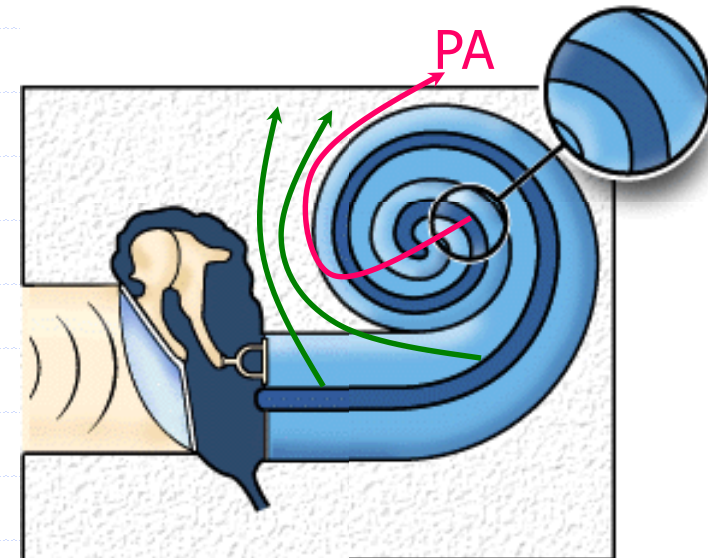
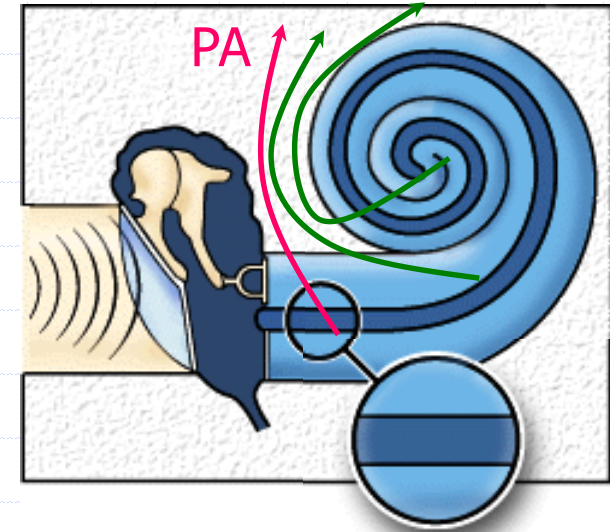
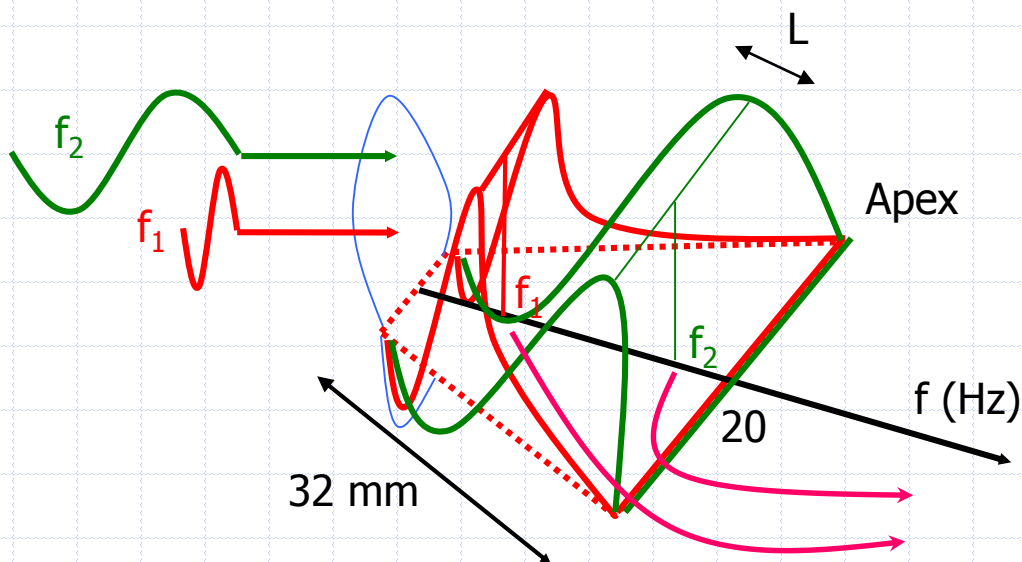
# OREILLE INTERNE

- Mouvements de la membrane basilaire

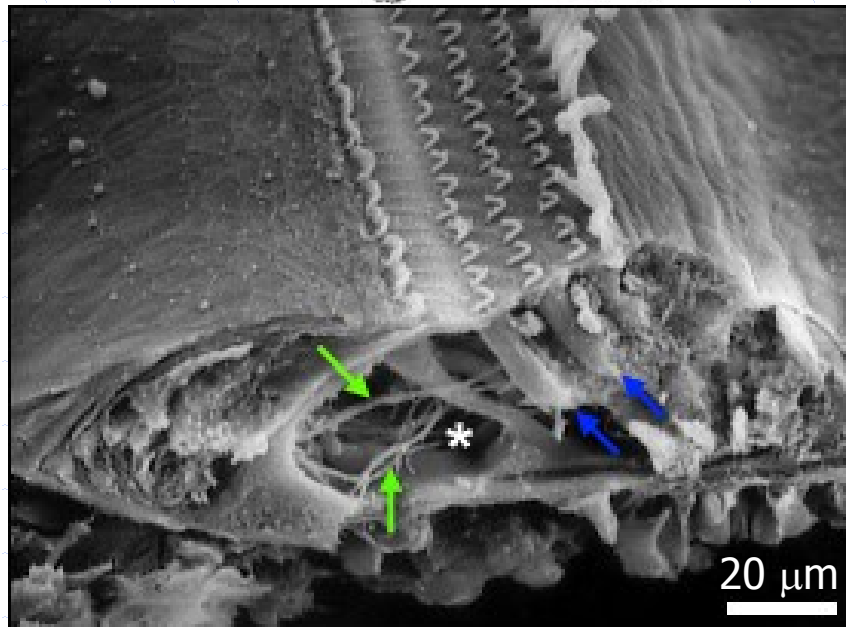
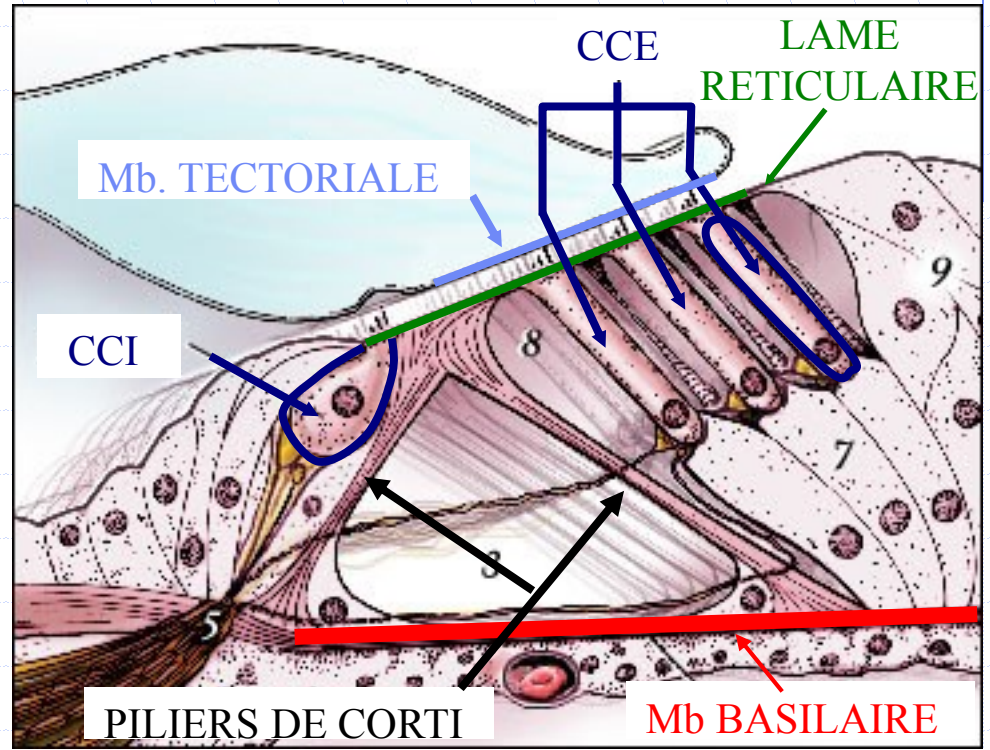
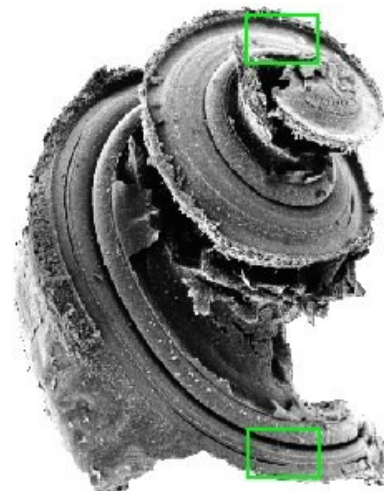
Difficulté :

1500 hauteurs discernables,  
donc  $L \approx 32/1500 = 0,02 \text{ mm}$

$L \approx 20 \text{ }\mu\text{m}$ , incompatible avec la  
structure de la membrane basilaire



# OREILLE INTERNE



# OREILLE INTERNE

Source : <http://www.cochlea.eu>

Abaissement Mb. basilaire



Glissement L. réticulaire  
sous la Mb. tectoriale



Cisaillement des cils



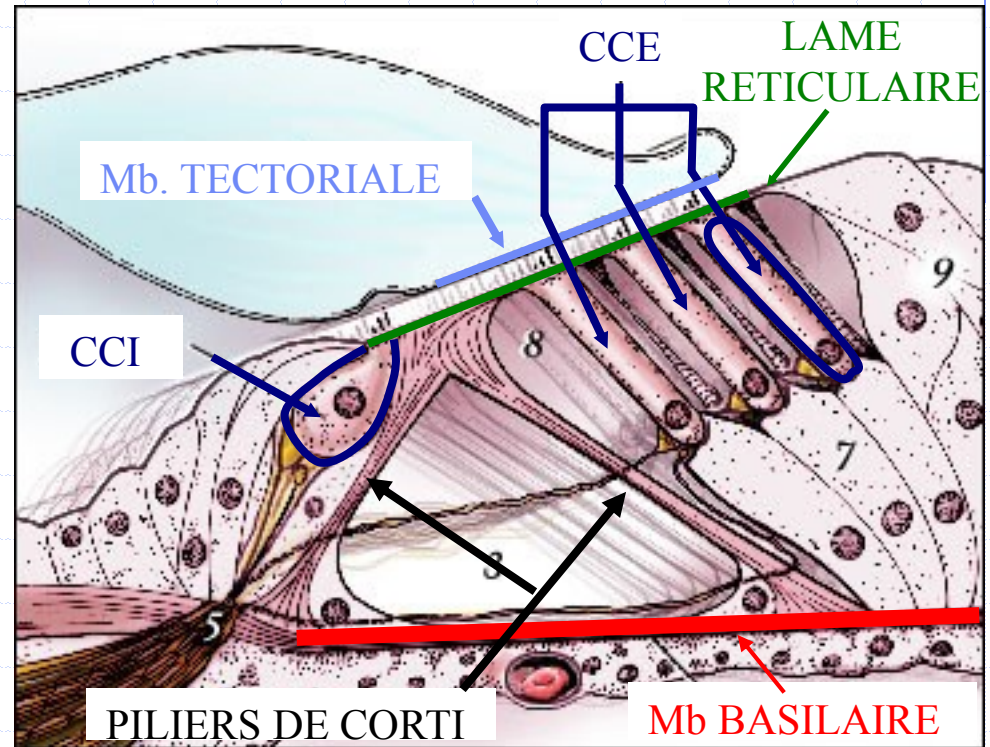
Inhibition des CCE  
adjacentes au maximum



Dépolarisation CCE au  
niveau du maximum



Déformation de l'organe  
de Corti



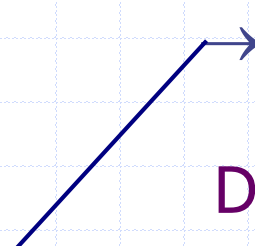
Ampli. des vibrations



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 ( $P\uparrow$ ;  $v\downarrow$ ): levier,  $S_T/S_o$ , courbe  $S_T$
  - Protection, accommodation ( $\downarrow$ 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>

Voyage au centre de l'audition

ÉTUDIANTS ET PROFESSIONNELS

SON

OREILLE

COCHLÉE

CELLULES CILIÉES

CERVEAU AUDITIF

DÉVELOPPEMENT ET PLASTICITÉ

EXPLORATION FONCTIONNELLE

PATHOLOGIE

RÉHABILITATION

VOIES DE RECHERCHE

Ce site fait suite à **"Promenade autour de la cochlée"**. Outre le matériel contenu dans "Promenade", il veut couvrir un domaine très large : tout ce qui touche à l'Audition.

La présente section **"Étudiants et Professionnels"** a pour but de donner des informations détaillées et techniques sur le système auditif périphérique et central, les sons et la perception, les pathologies et la réhabilitation, les voies de recherche, ...

Ce cahier des charges aura pour conséquence un développement continu : il y aura des mises à jour régulières, ainsi que la création de nouvelles pages en fonction des propositions de collaboration.

Pour des informations plus générales, se reporter à la section **"Grand Public"**.

Tous droits réservés © 2009-2013 NeurOreille (loi sur la propriété intellectuelle 85-660 du 3 juillet 1985). Ce produit ne peut être copié ou utilisé dans un but lucratif.

Tous les schémas, images et textes appartiennent à leurs créateurs respectifs cités dans chaque page et peuvent être réutilisés, dans un but pédagogique, avec l'autorisation des auteurs ([adresser une demande](#)).

Recherche

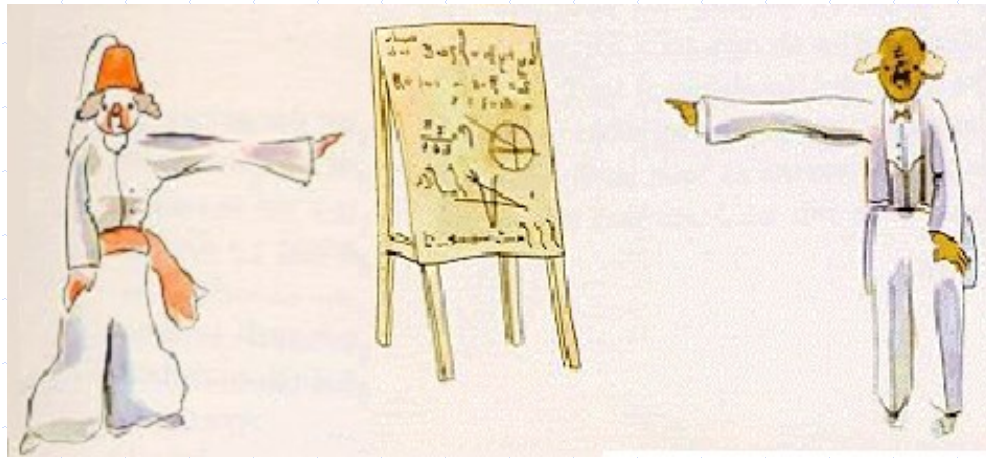
UMR 5106 UMR 5107 UMR 5108 UMR 5109 UMR 5110 UMR 5111 UMR 5112 UMR 5113 UMR 5114 UMR 5115 UMR 5116 UMR 5117 UMR 5118 UMR 5119 UMR 5120 UMR 5121 UMR 5122 UMR 5123 UMR 5124 UMR 5125 UMR 5126 UMR 5127 UMR 5128 UMR 5129 UMR 5130 UMR 5131 UMR 5132 UMR 5133 UMR 5134 UMR 5135 UMR 5136 UMR 5137 UMR 5138 UMR 5139 UMR 5140 UMR 5141 UMR 5142 UMR 5143 UMR 5144 UMR 5145 UMR 5146 UMR 5147 UMR 5148 UMR 5149 UMR 5150 UMR 5151 UMR 5152 UMR 5153 UMR 5154 UMR 5155 UMR 5156 UMR 5157 UMR 5158 UMR 5159 UMR 5160 UMR 5161 UMR 5162 UMR 5163 UMR 5164 UMR 5165 UMR 5166 UMR 5167 UMR 5168 UMR 5169 UMR 5170 UMR 5171 UMR 5172 UMR 5173 UMR 5174 UMR 5175 UMR 5176 UMR 5177 UMR 5178 UMR 5179 UMR 5180 UMR 5181 UMR 5182 UMR 5183 UMR 5184 UMR 5185 UMR 5186 UMR 5187 UMR 5188 UMR 5189 UMR 5190 UMR 5191 UMR 5192 UMR 5193 UMR 5194 UMR 5195 UMR 5196 UMR 5197 UMR 5198 UMR 5199 UMR 5200

UMR 5106 UMR 5107 UMR 5108 UMR 5109 UMR 5110 UMR 5111 UMR 5112 UMR 5113 UMR 5114 UMR 5115 UMR 5116 UMR 5117 UMR 5118 UMR 5119 UMR 5120 UMR 5121 UMR 5122 UMR 5123 UMR 5124 UMR 5125 UMR 5126 UMR 5127 UMR 5128 UMR 5129 UMR 5130 UMR 5131 UMR 5132 UMR 5133 UMR 5134 UMR 5135 UMR 5136 UMR 5137 UMR 5138 UMR 5139 UMR 5140 UMR 5141 UMR 5142 UMR 5143 UMR 5144 UMR 5145 UMR 5146 UMR 5147 UMR 5148 UMR 5149 UMR 5150 UMR 5151 UMR 5152 UMR 5153 UMR 5154 UMR 5155 UMR 5156 UMR 5157 UMR 5158 UMR 5159 UMR 5160 UMR 5161 UMR 5162 UMR 5163 UMR 5164 UMR 5165 UMR 5166 UMR 5167 UMR 5168 UMR 5169 UMR 5170 UMR 5171 UMR 5172 UMR 5173 UMR 5174 UMR 5175 UMR 5176 UMR 5177 UMR 5178 UMR 5179 UMR 5180 UMR 5181 UMR 5182 UMR 5183 UMR 5184 UMR 5185 UMR 5186 UMR 5187 UMR 5188 UMR 5189 UMR 5190 UMR 5191 UMR 5192 UMR 5193 UMR 5194 UMR 5195 UMR 5196 UMR 5197 UMR 5198 UMR 5199 UMR 5200

Inserm U1051 Inm

Surdités Acouphènes Thérapies

Direction et Rédaction en chef : [Rémy Fujot](#)  
 Illustrations et animations : [Stéphane Blatrix](#)  
 Technique et Administration : [Stéphane Le Merre \(Ligams\)](#)  
 Assistant de réalisation : [Benjamin Chaix](#)



Merci pour votre attention...