

DIUE Echographie

Bases physiques de Physique Acoustique

Frédéric Padilla

Unité Inserm 1032, Lyon.

Applications Thérapeutiques des Ultrasons

frederic.padilla@inserm.fr

24 novembre 2016 / Lyon

U OF M RAD

GE

10cm 5548c
OB-2/3
CINE 0325
52G
78DR

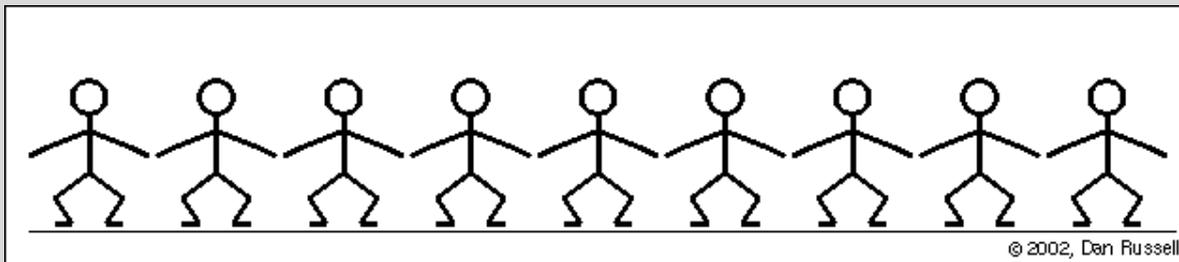


MI<0.4 AO=66%

- **Ondes acoustiques**
 - Principes
 - Paramètres
 - Réflexion aux interfaces et diffusion
 - Atténuation et dB
 - Intensité et puissance
- **Sondes et faisceaux**
 - Génération des ondes ultrasonores
 - Résolution axiale, latérale, plan d'élévation
 - Formation d'image échographique
 - Différents types de sondes
- **Effets biologiques**
 - Interaction des ultrasons avec les tissus biologiques
 - Effets biologiques des ultrasons
 - Indices thermique et mécanique
 - Recommandations

Ondes acoustiques ?

- Perturbation mécanique qui se propage au sein de la matière:
 - Déplacement de matière temporaire (moyenne nulle)
 - Au sein d'un milieu matériel
 - Mettant en jeu Elasticité et Inertie



© 2002, Dan Russell

Credits: Dan Russell, PennState

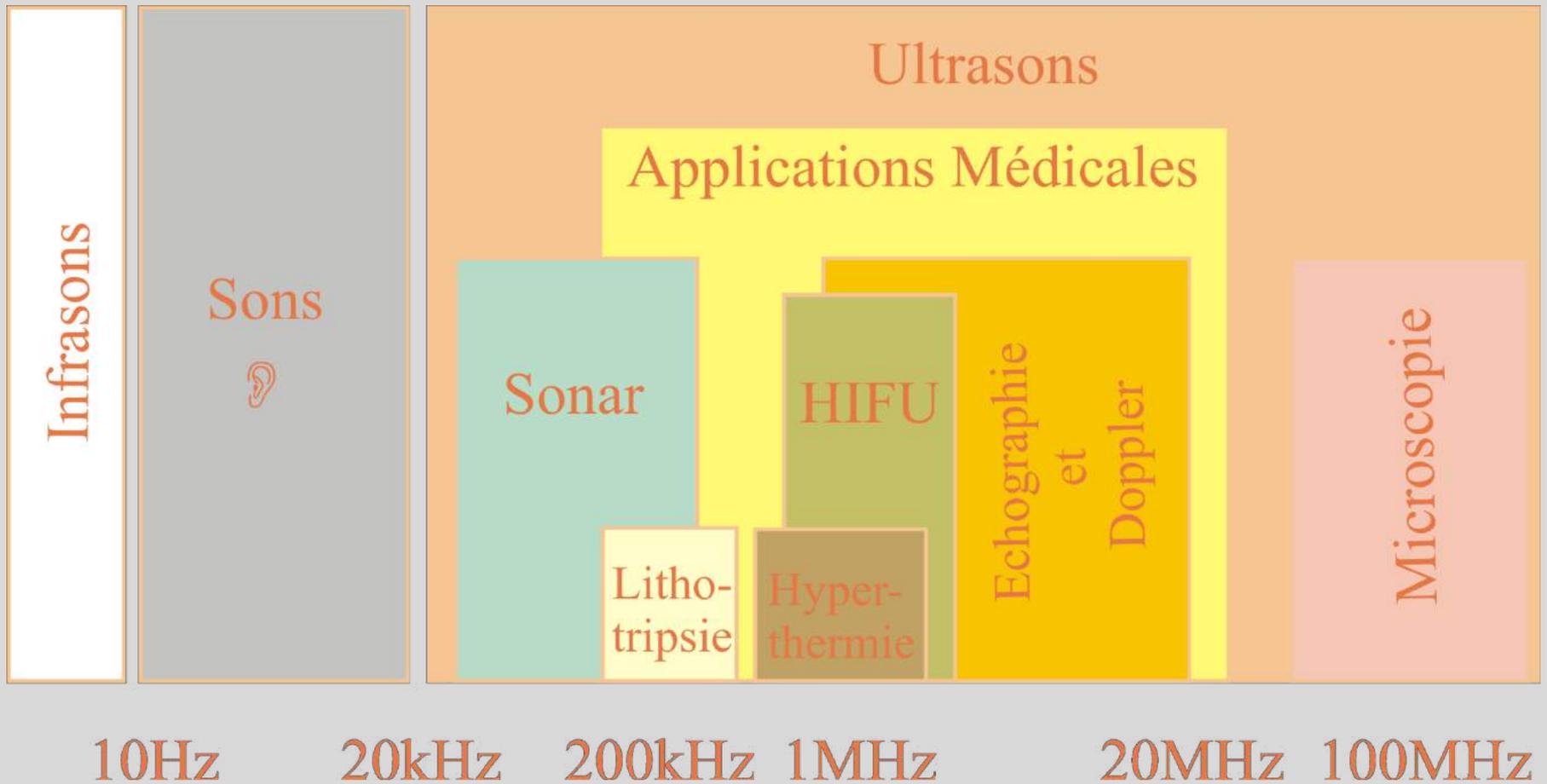
<http://www.acs.psu.edu/drussell/demos.html>



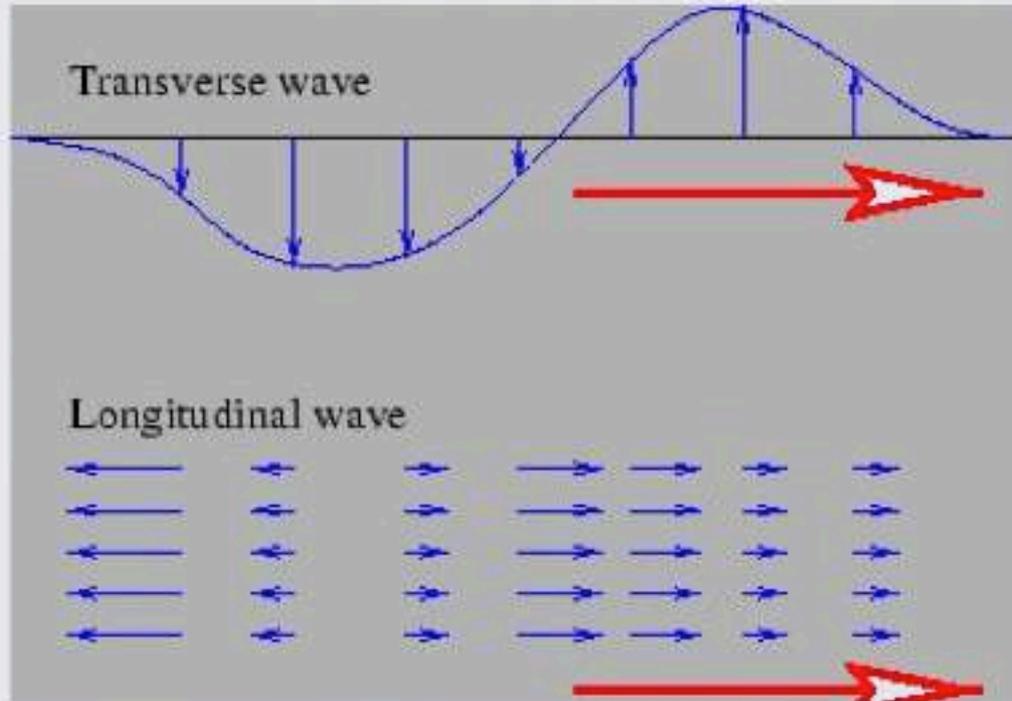
Une onde: exemple de la corde vibrante

- https://phet.colorado.edu/sims/html/wave-on-a-string/latest/wave-on-a-string_en.html

Ondes acoustiques

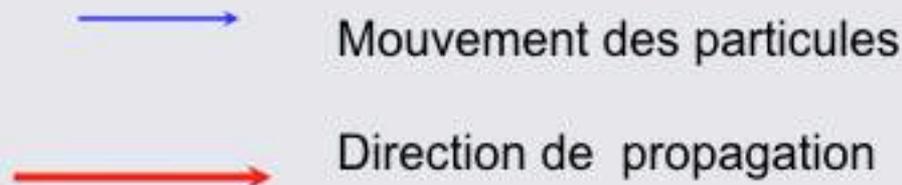


Les deux types d'ondes ultrasonores



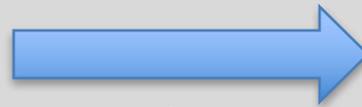
**Tranverse
ou cisaillement**

**Longitudinale
ou compression**

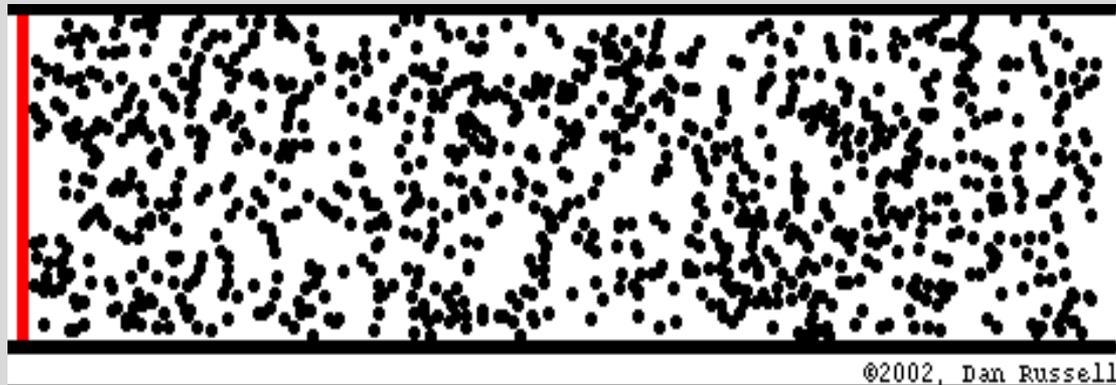


Propagation d'onde ultrasonore

- Propagation d'énergie, pas de « transfert » de matière
- Les particules du milieu vibrent autour de leur position d'équilibre



Direction de propagation



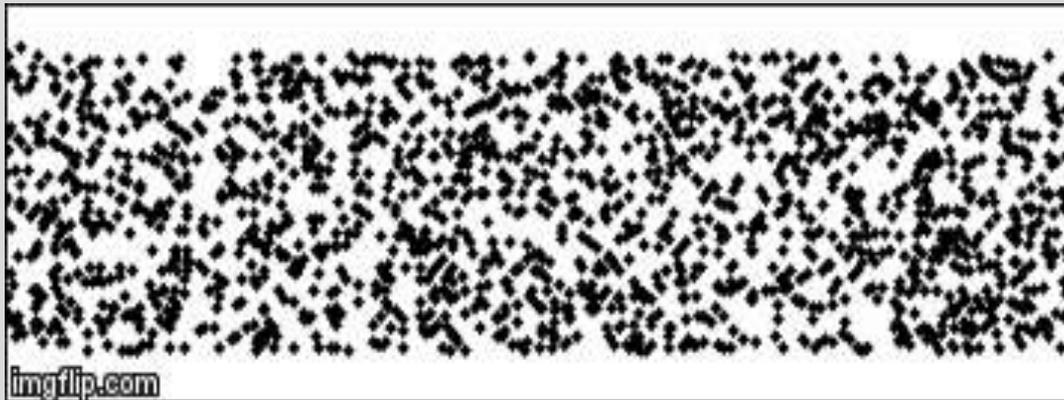
Onde longitudinale ou de compression

Propagation d'onde ultrasonore

- Propagation d'énergie, pas de « transfert » de matière
- Les particules du milieu vibrent autour de leur position d'équilibre



Direction de propagation



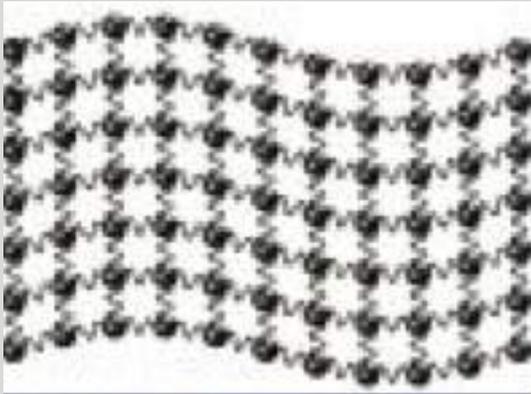
Onde transverse ou de cisaillement

Propagation d'onde ultrasonore

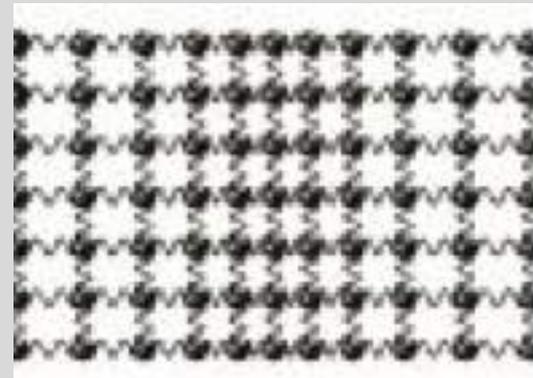
- Propagation d'énergie, pas de « transfert » de matière
- Les particules du milieu vibrent autour de leur position d'équilibre



Direction de propagation



Onde transverse ou de cisaillement



Onde longitudinale ou de compression

Paramètres des ondes acoustiques

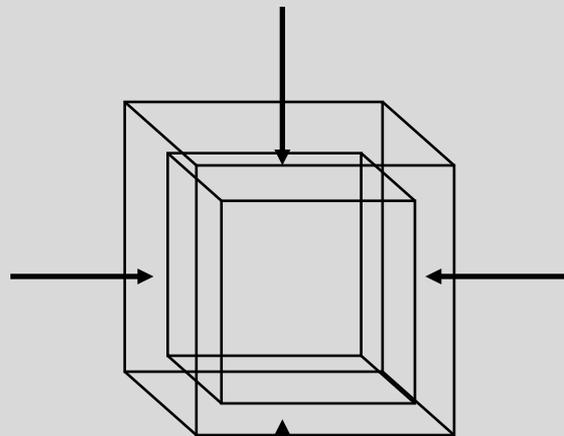
- **Vitesse du son 'c'** (en m/s ou mm/ms)
 - À quelle vitesse l'onde se propage
- **Fréquence**
 - Nombre de vibrations par seconde
- **Impédance acoustique**
 - Important pour caractériser la propagation à travers des interfaces
 - Important pour caractériser la diffusion
- **Intensité acoustique**
 - Important pour caractériser le niveaux des sources et les effets biologiques potentiels

Caractéristiques du milieu de propagation

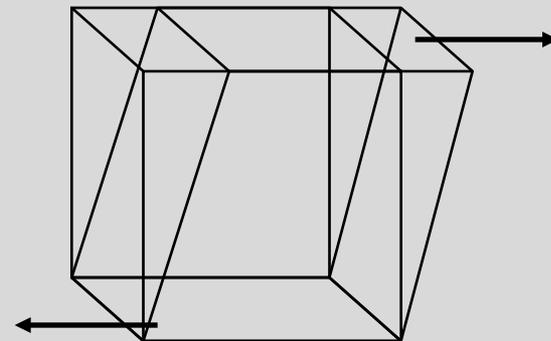
- Solide élastique isotrope

- Densité ρ (kg/m³)

- Modules de compression K , module de cisaillement μ
(Module d'Young E , coefficient de Poisson σ)



Compression uniforme
 K



Cisaillement
 μ

Solide élastique isotrope

Un solide élastique est entièrement caractérisé par un couple de constantes élastiques: K, μ ou λ, μ ou E, σ

$$\frac{1}{K} = -\frac{1}{V} \left(\frac{\partial V}{\partial p} \right)_s$$

K : Module de compression

$$K = \lambda + \frac{2}{3} \mu$$

λ et μ : coefficients de Lamé

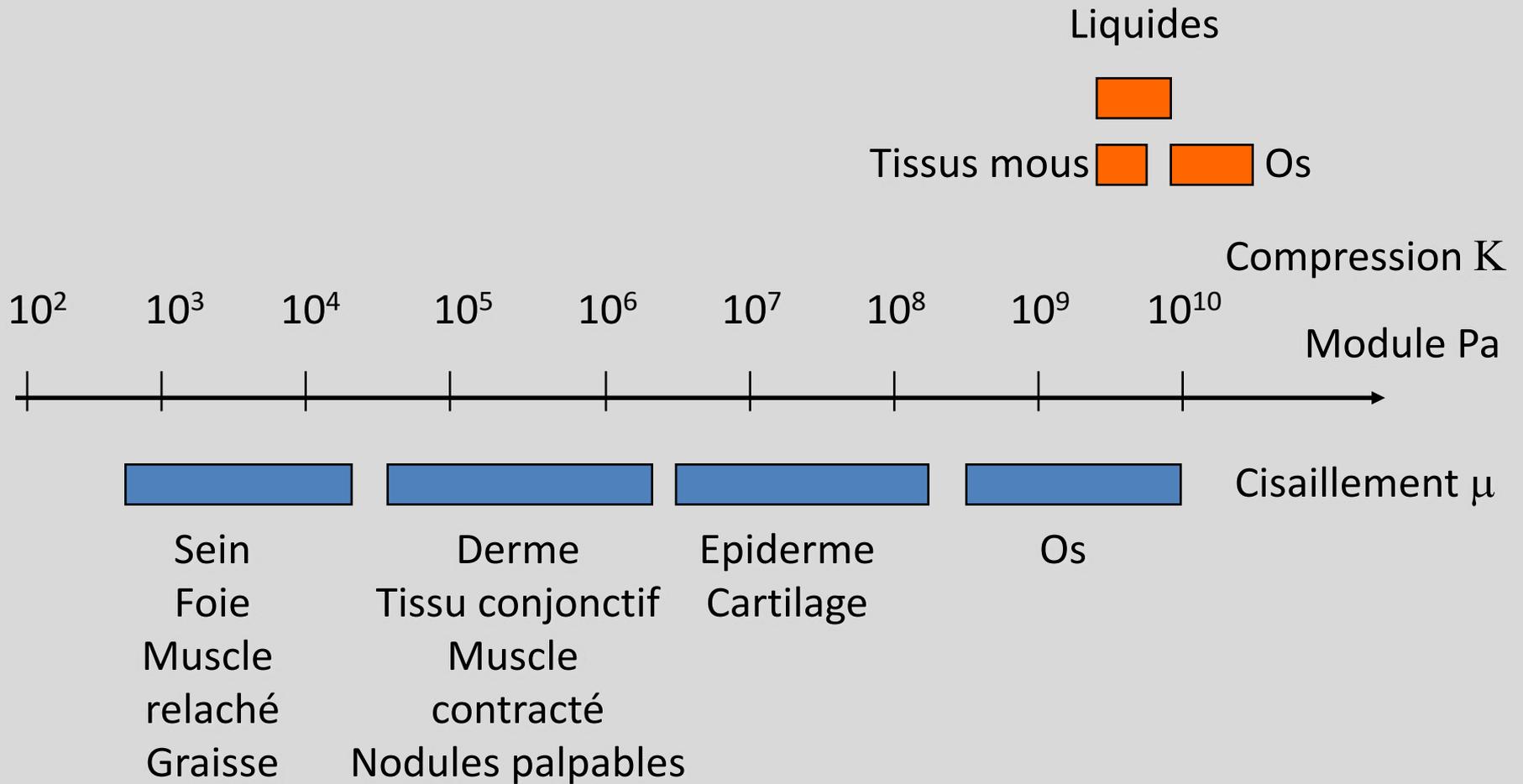
$$E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} = \frac{9K\mu}{3K + \mu}$$

E : Module d'Young / σ coefficient de Poisson

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \sigma)}$$

$$K = \frac{E}{3(1 - 2\sigma)}$$

Modules d'élasticités



Célérité (vitesse) des ondes ultrasonores

□ Célérité c (m/s)

Onde longitudinale

$$c_l = \sqrt{\frac{3K + 4\mu}{3\rho}}$$

Onde de cisaillement

$$c_t = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

Tissus mous $\mu (10^3\text{-}10^7 \text{ Pa}) \ll K (10^9 \text{ Pa})$

$$\Rightarrow c_l = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

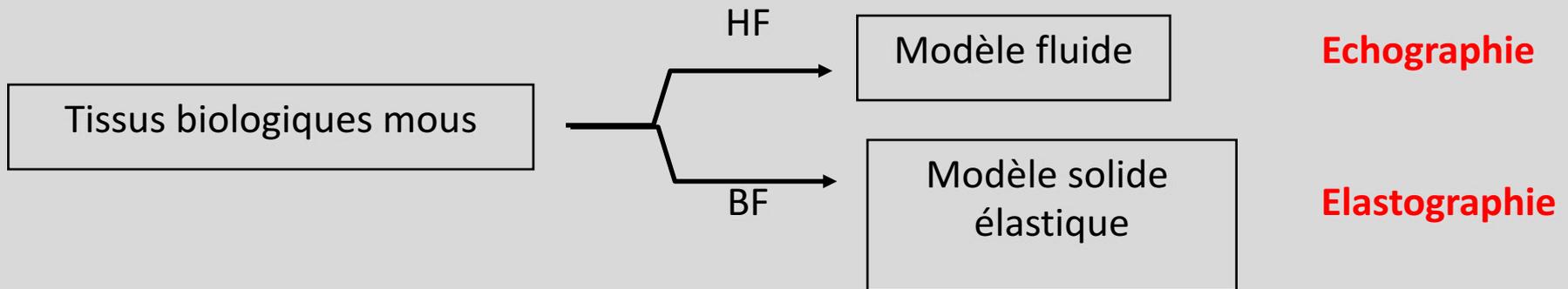
$$c_t = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

Vitesse (célérité) des ondes ultrasonores

□ Célérité c (m/s)

1- c_t (qq. m/s à qq. 10 m/s) $\ll c_l$ (environ 1500 m/s)

2- Aux fréquences ultrasonores, onde de cisaillement très rapidement atténuées. En première approximation, seules les ondes longitudinales se propagent (milieu équivalent fluide).



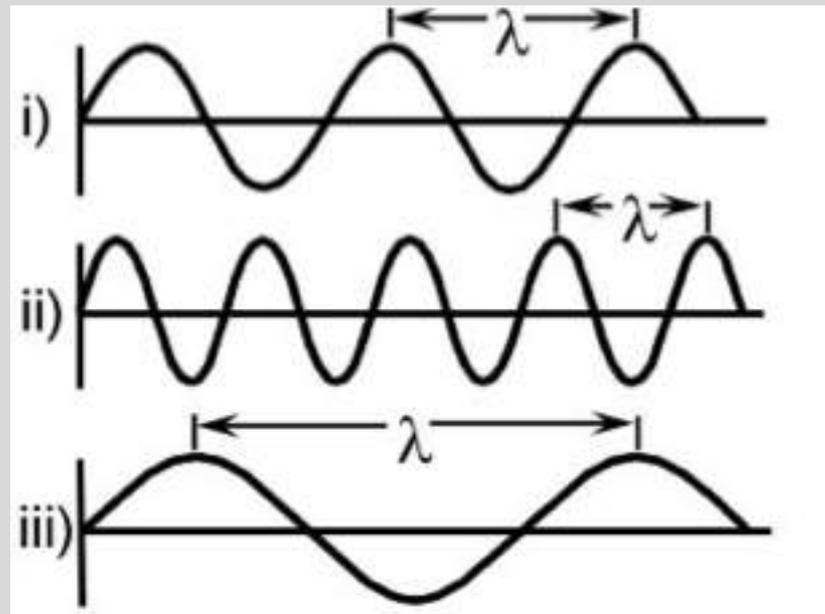
Célérité du son dans les tissus

Milieu	Célérité (m/s)	Impédance (MRayl)
Eau	1480	1.48
Air	340	$4.40 \cdot 10^{-4}$
Sang	1566	1.66
Graisse	1460	1.35
Foie	1560	1.65
Muscle	1600	1.70
Os cortical	4000	7.00
« Tissus mous »	1540	1.63

- Célérité dépend du milieu
- Indépendante de la fréquence

Fréquence

Ondes périodiques ou continues



Fréquence f : Combien de crêtes par secondes ?

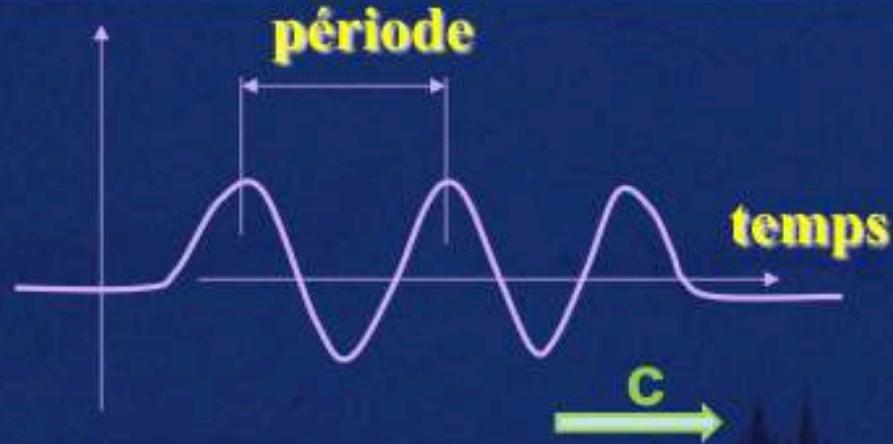
En Hertz, ou kHz ou MHz (10^6 Hz)

Période T : Durée d'un cycle en s, ms ou μ s

$$T=1/f \quad f=1/T$$

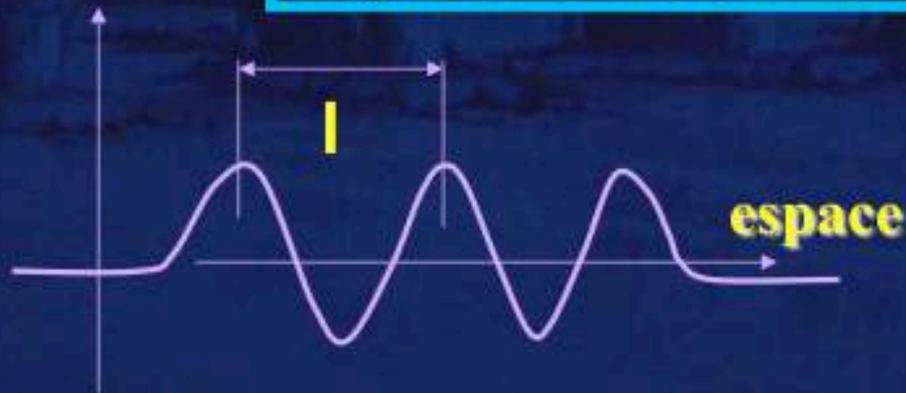
Fréquence et longueur d'onde

Ondes :



Variations de la pression, du déplacement, de la vitesse

$$\text{longueur d'onde} = \lambda = c / f = c \cdot T$$



Longueur d'onde

- Longueur d'onde est l'échelle de référence pour tous les phénomènes physique
- Ordres de grandeur

Fréquence (MHz)	λ (mm)
1	1.5
3	0.5
5	0.3
10	0.15
20	0.075

$$C = 1500 \text{ m/s} = 1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$$

Impédance acoustique d'un milieu

- L'impédance acoustique Z est le produit de la masse volumique par la vitesse du son

$$Z = \rho \cdot c$$

- Unité : $1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1} = 1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} = 1 \text{ Ra}$

Lord Rayleigh : 1842 – 1919

Theory of Sound : published in two volumes during 1877-1878

Matériau	Vitesse (mm/ μs)	Impédance (MRayl)
Tissus mous	1.5	1.6
Os	4	8
Gaz	0.3	$0.4 \cdot 10^{-3}$

Intensité acoustique

- L'intensité acoustique I est définie par:

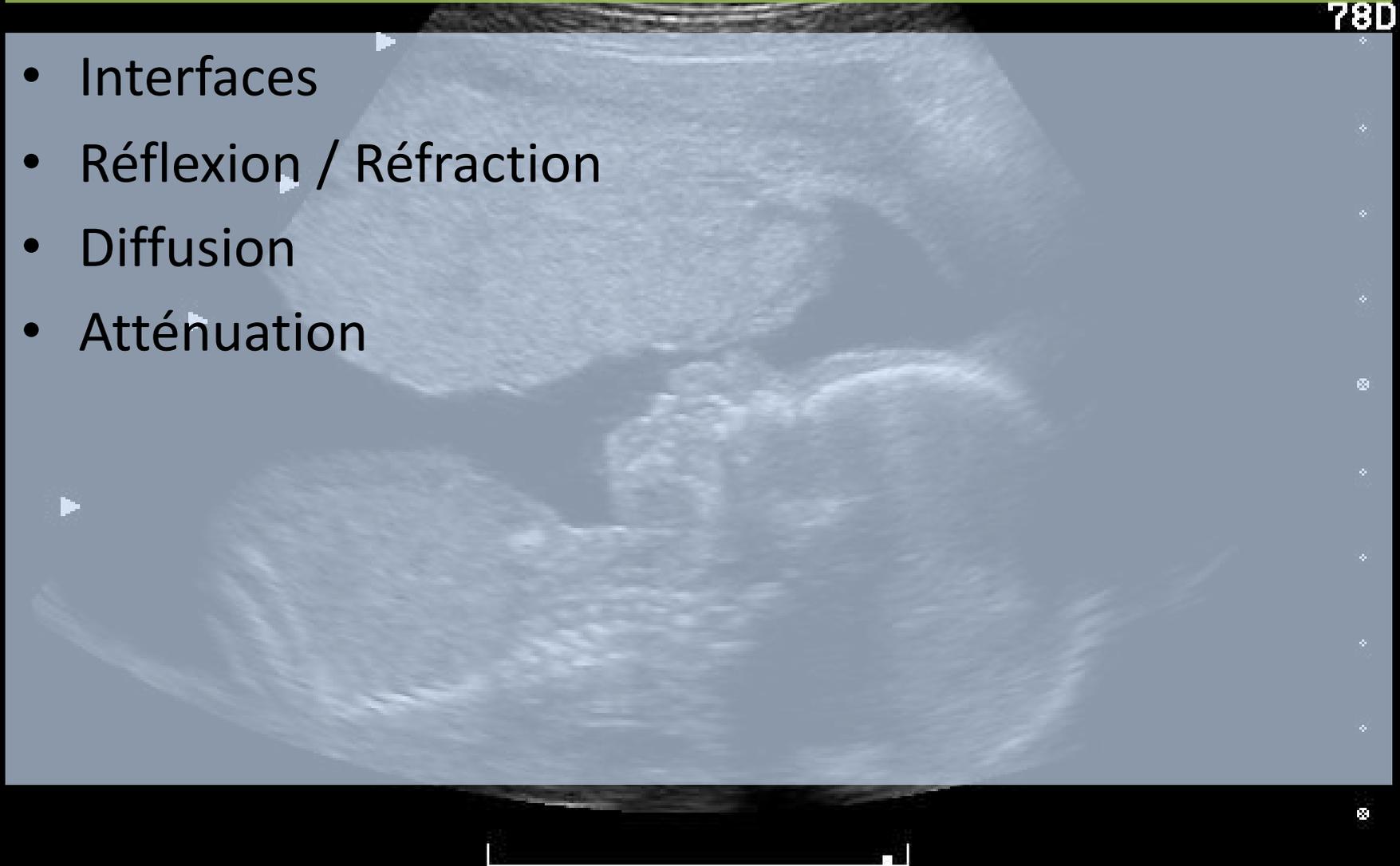
$$I = p^2 / 2 \rho c \text{ (W.m}^{-2}\text{)}$$

où p est la pression acoustique

Interaction des ultrasons avec les milieux biologiques: Propagation

10 x 5548c
OB-2/3
CINE 0325
52G
78DR

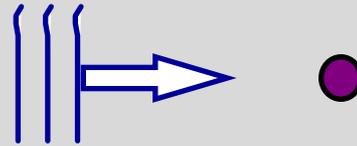
- Interfaces
- Réflexion / Réfraction
- Diffusion
- Atténuation



Principe général de l'échographie

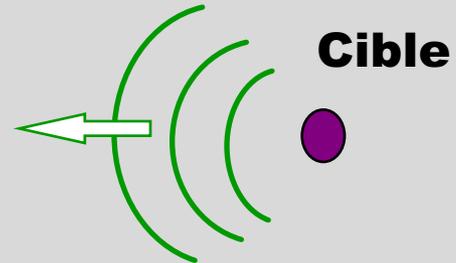
1- Emission

**Onde de pression
incidente**



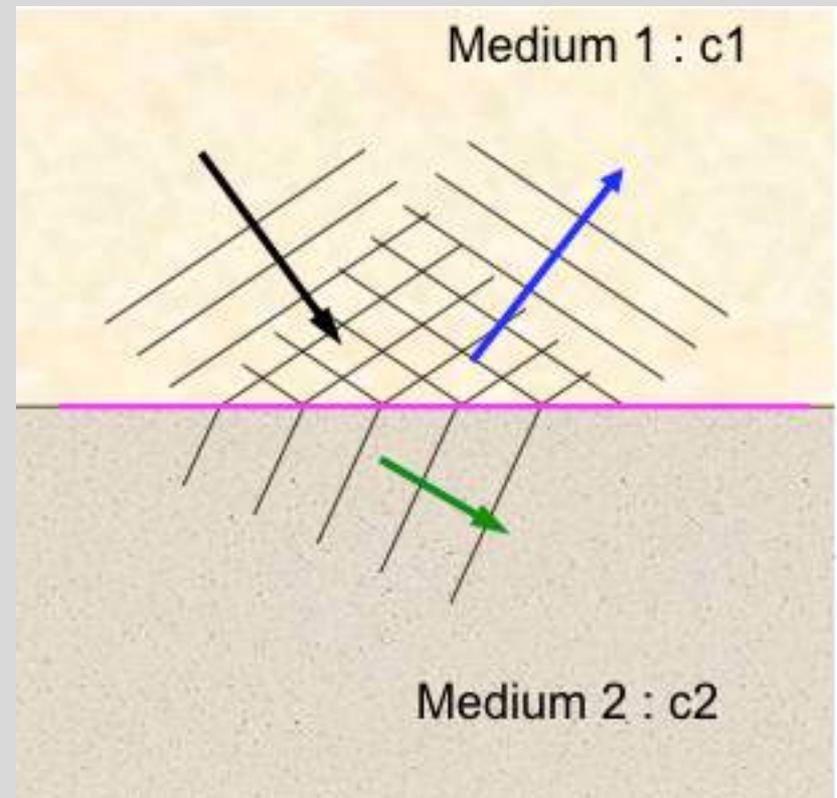
2 - Réception

Echo

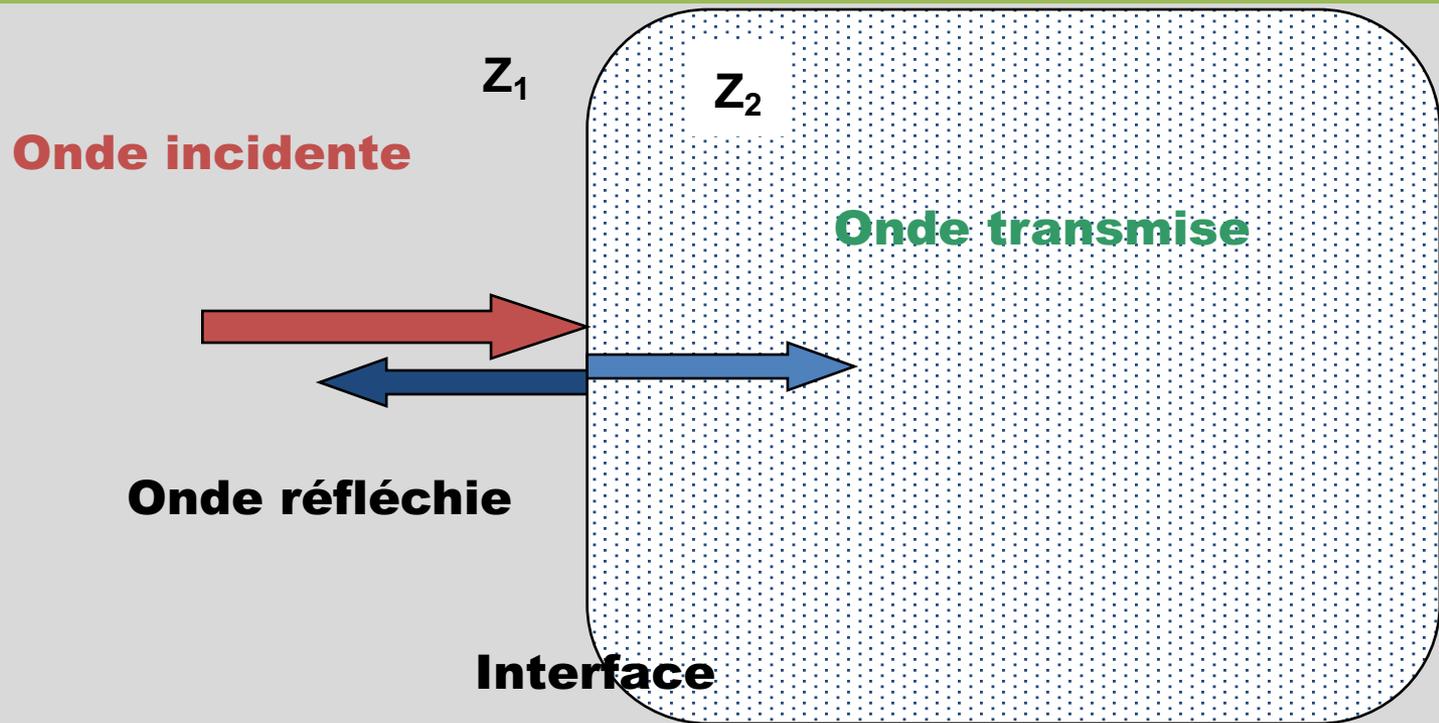


Réflexion / Réfraction

- A l'interface entre deux tissus:
 - **Onde incidente**
 - **Onde réfléchie**
 - **Onde transmise**
- Réflexion spéculaire



Incidence normale



$$R^2 = \frac{\text{Intensité Réfléchie}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$T^2 = \frac{\text{Intensité Transmise}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$R^2 + T^2 = 1$$

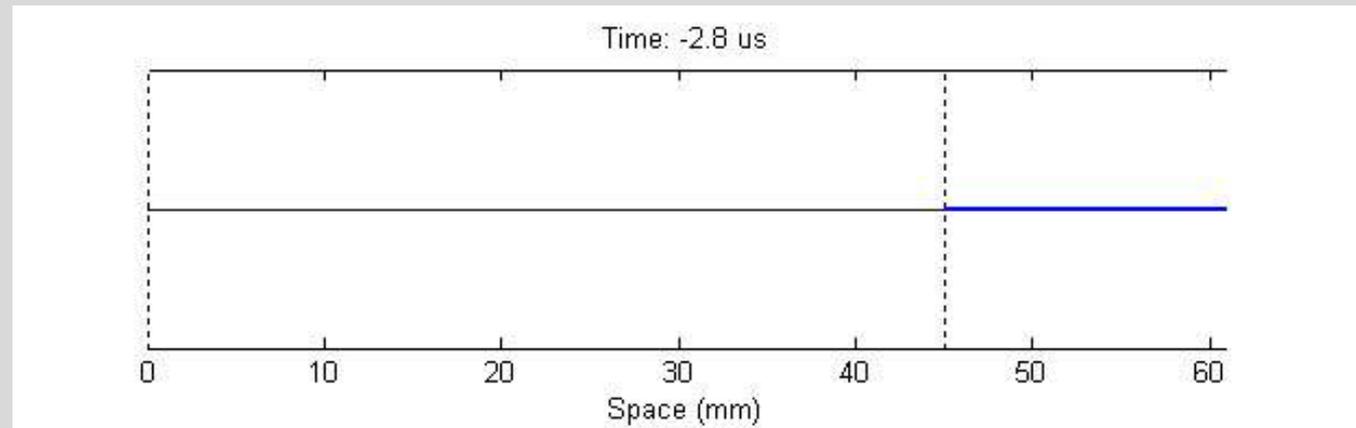
Réflexion spéculaire

- L'amplitude des phénomènes de réflexion-transmission est gouvernée par le rapport des impédances acoustiques *i.e.* le **contraste acoustique**.
- C'est la même chose pour toutes les ondes (ex. indice optique).

Réflexion spéculaire: ordres de grandeur

Interface	$ R $	R^2
Soft tissue/bone	66 %	44 %
Soft tissue/lung	99.95 %	99.90 %
Soft tissue/Water	5 %	0.2 %

Interface
Tissu mou / Tissu mou



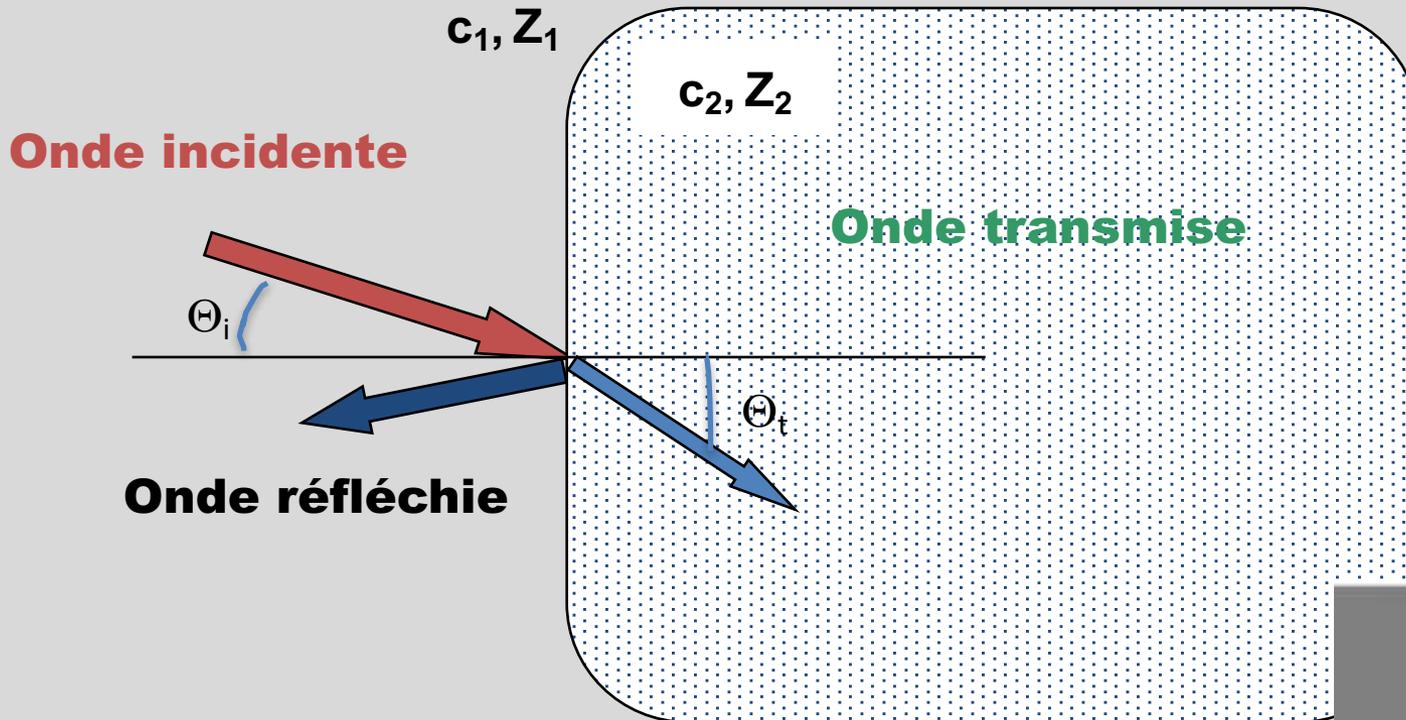
Réflexion spéculaire

Milieu	Célérité (m/s)	Impédance (MRayl)
Eau	1480	1.48
Air	340	$4.40 \cdot 10^{-4}$
Sang	1566	1.66
Graisse	1460	1.35
Foie	1560	1.65
Muscle	1600	1.70
Os cortical	4000	7.00
« Tissus mous »	1540	1.63

Réflexion Tissu Mou /

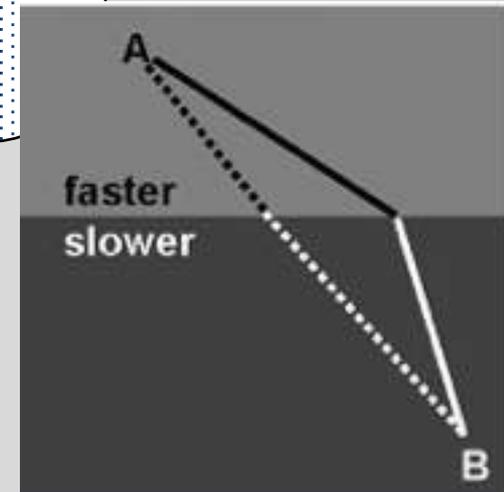
- Tissu Mou: **peu d'échos, le faisceau continue**
- Os, Calcul: **gros écho puis plus rien**
- Air pulmonaire, air digestif: **gros écho puis plus rien**

Incidence oblique / Réfraction

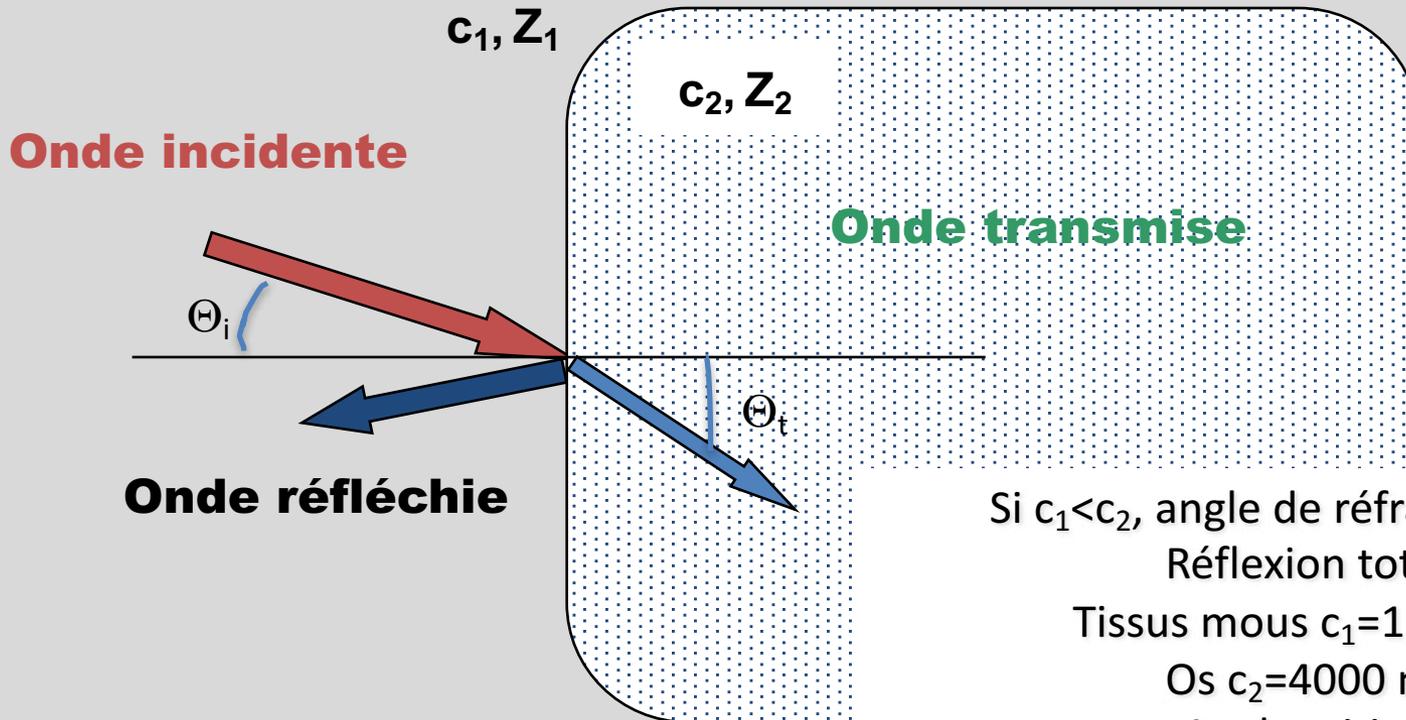


$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2}$$

Principe de Fermat



Incidence oblique / Réfraction



Si $c_1 < c_2$, angle de réfraction limite

Réflexion totale

Tissus mous $c_1 = 1500$ m/s

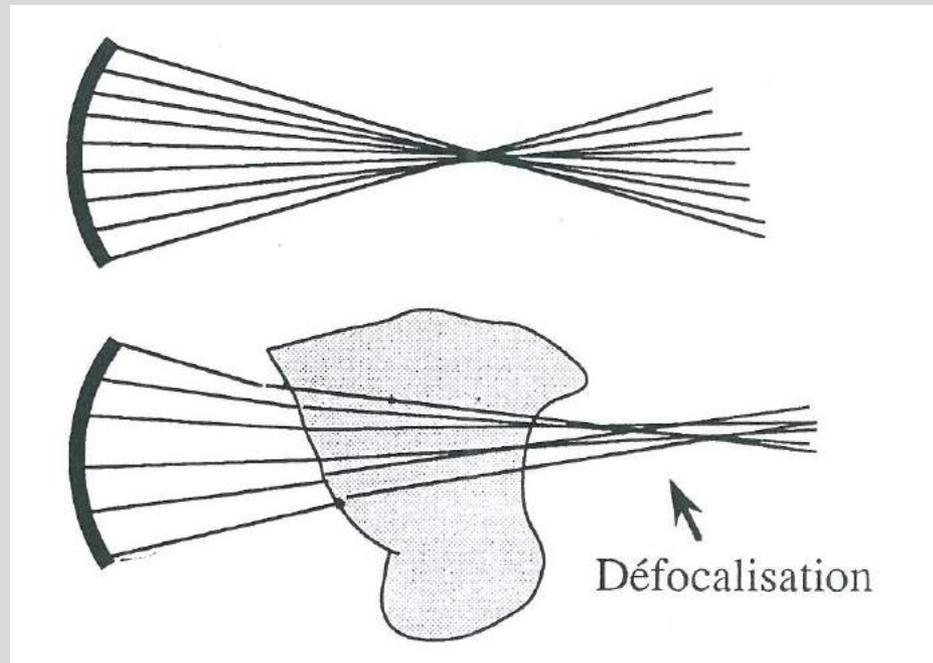
Os $c_2 = 4000$ m/s

Angle critique

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2}$$

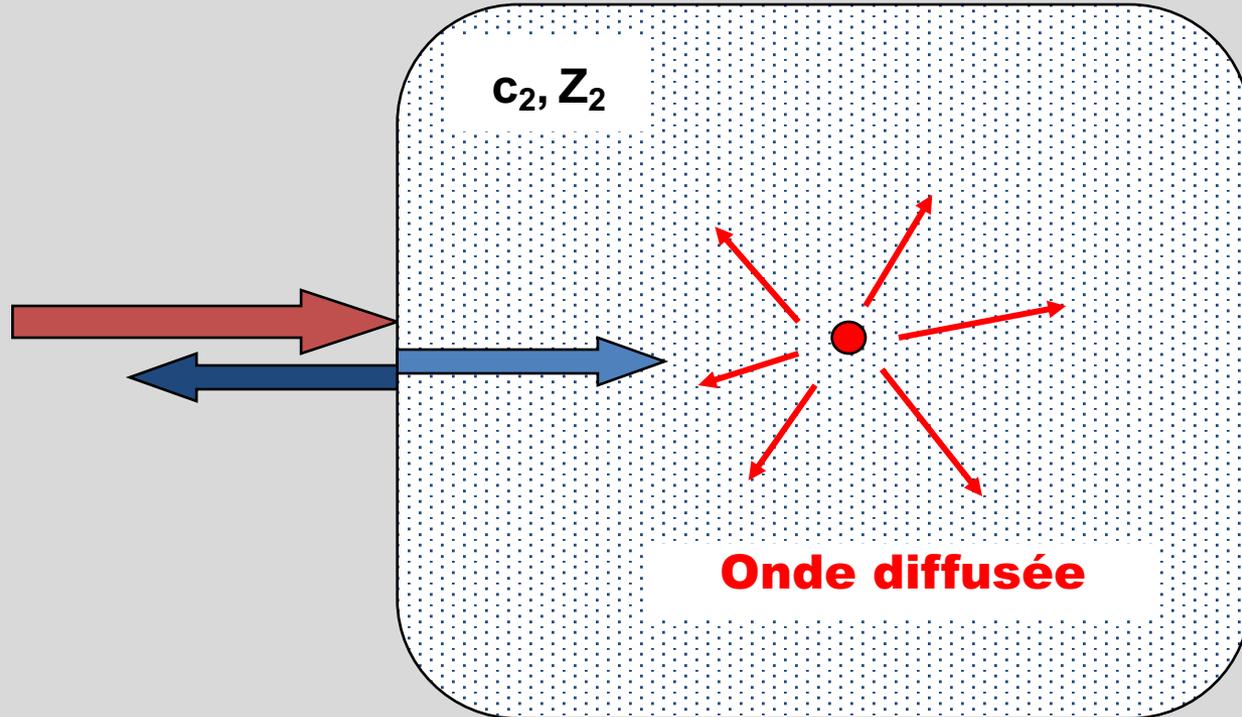
$$\sin \theta_c = \frac{1500}{4000} \Rightarrow \theta_c = \arcsin \frac{1500}{4000} = 22^\circ$$

Incidence oblique / Réfraction



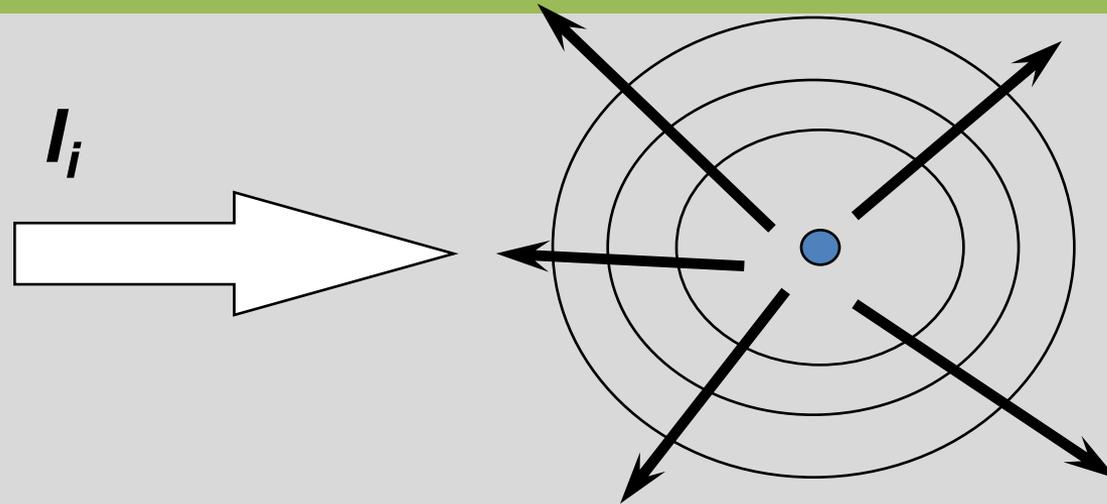
Diffusion

- Quand l'onde acoustique rencontre une cible, l'énergie est diffusée dans l'espace.



L'énergie diffusée qui revient vers l'arrière est rétrodiffusée

Diffusion



I_i : Intensité incidente (W/cm^2)
 P_d : Puissance diffusée (W)
 σ_d : section efficace de diffusion (cm^2)
(mesure la capacité de la cible à diffuser l'onde)

$$\sigma_d = \frac{P_d}{I_i}$$

La section efficace de diffusion dépend de la taille du diffuseur, et du contraste acoustique avec le milieu ambiant

Echelle dB

- Echelle de dB pour déci Bel
- C'est en fait une échelle log par rapport à I_0 la référence
- $I = 10 \times I_0$ alors I vaut 1 Bel soit 10 dB
- $I = 100 \times I_0$ alors I vaut 2 Bel soit 20 dB
- $I = 10^{-4} \times I_0$ alors I vaut -4 Bel soit -40 dB
- **Intensité en dB = $10 \log (I/I_0)$**

Echelle dB

- Pour les amplitudes :
- La puissance est le carré des amplitudes de pression donc :
- Intensité en dB = $10 \log (I/I_0) = 10 \log (A^2/A_0^2)$
- soit Intensité en dB = $20 \log (A/A_0)$

- Les 2 façons de calculer sont équivalentes.

Echelle dB

Exemple

- $I = 1W$
- $I_0 = 1mW$
- Que vaut I en dB ?

Echelle dB

Exemple

- $I = 1W$
- $I_0 = 1mW$
- Que vaut I en dB ?

Réponse : 30 dB car $I/I_0 = 1000 = 10^3$

Echelle dB

Exemple

- $p = 200 \text{ Pa}$
- $p_0 = 10^5 \text{ Pa}$
- Que vaut p en dB par rapport à p_0 ?
- Rq : $\log 2 = 0,3$

Echelle dB

- Exercice
- $p = 200 \text{ Pa}$
- $p_0 = 10^5 \text{ Pa}$
- Que vaut p en dB par rapport à p_0 ?
- Rq : $\log 2 = 0,3$

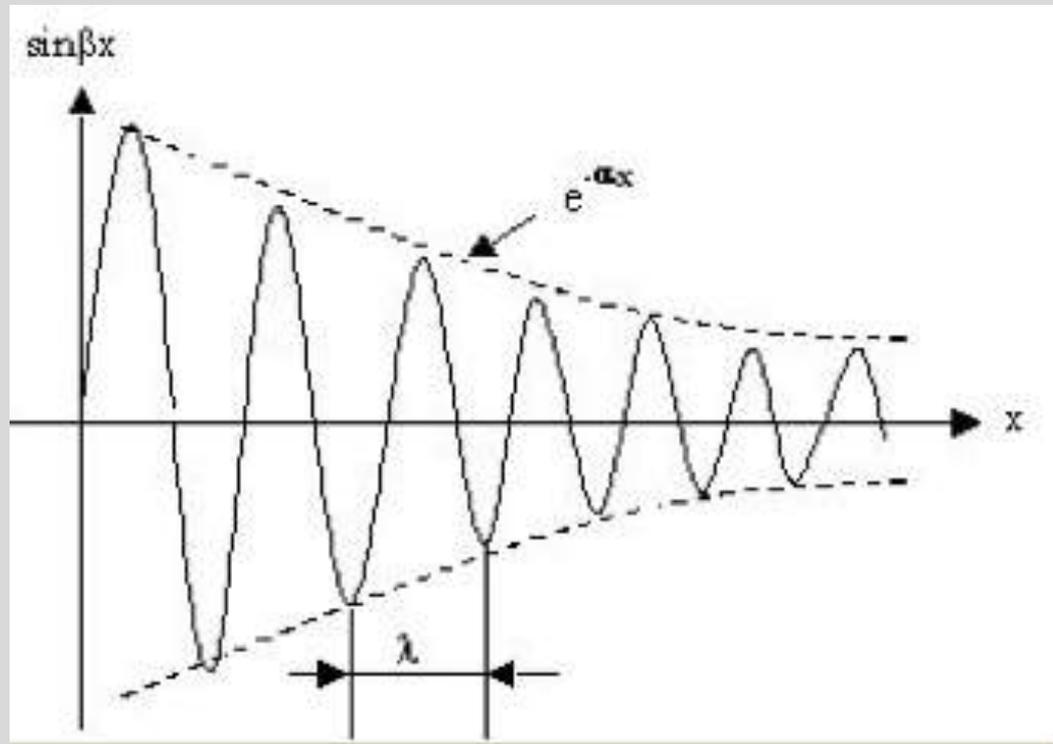
$$\text{Réponse : } p/p_0 = 2 \cdot 10^2/10^5 = 2 \cdot 10^{-3}$$

$$\text{Donc } \log (p/p_0) = 0,3-3 = -2,7$$

$$\text{Donc } p/p_0 = 20 \times (-2,7) = -54 \text{ dB}$$

Atténuation des ondes ultrasonores

- Amplitude décroît avec la propagation

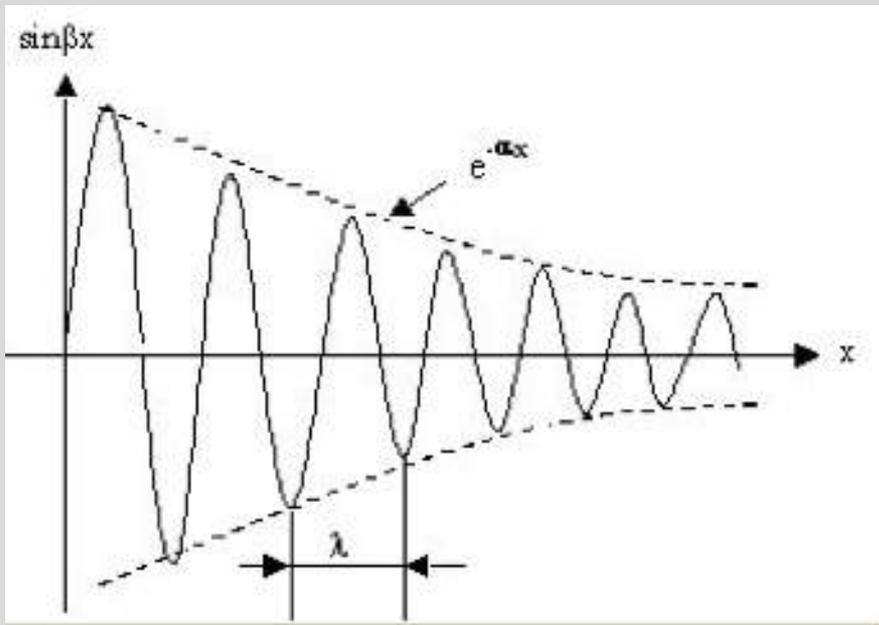


$$P_{(x+d)} = P_{(x)} \cdot 10^{-\frac{\alpha \cdot d \cdot f}{20}}$$

$$I_{(x+d)} = I_{(x)} \cdot 10^{-\frac{\alpha \cdot d \cdot f}{10}}$$

Atténuation des ondes ultrasonores

- Amplitude décroît avec la propagation



$$P_{(x+d)} = P_{(x)} \cdot 10^{-\frac{\alpha \cdot d \cdot f}{20}}$$

$$I_{(x+d)} = I_{(x)} \cdot 10^{-\frac{\alpha \cdot d \cdot f}{10}}$$

$$Att(dB) = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{(x+d)}}{P_{(x)}} \right) = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{I_{(x+d)}}{I_{(x)}} \right) = -\alpha \cdot d \cdot f$$

(d en cm, f en MHz, α = en dB/cm/MHz)

Atténuation des ondes ultrasonores

- $I(x) = I_0 \exp(-\alpha f x)$
- α typique de 1 dB/cm/MHz
- Exemple: différence de puissance entre échos venant de 2 cibles identiques à 2 cm et 12 cm à 4 MHz ? NB : $\alpha = 0,8 \text{ dB/MHz.cm}^{-1}$

Atténuation des ondes ultrasonores

- $I(x) = I_0 \exp(-\alpha f x)$
- α typique de 1 dB/cm/MHz
- Exemple: différence de puissance entre échos venant de 2 cibles identiques à 2 cm et 12 cm à 4 MHz ? NB : $\alpha = 0,8 \text{ dB/MHz.cm}^{-1}$
- Réponse : Trajet supplémentaire $2 \times 10 = 20 \text{ cm}$ à 4 MHz. Atténuation : $0,8 \times 20 \times 4 = 64 \text{ dB}$.
- Les échos peuvent être -120 dB voire -140 dB sous le niveau d'émission.

Atténuation

Exemple : Atténuation en mode écho

Atténuation en mode écho pour une fréquence ultrasonore $f=5\text{MHz}$
profondeur $z=5\text{ cm}$
Pente d'atténuation $\beta=1\text{ dB/MHz.cm}$

$$A(\text{dB}) = 2\beta fz$$

$$A(\text{dB}) = 1 \times 5 \times (2 \times 5) = 50 \text{ dB}$$

Atténuation en mode écho pour une fréquence ultrasonore $f=12\text{MHz}$



$$A(\text{dB}) = 1 \times 12 \times (2 \times 5) = 120 \text{ dB}$$

L'atténuation limite la profondeur d'exploration

Compromis : Profondeur / Résolution

- **L'atténuation amène à faire le compromis :
Profondeur / Résolution**

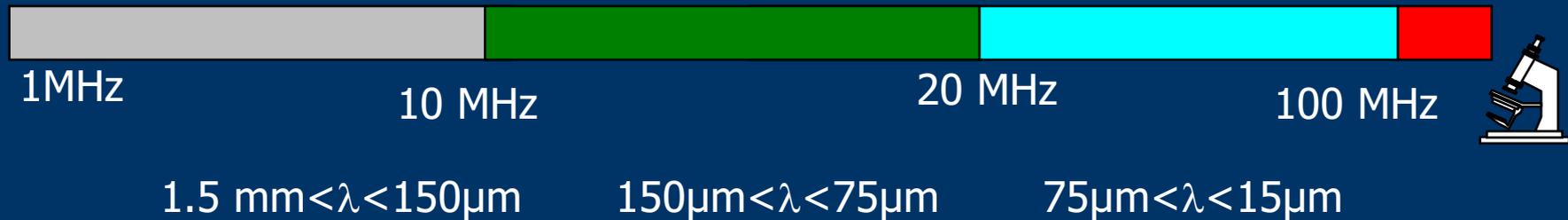
Limite théorique de résolution est donnée par la longueur d'onde ($\lambda=c/f$)

1 - La résolution est meilleure quand la fréquence augmente:
Plus haute fréquence = plus petite longueur d'onde

2 - L'atténuation est proportionnelle à la fréquence:
La profondeur d'exploration diminue quand augmente la fréquence

COMPROMIS Résolution / Profondeur d'exploration

Échelle de fréquence / Longueur d'onde / Profondeur de pénétration



Applications			
Abdomen (3.5 MHz)	Œil (10 MHz)	Peau (20 MHz)	
Cou, pédiatrie	Endocavitaire	Endovasculaire	
Muscles/tendons	(7.5-12 MHz)	(30-50 MHz)	
(5-7.5 MHz)			Œil (80 MHz)