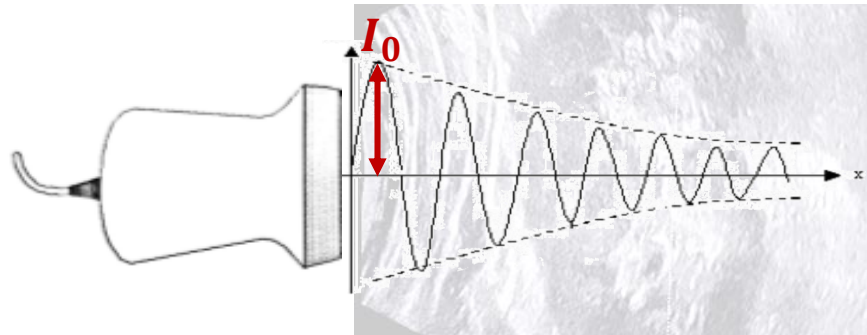




UNIVERSITÉ
DE LORRAINE

Rappel du principe physique d'une échographie



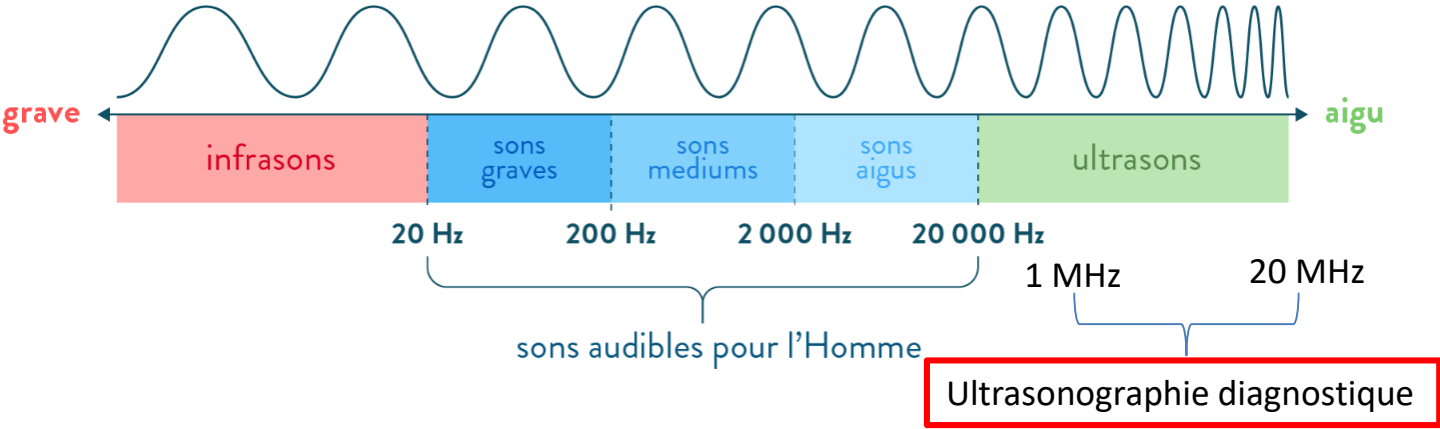
Pauline Lefebvre

Pauline.lefebvre@univ-lorraine.fr

Propagation d'ondes ultrasonores dans les tissus mous : échographie

Ondes ultrasonores

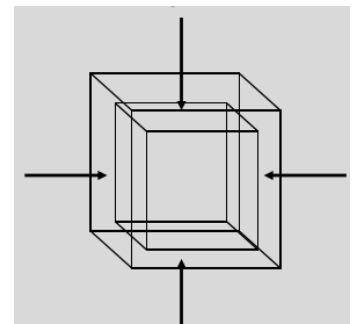
➡ Domaine fréquentiel des ondes ultrasonores (US) utilisées en échographie :



Caractéristiques du milieu de propagation (solide élastique isotrope)

- Masse volumique ρ (exprimée en kg/m^3)
- Module de compression : K (exprimé en Pa ou N/m^2)

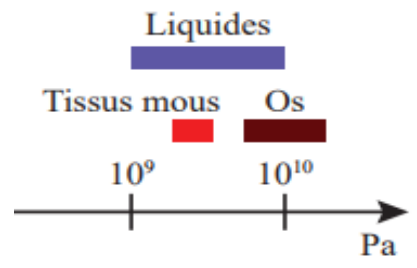
↔ Ondes longitudinales
(de compression)



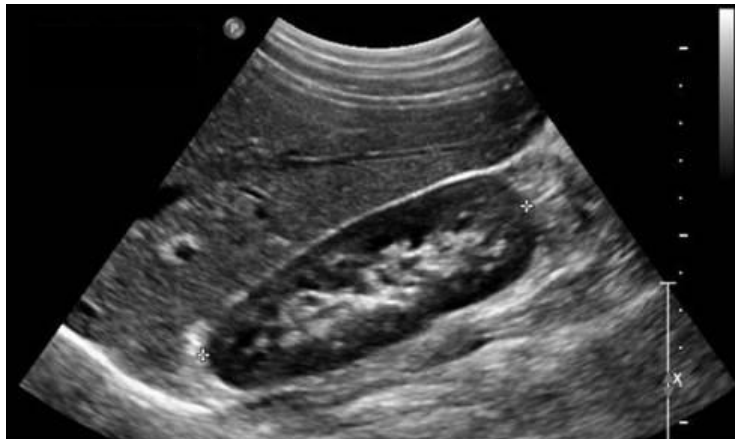
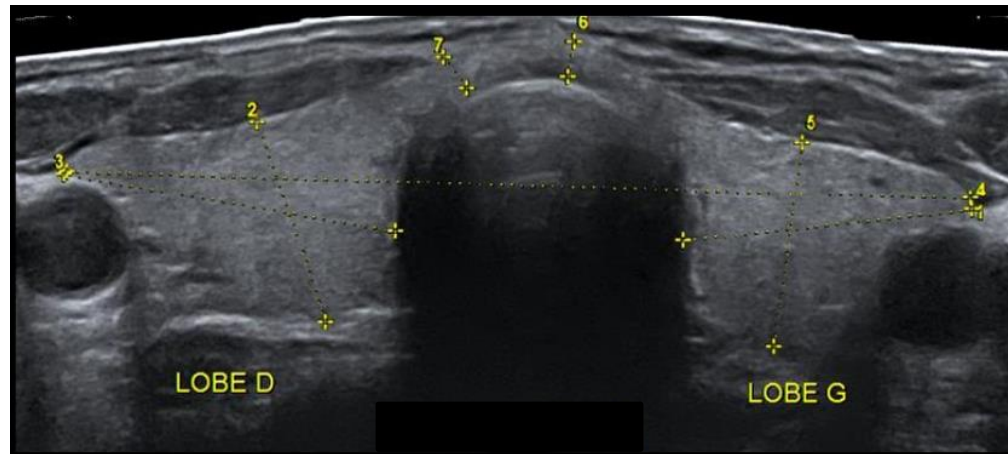
$$\Delta P = -K \frac{\Delta V}{V_0}$$

- K pratiquement constant dans les tissus mous, de l'ordre de 10^9 Pa
→ tissus (organes) mous quasiment incompressibles

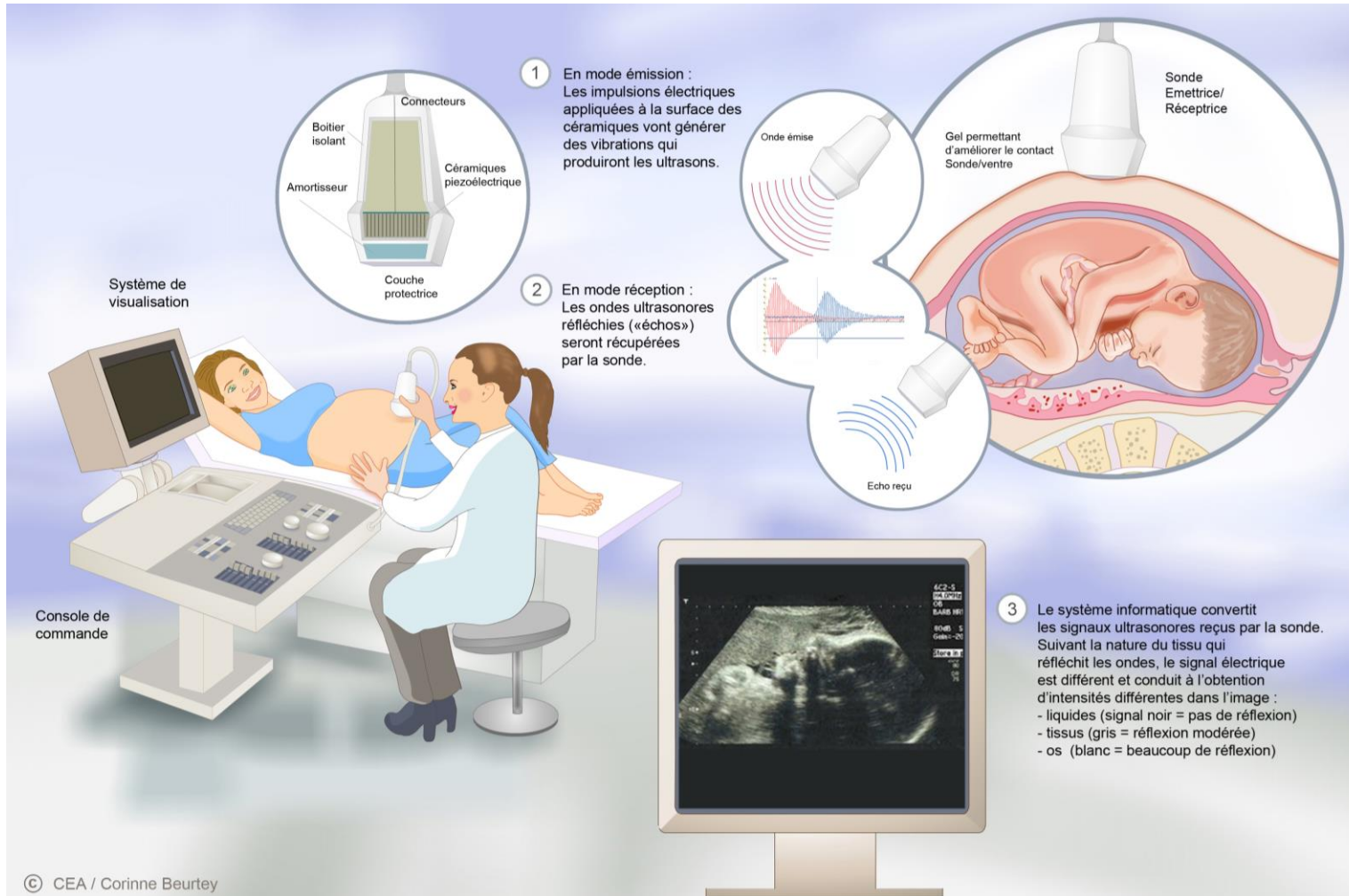
$$C_{tissus\ mous} = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \approx 1540\ m/s$$



Principe général de l'échographie



Principe général de l'échographie



Principe général de l'échographie

➤ Avantages :

- Pas de rayonnement ionisant, innocuité et rapide
- Peu coûteux et appareil mobile (~150 000€) → ~100 échographes au CHRU de Nancy
- Imagerie temps réel

➤ Inconvénients :

- Limite d'utilisation pour certains organes derrière les os
- Images *peu nettes*, très dépendantes de l'opérateur
- *Utilisation d'un gel : coefficient de transmission de l'interface air-peau très faible → atténuation forte du signal → gel avec une impédance acoustique proche de celle de la peau*

➤ Applications :

- Obstétrique, cardiologique, gynécologique, abdominale, articulations...
- Mesures du flux sanguin : écho-Doppler
- Mesures mécaniques : élastographie



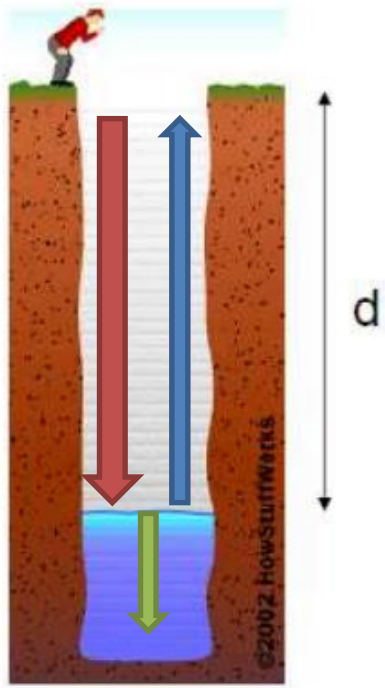
Philips



Principe physique général de l'échographie

En première approche ...

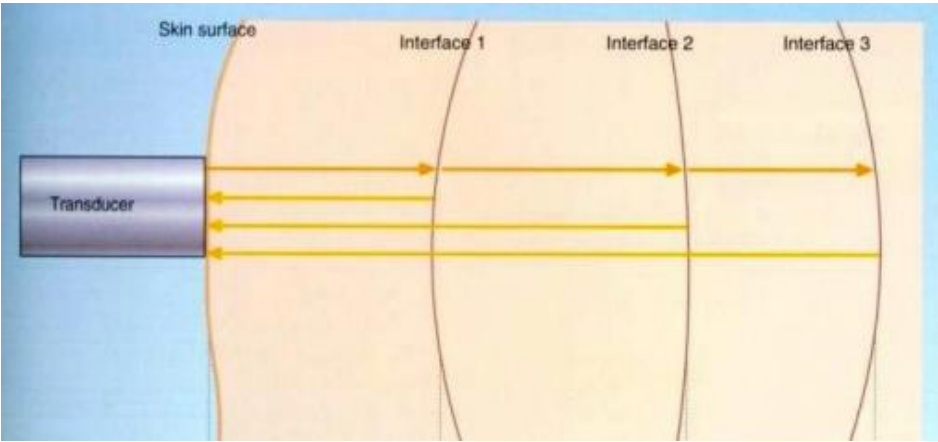
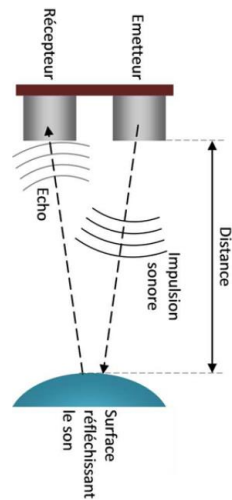
- Une impulsion d'onde sonore arrive sur une surface → l'onde incidente est **partiellement réfléchie**, et une **autre partie transmise**
- La personne sur le bord entend la partie de l'onde réfléchie = **écho**
- $2 d = c . \Delta t$
 - d : distance sonde – surface
 - Δt : durée entre l'impulsion émise et l'impulsion réfléchie (reçue)
 - c : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu
- Si on connaît c (1540 m/s dans les tissus mous) et Δt (chrono), on peut déterminer d



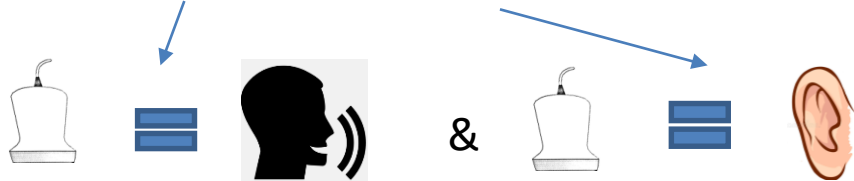
Principe physique général de l'échographie

De façon un peu plus détaillée ...

- ➡ Grâce au temps entre l'émission et la réception des ultrasons, et connaissant la vitesse de propagation de l'onde US dans les tissus (1540 m/s), l'échographe peut mesurer la distance qui sépare les différentes interfaces.

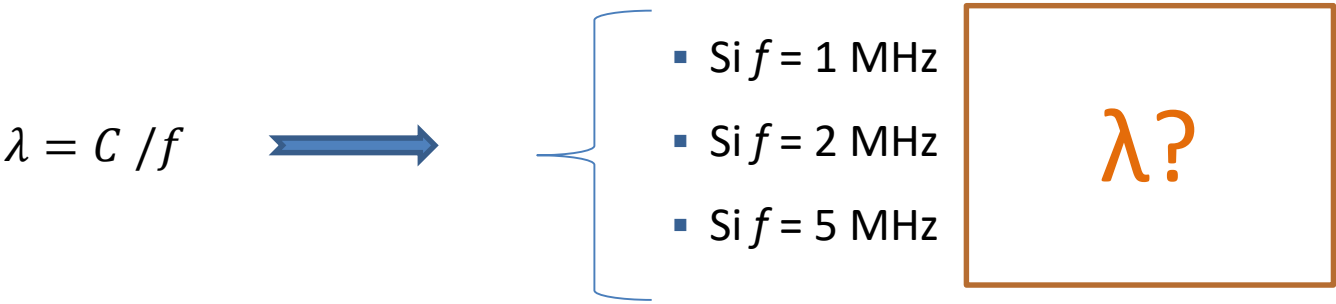


- 1 impulsion (1 émission US) = plusieurs échos → l'onde est réfléchiée à plusieurs interfaces sur son parcours.
- L'émission et la réception se font avec la même **sonde**



Longueur d'onde dans les tissus mous

Pour les tissus mous, on considère $c \sim 1540 \text{ m/s}$



- Si $f = 1 \text{ MHz}$, le plus petit élément observable à l'échographie sera de $\sim 1,5 \text{ mm}$
- En échographie, plusieurs sondes sont disponibles, avec des fréquences adaptées à l'exploration de différents organes



La fréquence de la sonde échographique détermine la résolution spatiale de l'image obtenue

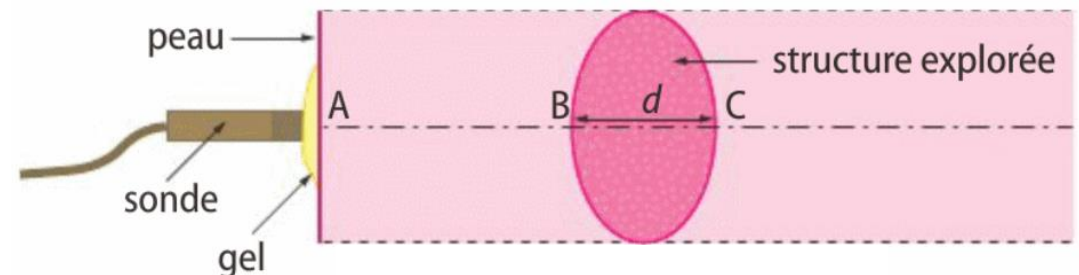
Principe physique général de l'échographie - Exemple

↳ Lors d'une échographie, la sonde émet des impulsions ultrasonores de très courte durée. La même sonde enregistre les échos renvoyés par les surfaces de séparation des différents milieux. Sur l'enregistrement ci-dessous, 1 division (div) correspond à une durée de $50 \mu\text{s}$.

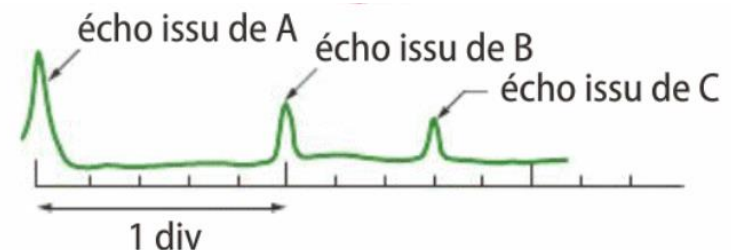
- 1) Déterminer la durée qui s'écoule entre la réception des échos issus de B et de C.
- 2) Calculer la dimension d de la structure explorée dans les tissus mous, sachant que la vitesse de propagation des ultrasons dans ces tissus est de l'ordre de $1,5 \cdot 10^3 \text{ m/s}$

1) 3 segments = $30 \mu\text{s}$. Il y a $30 \mu\text{s}$ entre la réception des 2 échos.

$$2) d = 30 \cdot 10^{-6} \cdot 1.50 \cdot 10^3 / 2 \\ \rightarrow d = 2.2 \text{ cm}$$



Enregistrement
de la sonde :

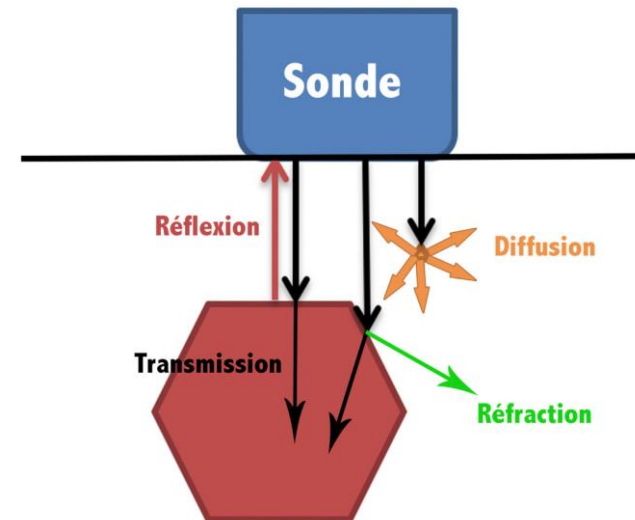


Quelles sont les interactions subies par un faisceau d'ultrasons (US) dans un milieu hétérogène ?

3 types d'interactions

- Dans un milieu hétérogène (corps humain), 3 mécanismes sont responsables de l'atténuation globale du faisceau US au cours de sa propagation :

1. Réflexion-réfraction
2. Absorption
3. Diffusion



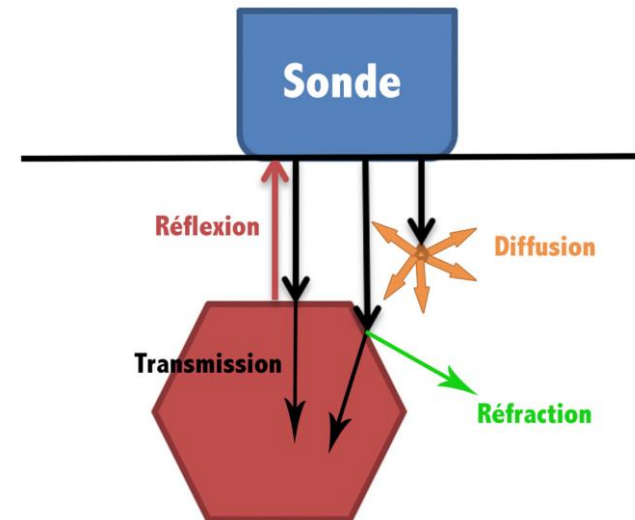
3 types d'interactions

- Dans un milieu hétérogène (corps humain), 3 mécanismes sont responsables de l'atténuation globale du faisceau US au cours de sa propagation :

1. **Réflexion-réfraction**

2. Absorption

3. Diffusion



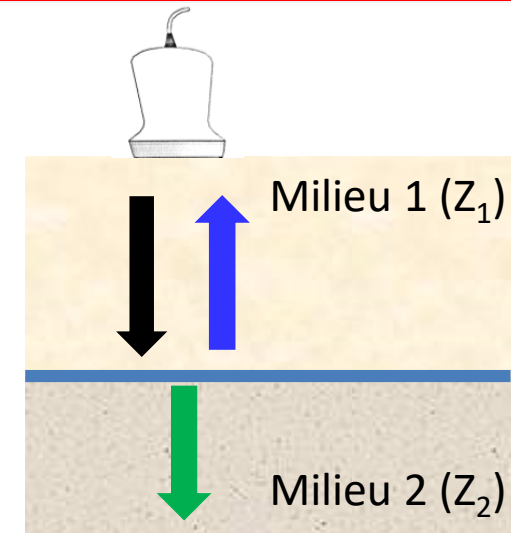
Vocabulaire : Réflexion, réfraction et transmission

- **En incidence normale**, à l'interface entre deux tissus :

→ Onde incidente

→ Onde réfléchie

→ Onde transmise

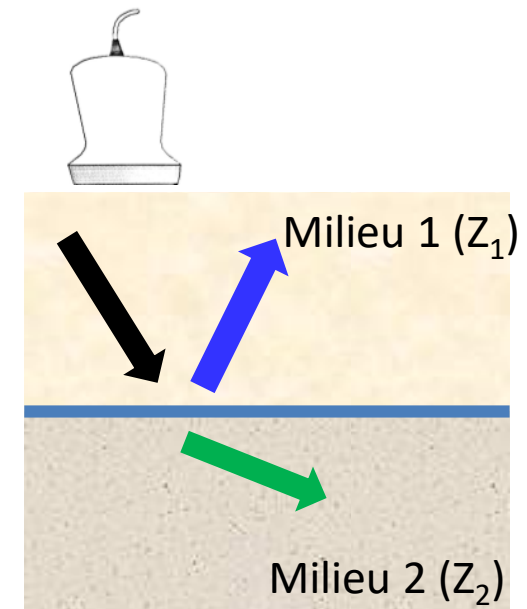


- **Si faisceau incident incliné**, à l'interface entre deux tissus :

→ Onde incidente

→ Onde réfléchie

→ Onde réfractée



Réflexion et transmission

Notion d'impédance acoustique

- L'**impédance acoustique Z** ($\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$) représente la résistance d'un milieu à la propagation de l'onde ultrasonore.
- Elle s'exprime comme le produit de la masse volumique **ρ** du milieu de propagation et de la célérité ultrasonore **c** .



$$Z = \rho \cdot c = \rho \cdot \frac{\lambda}{T} = \rho \cdot \lambda \cdot f$$

kg.m^{-3} m.s^{-1}

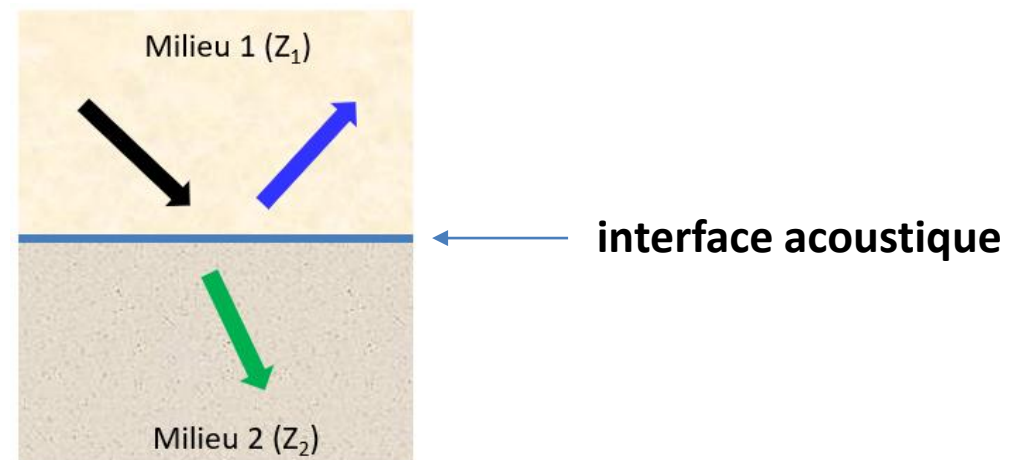
$[Z] = \text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$

Milieu	Impédance (* $10^6 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$)
Air	$4,4 * 10^{-4}$
Eau (à 20°)	1.48
Sang	1.66
Rein/rate	1.62
Foie	1.63 à 1.67
Muscle	1,70
Graisse	1,35
Os	3.65 à 7.09

Réflexion et transmission/réfraction

Interface acoustique entre 2 milieux

- Une **interface acoustique** est définie comme étant la frontière entre deux milieux présentant des impédances acoustiques différentes
- Une interface est caractérisée par :
 - La **différence d'impédance** entre les deux milieux (contraste acoustique)
 - Son **orientation** par rapport à l'axe du faisceau
 - Ses **dimensions** par rapport à la longueur d'onde du faisceau ultrasonore incident

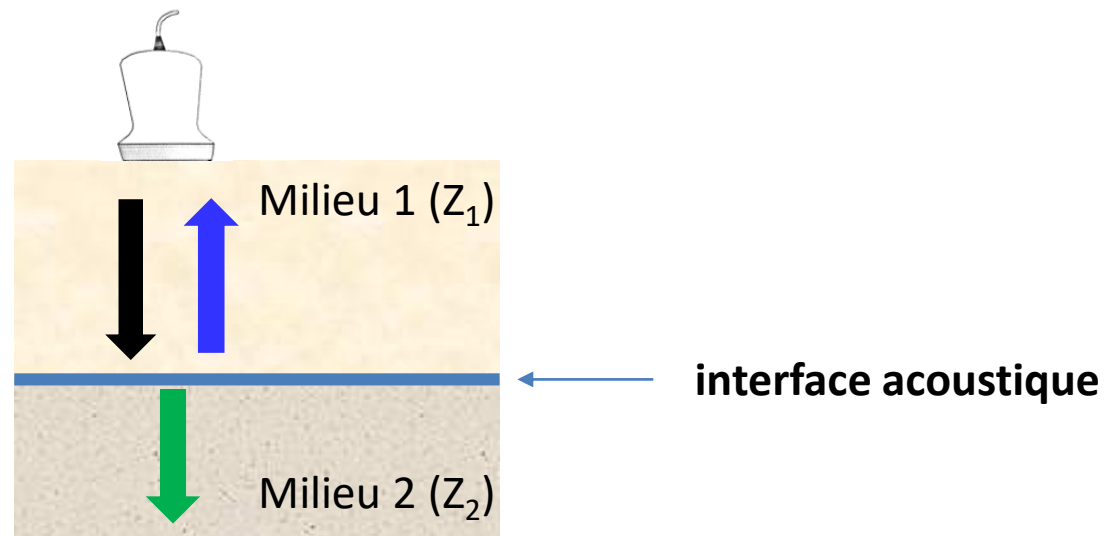


Réflexion et transmission/réfraction

Interface acoustique entre 2 milieux

- A l'interface acoustique entre deux tissus (par exemple foie $Z_1 = 1,63 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ et graisse $Z_2 = 1,35 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$), le faisceau US est en partie réfléchi, en partie transmis

C'est le principe physique de base permettant la formation des images en échographie



Les réflexions (échos) en échographie donnent les limites anatomiques des organes (contours) sur l'image finale

Réflexion et transmission/réfraction

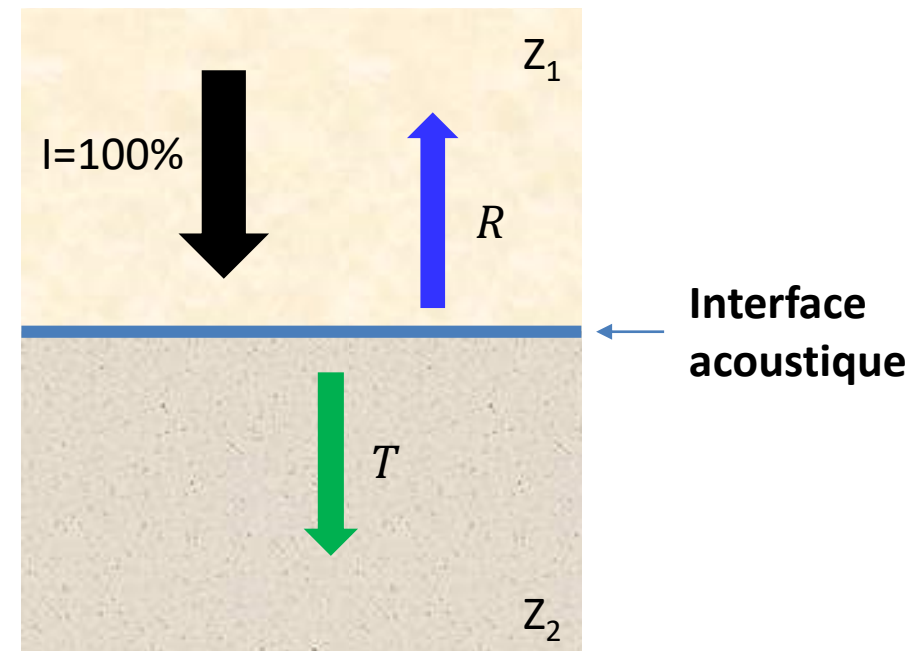
Réflexion en incidence normale

- Coefficients de réflexion et transmission :

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

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

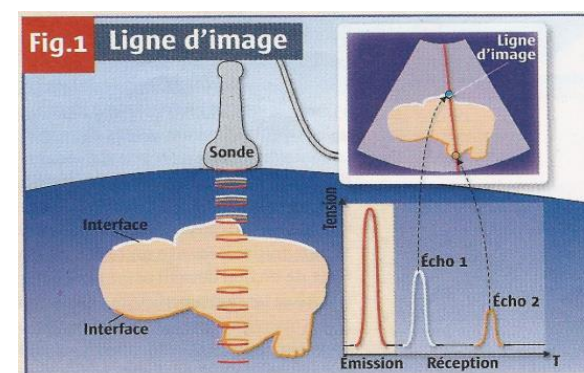
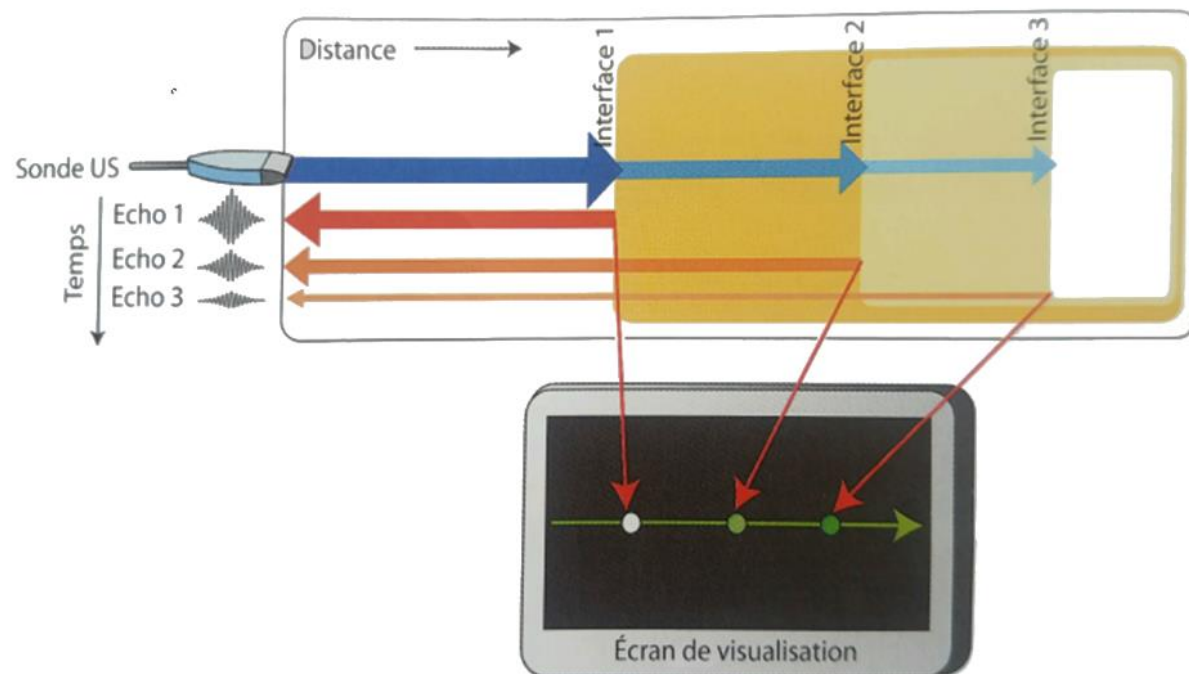
$$R + T = 1$$



Plus $\Delta Z = Z_1 - Z_2$ augmente (i.e. la différence d'impédance acoustique entre les 2 milieux est grande), plus l'énergie réfléchie est importante (R est grand), et plus l'écho apparaîtra en surbrillance (blanc) sur l'image échographique finale

Réflexion et transmission/réfraction

Echo et amplitude



L'amplitude d'un écho mesuré par la sonde (= contraste sur l'image finale) est proportionnelle au coefficient de réflexion de l'onde, à l'interface acoustique rencontrée



Réflexion et transmission/réfraction

Echo et amplitude

L'amplitude de l'écho (= contraste sur l'image finale) est proportionnelle au coefficient de réflexion de l'onde :



Réflexion et transmission/réfraction

Exemple : interface tissu mou / tissu mou

- Graisse : $Z_g = 1.35 * 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$
- Muscle : $Z_m = 1.70 * 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$

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

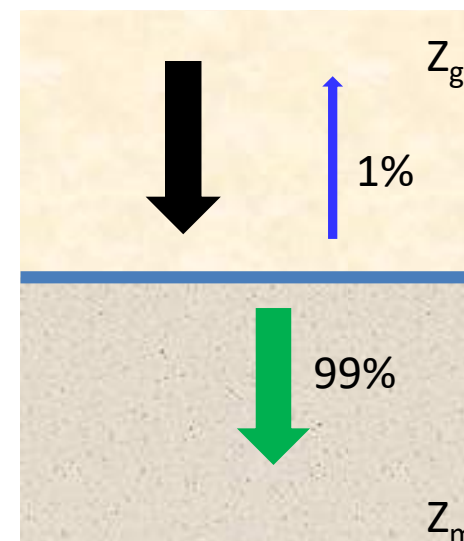
$$R = \frac{(Z_m - Z_g)^2}{(Z_m + Z_g)^2} = \frac{(1.35 - 1.70)^2}{(1.35 + 1.70)^2} = 1.3 * 10^{-2}$$

$$T = 1 - R \approx 1$$

➔ Proportion de l'énergie réfléchie est faible $\approx 1\%$

Valeur réfléchie très faible :

- elle est cependant optimale pour l'échographie, car elle permet de garder une forte proportion de l'énergie pour l'exploration des structures sous-jacentes.
- Cela suppose néanmoins que les sondes échographiques soient très sensibles.



Réflexion et transmission/réfraction

Exemple : interface tissu mou / air

- Air : $Z_{air} = 440 \text{ kg/m}^2/\text{s}$
- Muscle : $Z_m = 1.70 * 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$

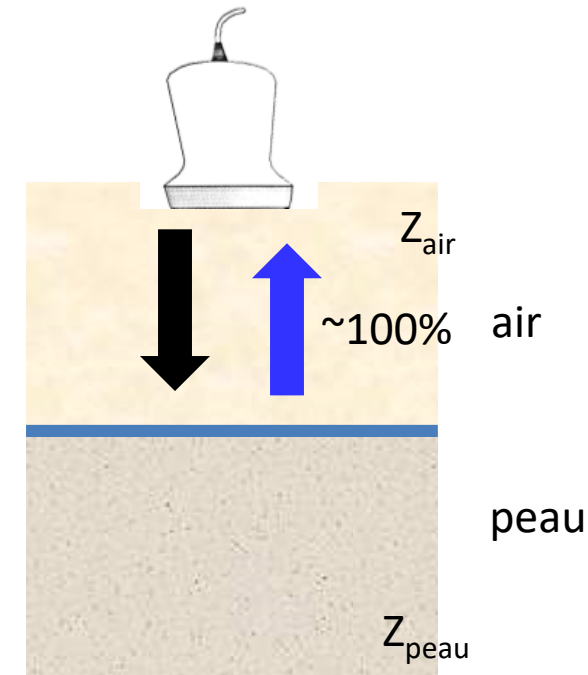
$$R = \frac{\text{Intensité Réfléchie}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

- $R = \frac{(Z_m - Z_f)^2}{(Z_m + Z_f)^2} = \frac{(1.7 - 4.4 * 10^{-4})^2}{(1.7 + 4.4 * 10^{-4})^2} = 0.999 \approx 1$
- $T \approx 0$

➡ Réflexion totale de l'onde incidente

➡ Les ultrasons ne sont pratiquement pas transmis de l'air à la peau

Il faut éviter tout film d'air entre la sonde et le milieu à étudier → **gel échographique** (impédance acoustique proche de celle de la peau)



Réflexion et transmission/réfraction

Exemple : interface tissu mou / os (côtes, crâne)

- Os : $Z_{os} = 7 * 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$
- Muscle : $Z_m = 1.70 * 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$

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

$$R = \frac{(Z_m - Z_f)^2}{(Z_m + Z_f)^2} = \frac{(7 - 1.7)^2}{(7 + 1.7)^2} = 0.37$$

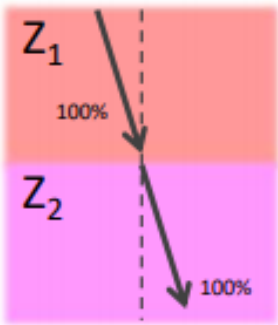
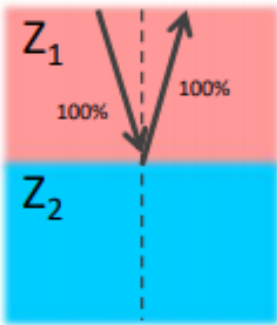
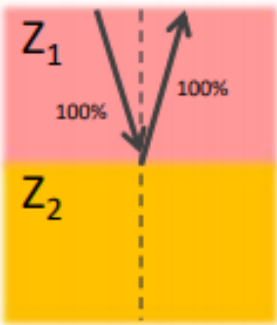
$$T = 1 - 0.37 = 0.63$$



Réflexion importante de l'onde incidente d'environ 40%

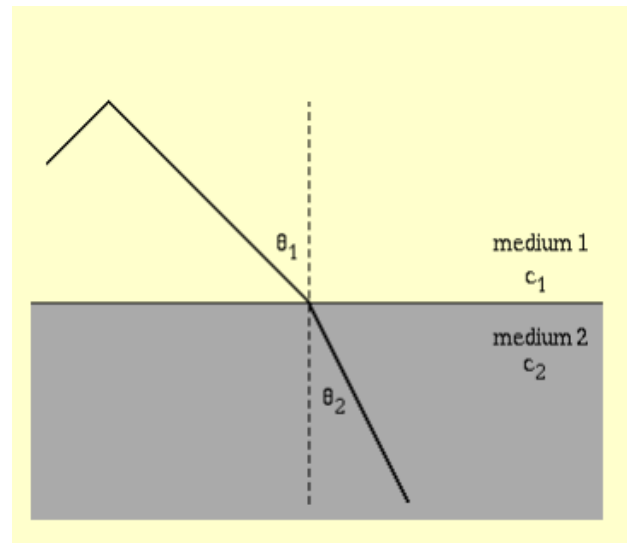
Réflexion et transmission/réfraction

Réflexion : En Bilan

	$Z_1 \approx Z_2$	$Z_1 \ll Z_2$	$Z_1 \gg Z_2$
R	$R \rightarrow 0$	$R \rightarrow 1$	$R \rightarrow 1$
T	$T \rightarrow 1$	$T \rightarrow 0$	$T \rightarrow 0$
Concl.	Pas de réflexion, tt est transmis $\Rightarrow$ Interface transparente aux US $\Rightarrow$ Difficile de distinguer les 2 milieux	- Le faisceau incident est réfléchi $\Rightarrow$ L'interface est impénétrable $\Rightarrow$ On distingue les 2 milieux - Inconvénient : obsv. d'un milieu Z_3 après Z_2.	
Schémas			

Réflexion et transmission/réfraction

Incidence oblique : réfraction



Réfraction : phénomène par lequel la direction de propagation d'une onde est modifiée quand elle traverse une interface séparant deux milieux différents sous incidence oblique

La réfraction provient des petites variations de vitesse de l'onde US dans les différents tissus
Mais la direction de l'onde US est peu modifiée (par exemple, à l'interface graisse / muscle $\sim 0,3^\circ$)
→ A l'origine d'artefacts sur l'image échographique

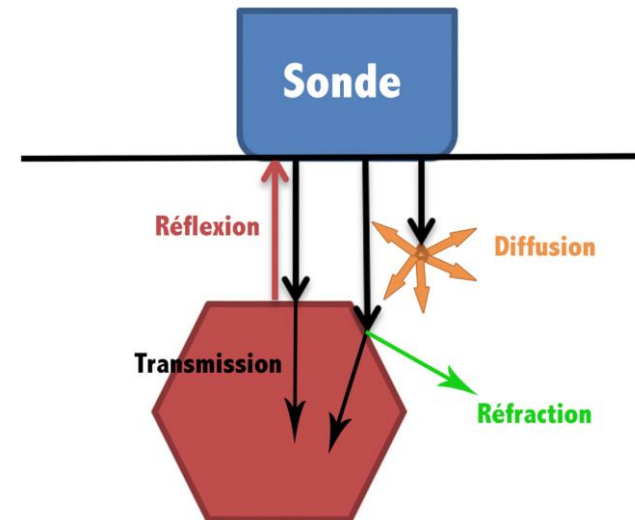
3 types d'interactions

- Dans un milieu hétérogène (corps humain), 3 mécanismes sont responsables de l'atténuation globale du faisceau US au cours de sa propagation :

1. Réflexion-réfraction

2. **Absorption**

3. Diffusion



Atténuation par absorption

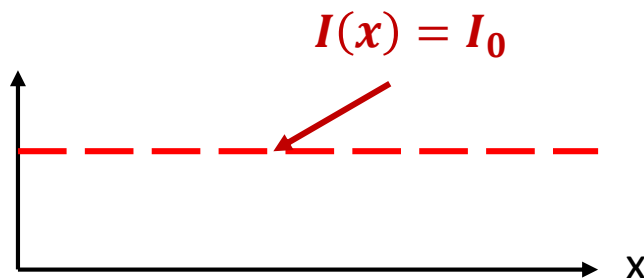
- Lors de la propagation de l'onde, une partie de l'énergie US est **absorbée** par le milieu
 - Cette énergie acoustique de l'onde est convertie sous forme de chaleur (frottement visqueux des couches de fluide)
 - La diminution de l'intensité du faisceau suit une loi exponentielle (appelée loi de Beer-Lambert) :



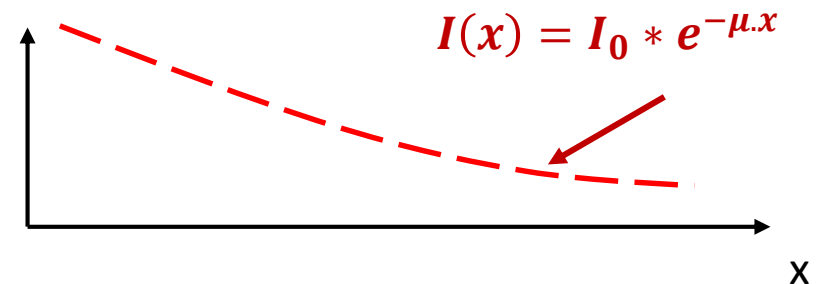
$$I(x) = I_0 * e^{-\mu \cdot x}$$

μ : coefficient d'atténuation linéaire (cm⁻¹)

Sans absorption

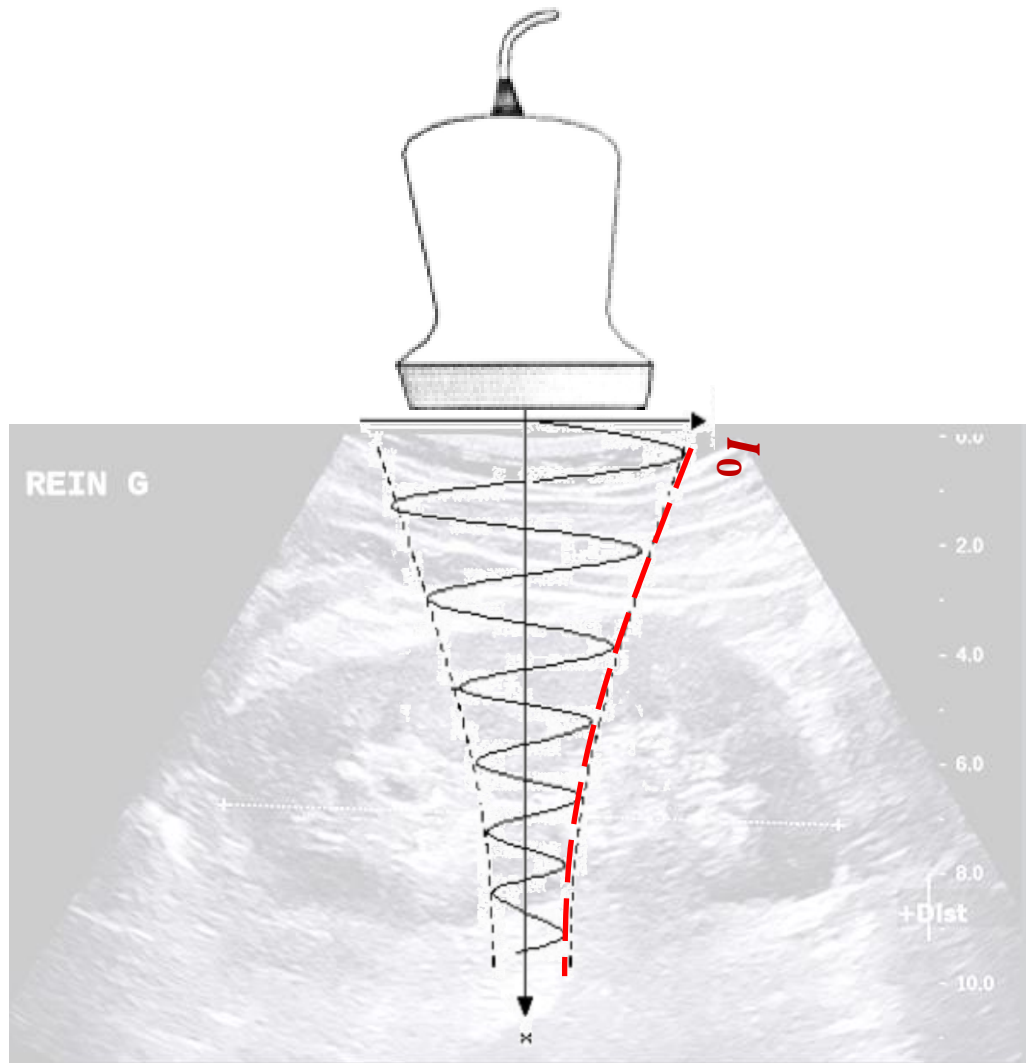


Avec absorption



En pratique ...

Atténuation par absorption dans les tissus



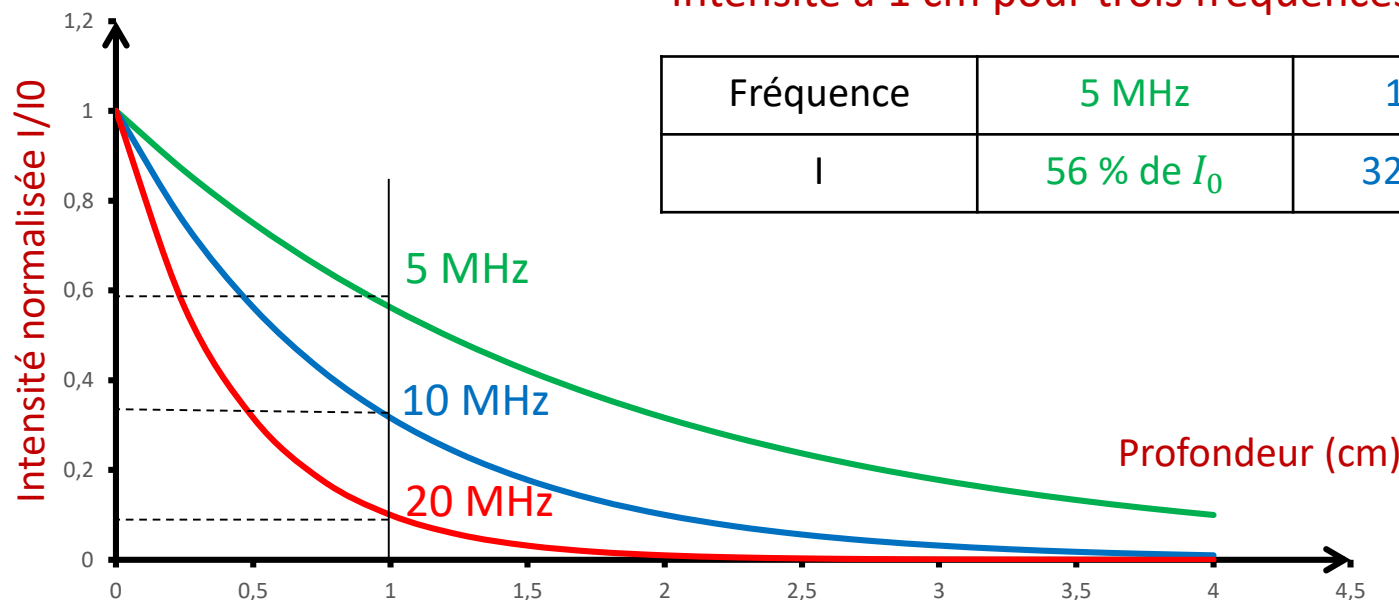
Le faisceau ultrasonore perd de l'énergie au cours de sa propagation dans le tissu imagé
→ Le faisceau est atténué

→ Exactement le même principe que pour une onde sonore (son produit par votre voix) qui est atténuée au cours de sa propagation

Influence de la fréquence d'émission sur l'atténuation

Intensité à 1 cm pour trois fréquences :

Fréquence	5 MHz	10 MHz	20 MHz
I	56 % de I_0	32 % de I_0	10 % de I_0



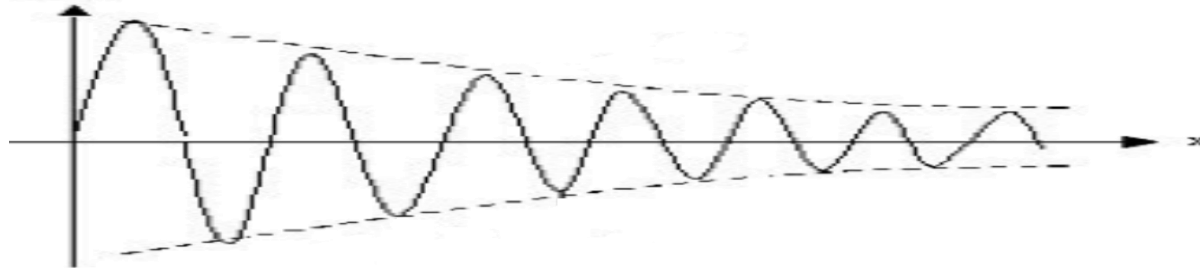
- L'absorption du faisceau US dépend de la fréquence de l'onde : $\mu(f)$
→ Plus la fréquence est élevée, plus l'absorption sera importante ❤️
- Fréquences élevées : étude des organes superficiels
- Fréquences basses : étude des organes profonds

Analogie avec le son

Sons graves (=basses
d'une musique)



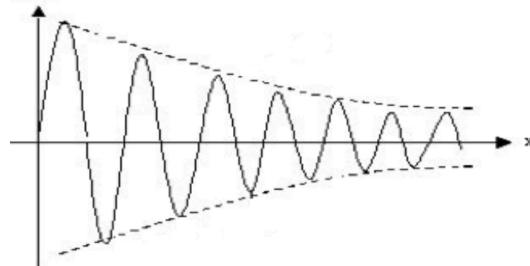
Grande portée, i.e.
entendu à une grande
distance



Sons aigus



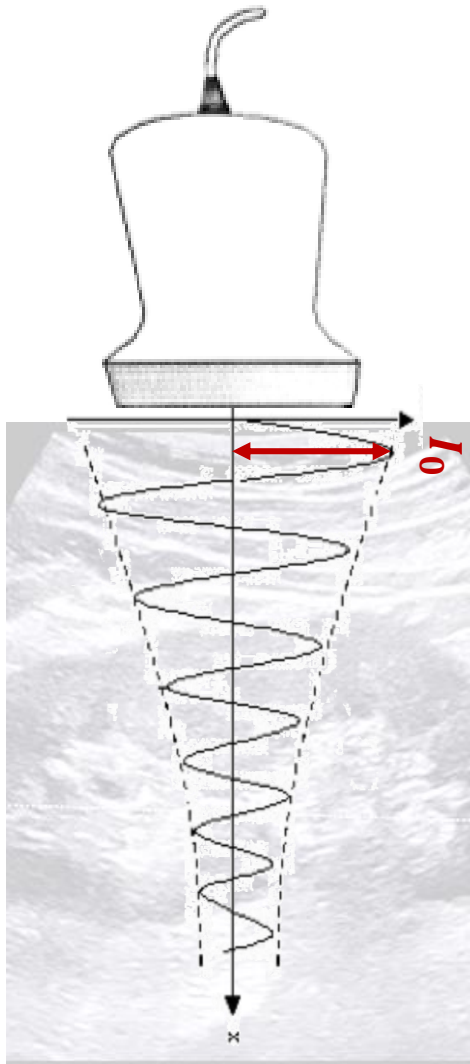
Très vite atténués



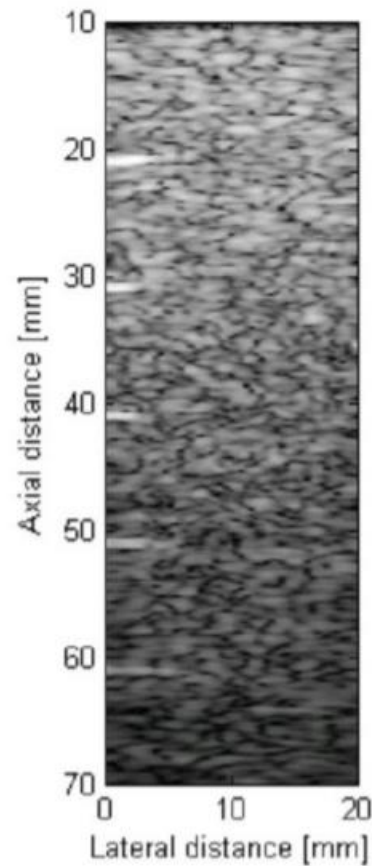
En échographie :

- Fréquences élevées : étude des organes superficiels
- Fréquences basses : étude des organes profonds

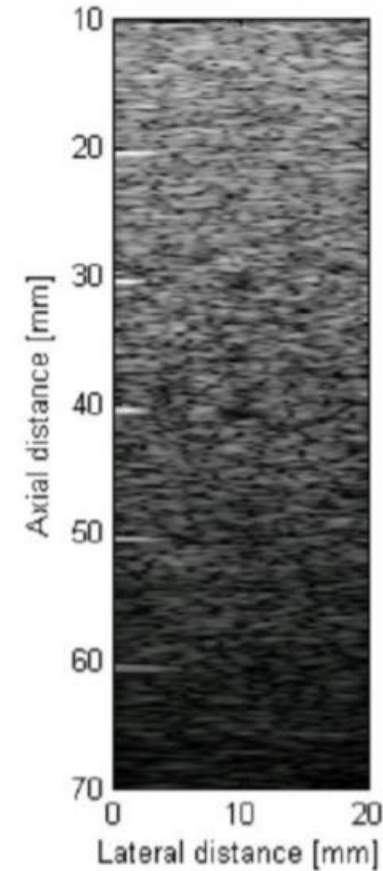
Influence de la fréquence d'émission sur l'atténuation



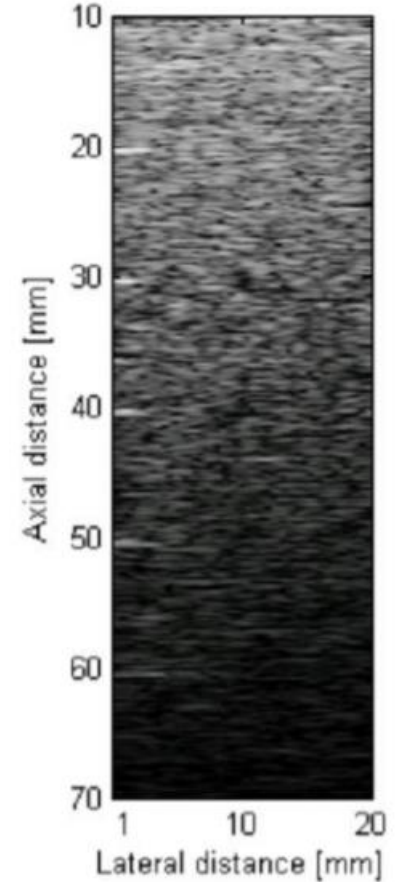
3 MHz



6 MHz



9 MHz



Coefficient d'atténuation en dB

- On considère un faisceau US traversant un milieu, où l'intensité initiale est I_0 et est égale à $I(x)$ à une distance x . Cette atténuation suit la loi de Beer-Lambert :

$$\frac{I(x)}{I_0} = e^{-\mu \cdot x}$$

$\ln(e^a) = a$ et $\log(a) = \frac{\ln(a)}{\ln(10)}$

μ : coefficient d'atténuation linéaire (cm^{-1})

- On peut exprimer cette atténuation ainsi :

$$A_{db}(x) = 10 \cdot \log\left(\frac{I(x)}{I_0}\right) = \frac{10}{\ln 10} \cdot \ln\left(\frac{I(x)}{I_0}\right) = \frac{10}{\ln 10} \cdot (-\mu x) = -4,34 \mu x$$

- ➔ On peut calculer le coefficient d'atténuation α en $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ correspondant au coefficient d'atténuation linéaire μ en cm^{-1} :

$$A_{db}(x) = -\alpha \cdot x$$

(dB) ($\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$) (cm)

$$\alpha = 4,34 * \mu$$

($\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$) (cm^{-1})

Coefficient d'atténuation en dB - Bilan

➔ Coefficient d'atténuation α en dB.cm^{-1} correspondant au coefficient d'atténuation linéaire en cm^{-1} :

$$\alpha = 4.34 * \mu$$

(dB.cm⁻¹) (cm⁻¹)

➔ Atténuation A_{dB} du faisceau en un point x du trajet du faisceau :

$$A_{\text{dB}}(x) = -\alpha \cdot x$$

(dB) (dB.cm⁻¹) (cm)

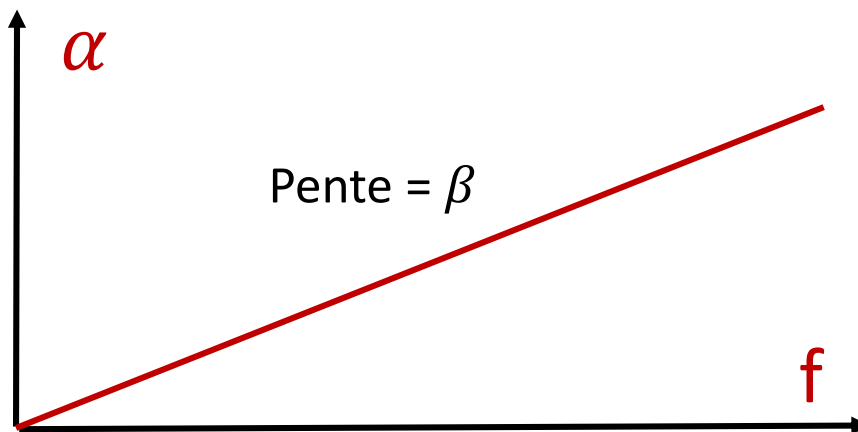
Coefficient d'atténuation et fréquence

- Dans les tissus mous, le coefficient d'atténuation α (dB.cm⁻¹) est proportionnel à la fréquence de l'onde US :

$$\alpha = \beta \cdot f$$

(dB.cm⁻¹) (dB.cm⁻¹.MHz⁻¹) (MHz)

$$A_{db}(x) = -\alpha \cdot x = -\beta \cdot x \cdot f$$



Plus la fréquence de la sonde US sera élevée, plus l'atténuation du faisceau sera importante

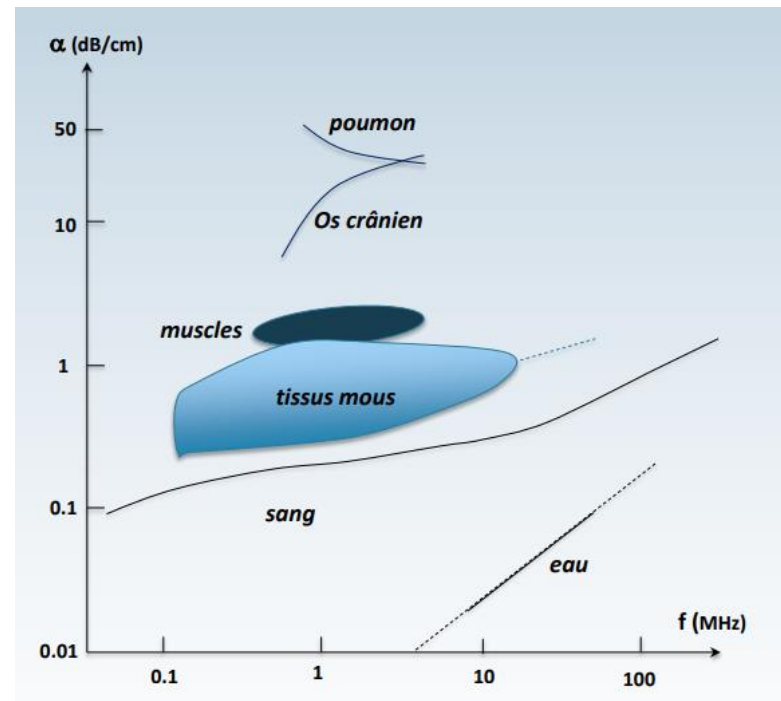
Absorption et tissus

- En moyenne dans les tissus $\beta = 1 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$

Tissu	$\beta (1 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1})$
Eau	0
Sang	0,2
Os cortical	5
Graisse	0,8
Foie	0,6-0,9
Muscle	0,5-1,5
Peau	2-4

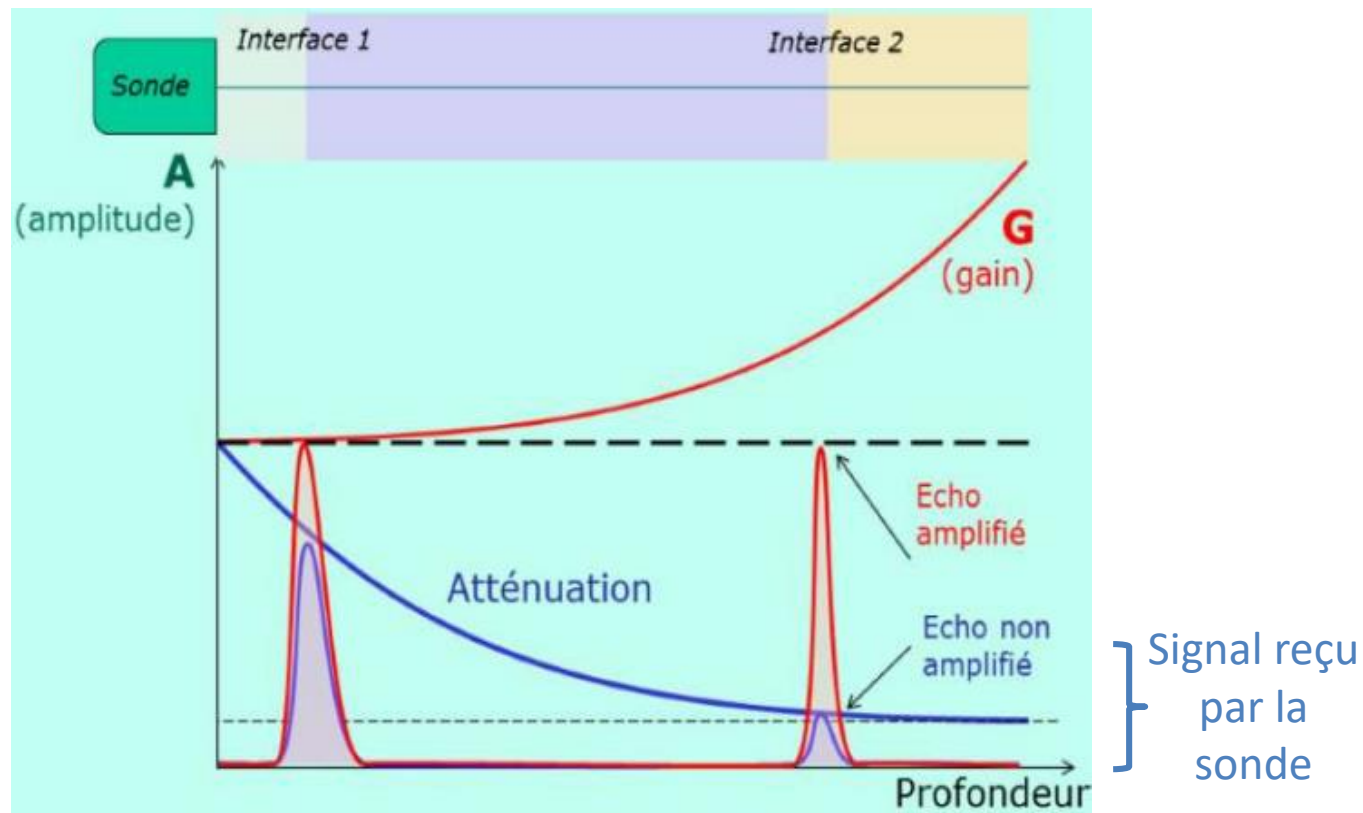
Atténuation

- ↪ L'atténuation est **compensée automatiquement** lors d'une échographie, car elle n'apporte pas d'informations « médicales »
- ↪ Elle ne tient pas compte de la nature des tissus traversés, mais uniquement de la profondeur (on considère $\beta \sim 1 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$)
- ↪ Apparition dans certains cas d'artéfacts liés à cette compensation



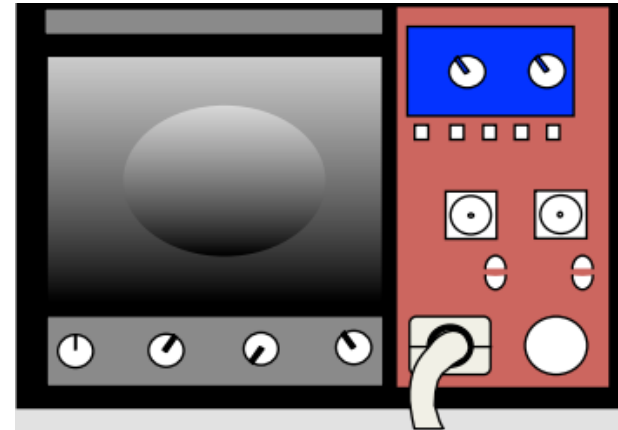
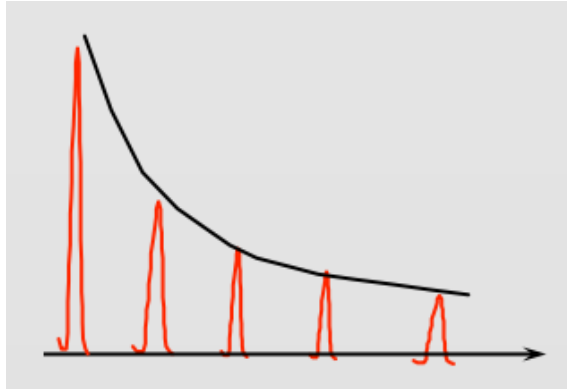
Atténuation

- ➡ L'atténuation est **compensée automatiquement**, en post-processing, à l'aide d'un gain numérique G ♥

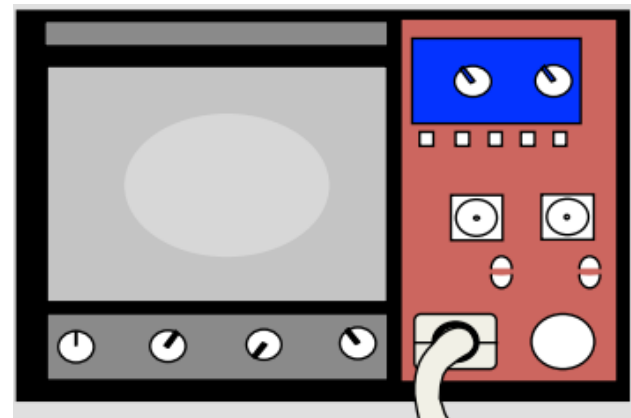
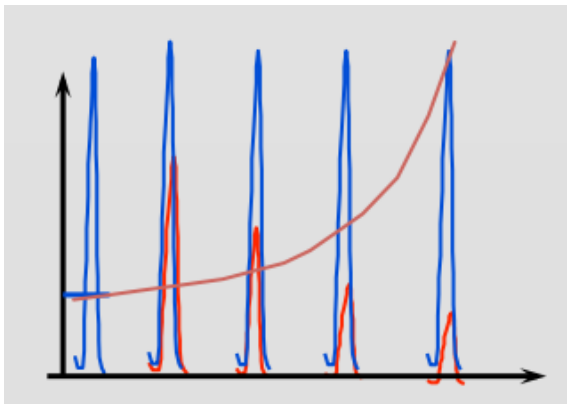


Signal amplifié en post-traitement (ordinateur) pour compenser l'atténuation

Atténuation



Courbe de gain : TGC (Time Gain Compensation)



Exemple : calcul d'atténuation

Calculer l'atténuation en décibel A_{db} de deux faisceaux de fréquences respectives $f_1 = 10$ MHz et $f_2 = 25$ MHz revenant à la sonde, pour :

- Une profondeur d'exploration : $z = 5$ cm
- Une pente d'atténuation : $\beta = 1 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$

Distance parcourue : $x = 2 * z = 10 \text{ cm}$

Attention ! En échographie l'atténuation se calcule sur un aller-retour

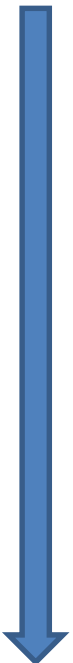
Fréquence f_1 : $A_{db}(z) = -\alpha(\text{dB.cm}^{-1}).x(\text{cm}) = -\beta.f_1.2.z = -1 * 10 * 2 * 5$
 $= -100 \text{ dB}$

Fréquence f_2 : $A_{db}(z) = -\beta.f_2.2.z = -1 * 25 * 2 * 5 = -250 \text{ dB}$

Plus la fréquence de l'onde US est élevée, plus l'onde est atténuée

Compromis résolution / profondeur d'exploration

Fréquence	Application
2 / 3 MHz	Echo abdominale Echo cardiaque
5 MHz	Tissus superficiels Echo abdominales (sujets minces) Thorax, seins, testicules, gynécologie, thyroïde
7.5 / 10 MHz	Tissus très superficiels Œil Hanche nouveau-né ...



Basse fréquence
(moins bonne résolution,
Bonne pénétration)

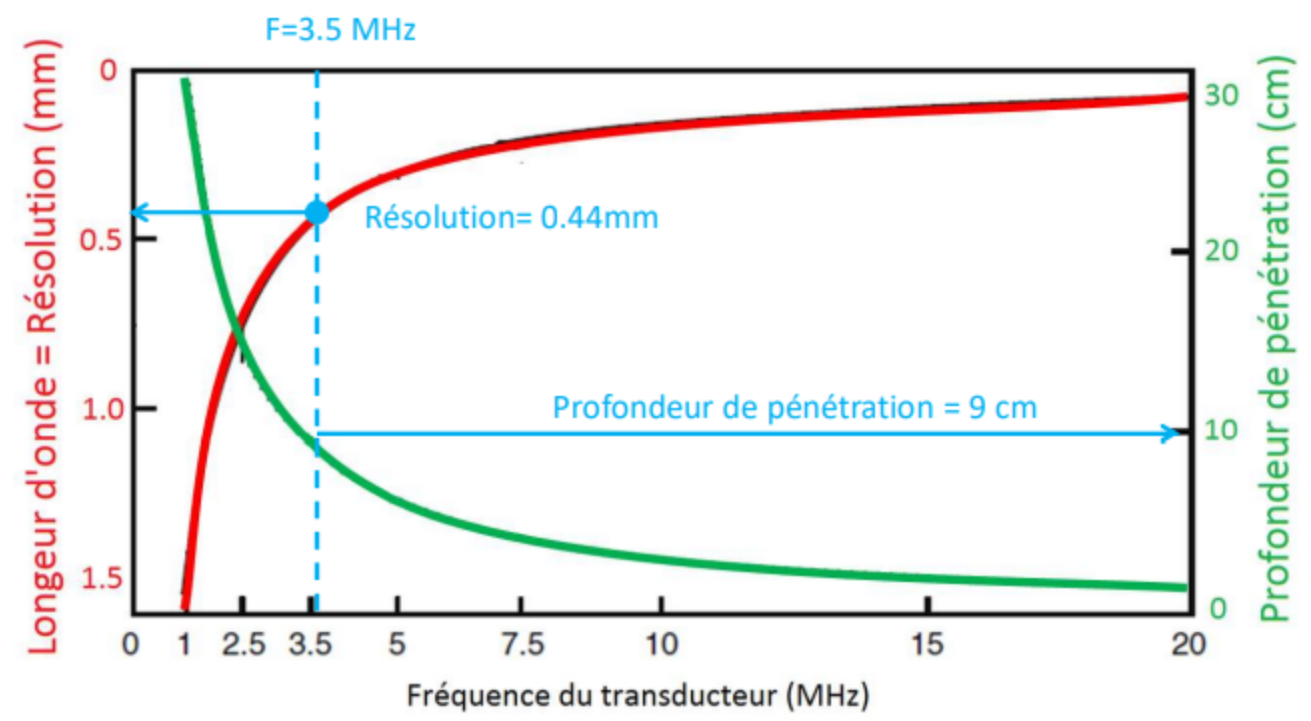
Haute fréquence
(bonne résolution,
faible pénétration)

1. La résolution est meilleure quand la fréquence augmente (ie longueur d'onde diminue, $\lambda=c/f$)
2. L'atténuation est proportionnelle à la fréquence : la profondeur d'exploration diminue quand la fréquence augmente



Compromis Résolution / Profondeur d'exploration

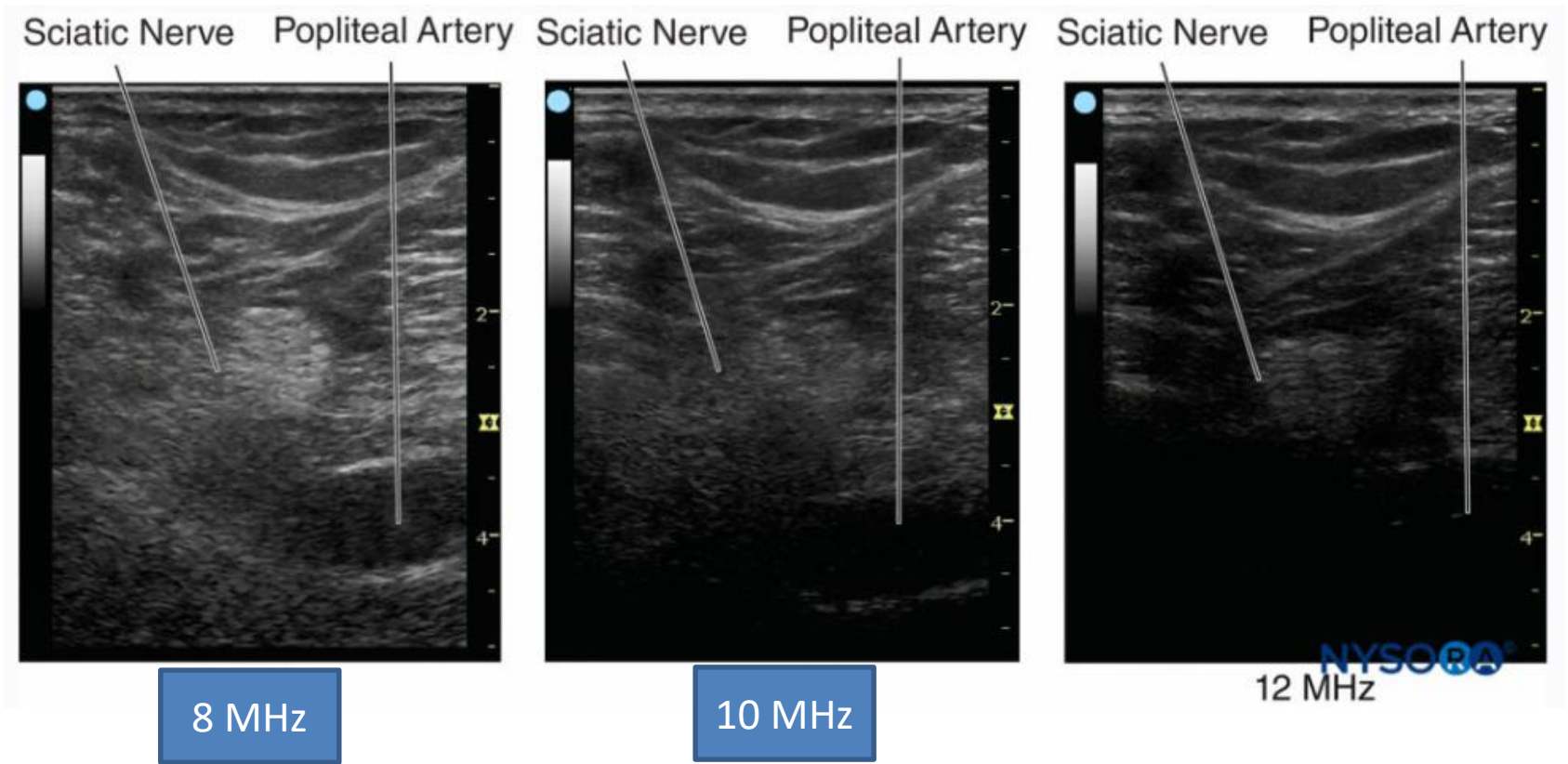
Compromis résolution / profondeur d'exploration



Transducteur = sonde US

Compromis Résolution / Profondeur d'exploration

Compromis résolution / profondeur d'exploration



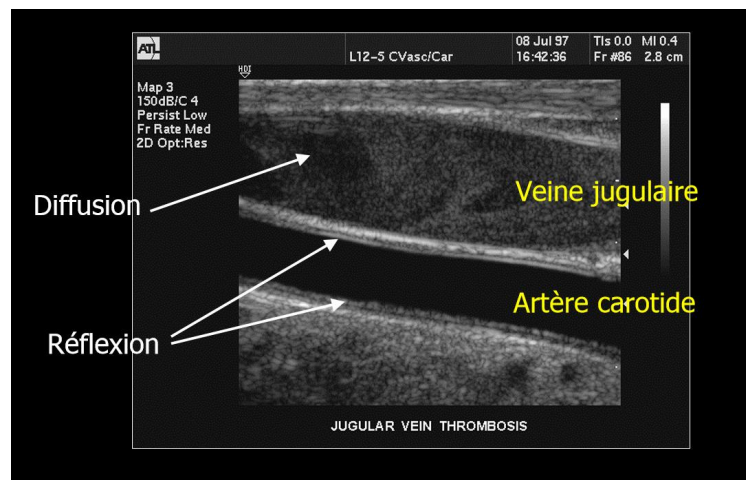
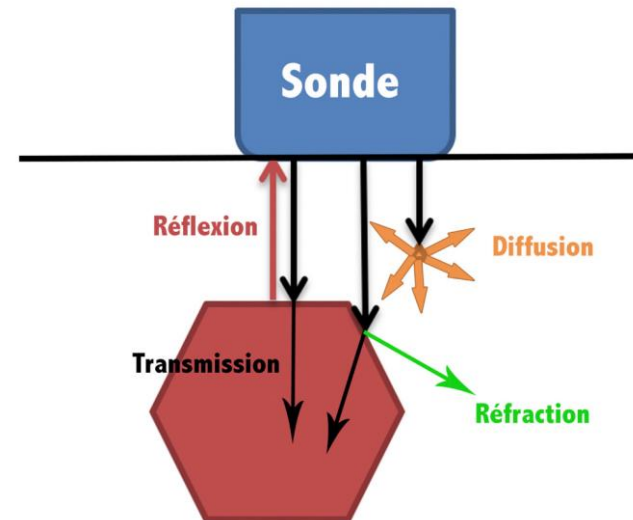
3 types d'interactions

- Dans un milieu hétérogène (corps humain), 3 mécanismes sont responsables de l'atténuation globale du faisceau US au cours de sa propagation :

1. Réflexion-réfraction

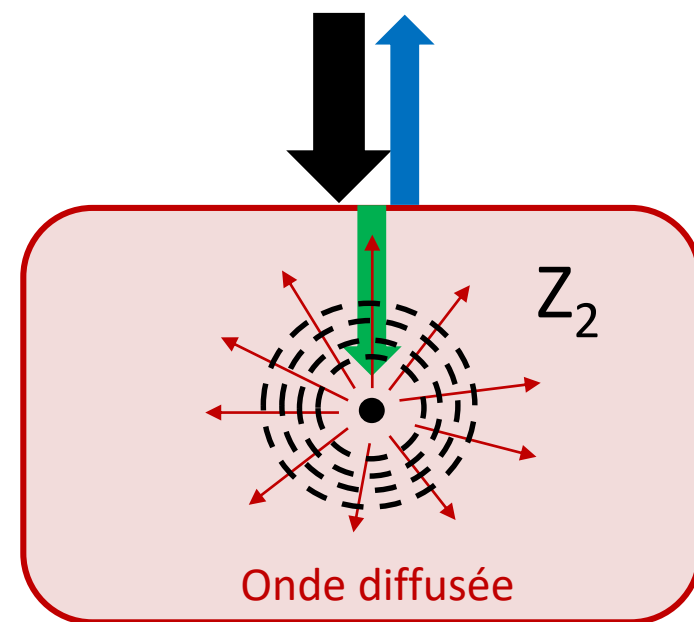
2. Absorption

3. **Diffusion**



Diffusion

- Quand la taille de la cible est petite par rapport à la longueur d'onde, l'énergie de l'onde ultrasonore est **diffusée**, avec réémission dans tous les directions de l'espace.
- L'objet rencontré vibre et réémet dans toutes les directions de l'espace une fraction de l'onde incidente
- Les tissus sont de multiples diffuseurs disposés de manière aléatoire



Exemple : pour $f = 5 \text{ MHz}$, $\lambda = 0,3 \text{ mm}$
Or, taille d'un globule rouge = $0,007 \text{ mm} \rightarrow$ Diffusion

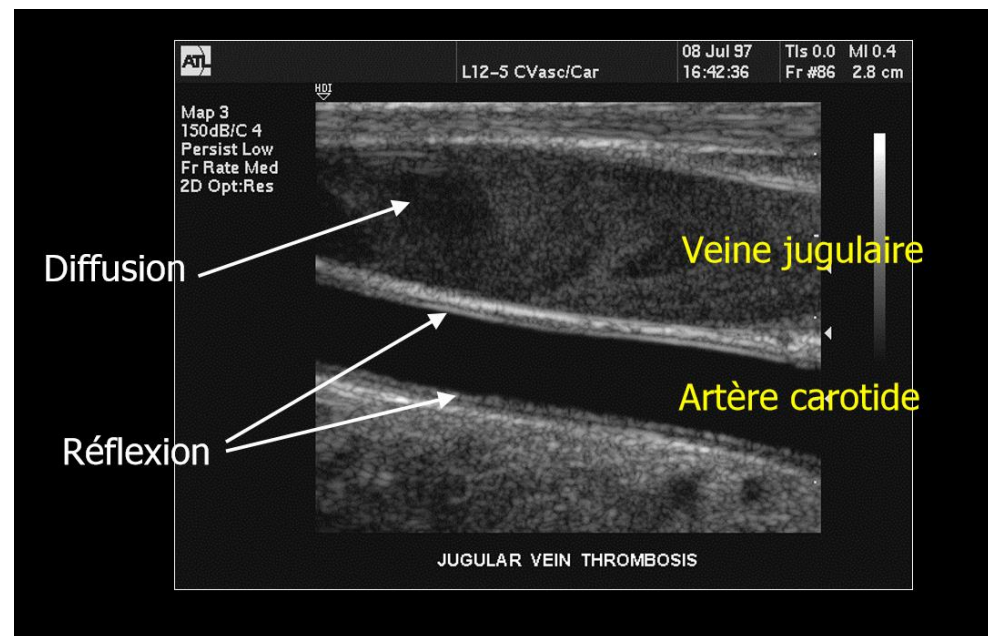
Diffusion

- Les microstructures internes aux organes (amas cellulaires, fibres collagènes) ou aux vaisseaux sanguins (globule rouge) constituent de multiples sources de diffusions.
 - ➡ Informations sur **l'échostructure (structure interne)** des organes
- Les ondes diffusées interfèrent fortement entre elles (interférence constructive et destructive aléatoire)
 - ➡ Production d'un bruit caractéristique sur l'image échographique (le « speckle »)

Diffusion versus réflexion

Sur une même image échographique :

- **Réflexion** sur les interfaces lorsque le faisceau arrive $\perp$ donnant les limites des organes
- **Diffusion** dans le parenchyme ou dans les vaisseaux quelque soit la direction du faisceau incident donnant le « grain » caractéristique de l'organe



Résumé interaction ondes/matières

1. Absorption

➡ Conversion de l'énergie acoustique sous forme de chaleur

$$I_{amp}(x) = I_0 * e^{-\mu \cdot x}$$

➡ Le faisceau ultrasonore perd de l'énergie au cours de sa propagation dans le tissu imagé → Le faisceau est atténué

$$A_{db}(x) = -4.34 \mu x = -\alpha \cdot x$$

$$\alpha = \beta \cdot f$$

Cette absorption est parfaitement compensée en post-processing

2. Réflexion-réfraction ➡ Réflexion lorsque l'onde incidente interagit avec un obstacle $\gg \lambda$
➡ Réflexion donne les limites anatomiques des organes (contours)

▪ Impédance acoustique : $Z = \rho \cdot c$

$$\text{▪ } R = \frac{\text{Intensité Réfléchie}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{▪ } T = \frac{\text{Intensité Transmise}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{▪ } R + T = 1$$

L'amplitude des échos est proportionnelle au coefficient de réflexion de l'onde

3. Diffusion-rétrodiffusion ➡ Diffusion quand l'onde incidente interagit avec un obstacle $\ll \lambda$
➡ Diffusion permet d'imager les structures internes

Compromis résolution / profondeur d'exploration

1. La résolution est meilleure quand la fréquence augmente
2. L'atténuation est proportionnelle à la fréquence : la profondeur d'exploration diminue quand la fréquence augmente

Echographie Doppler

Echographie Doppler

- **Rappel** : effet Doppler = changement de fréquence d'une onde quand il y a un déplacement relatif entre l'observateur et la source
- En **échographie**, le mode Doppler permet d'explorer les flux sanguins : cardiaques, veines et artères... et de quantifier leurs vitesses
- **Principe** :
 - Les globules rouges sont en mouvement et diffusent les ultrasons
 - ➔ Lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchiée par cette cible est identique à la fréquence émise.
 - ➔ Quand la cible se déplace (globules rouges), la fréquence réfléchiée est différente de la fréquence émise. Cette différence (Δf) entre la fréquence d'émission (f_e) et la fréquence de réception (f_r) s'appelle la fréquence Doppler.

On ne travaille **pas en incidence normale** en Doppler, contrairement au mode échographique habituel

Echographie Doppler

Principe :

Quand la cible se déplace (globules rouges), la fréquence réfléchiée est différente de la fréquence émise. Cette différence (Δf) entre la fréquence d'émission (f_e) et la fréquence de réception (f_r) s'appelle la fréquence Doppler.

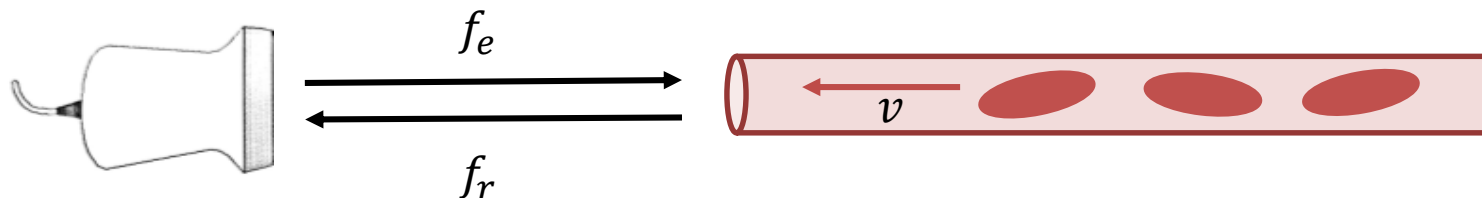
$$f_r = f_e + \Delta f$$

La différence de vitesse peut être négative (si les globules rouges se rapprochent de la source) ou positive (si ils s'éloignent)

Si même angle entre la direction de circulation du sang et celui du faisceau :

$$\Delta f = f_r - f_e = 2 \cdot v \cdot \frac{f_e}{c}$$

Avec v la vitesse de circulation des globules rouges

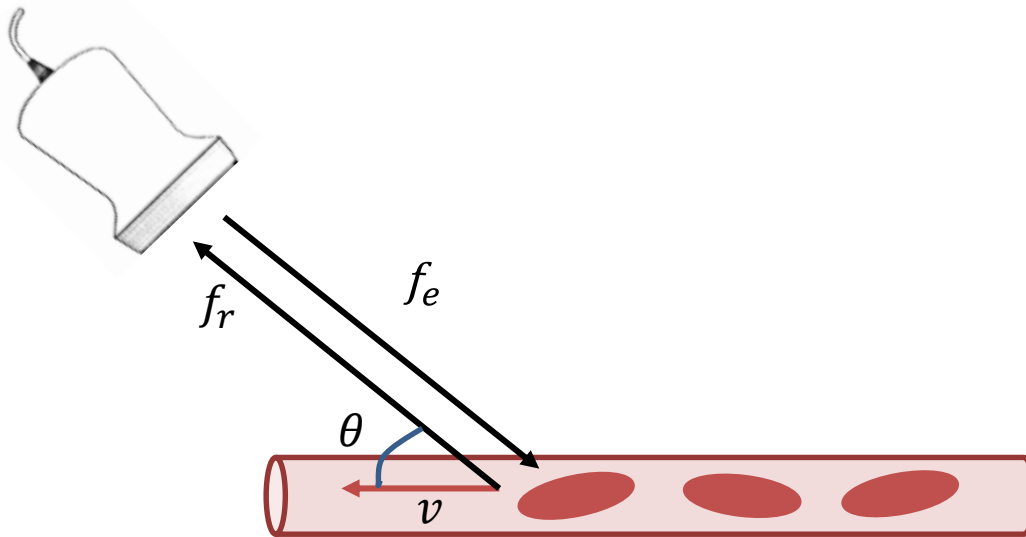


Echographie Doppler

↪ Si l'angle entre la direction de circulation du sang et celui du faisceau est différent, et égale à θ :

$$\Delta f = f_r - f_e = 2 \cdot v \cdot \cos \theta \frac{f_e}{c}$$

Avec v la vitesse de circulation des globules rouges
et $c = \sim 1540$ m/s (vitesse de l'onde US dans les tissus)



- Si $\theta=90^\circ$, $\Delta f=0 \rightarrow$ on ne travaille pas en incidence normale en échographie Doppler
- Si $\theta=0^\circ$, Δf maximale $\rightarrow$ l'effet Doppler est maximal

Echographie Doppler



Par convention :

Bleu : l'écoulement s'éloigne de la sonde

Rouge : l'écoulement se rapproche de la sonde

Echographie Doppler - Exercice

On souhaite mesurer le débit sanguin dans une veine en mettant à profit l'effet Doppler. La sonde émet une fréquence de 4.3 MHz. On prendra la célérité des US = $1,5 \cdot 10^3$ m/s.

→ Calculer la vitesse du sang pour $\Delta f = 0.50$ kHz et $\theta = 60^\circ$

$$\Delta f = f_r - f_e = 2 \cdot v \cdot \cos \theta \frac{f_e}{c} \quad \longrightarrow \quad v = \Delta f \cdot \frac{c}{2 \cos \theta f_e}$$

$$v = 0.17 \text{ m/s}$$

Effets biologiques - intensité

$$\langle I \rangle = \frac{p_0^2}{2 \cdot \rho \cdot C}$$

p_0 : Pression acoustique maximale (en Pa)

ρ : densité du milieu (kg/m³)

C : Vitesse (célérité) de propagation dans le milieu (m/s)

Exprimée en W/m² ou W/cm²

* En échographie diagnostique :

$\langle I \rangle$ = qqes mW/cm² à qqes dizaines de mW/cm²

* Effets biologiques :

$\langle I \rangle > 1 \text{ W/cm}^2$

Diagnostic	Intensité	Risques
Echographie en mode B	200 mW/cm ²	Négligeable dans des conditions normales d'utilisation
Doppler couleur	450 mW/cm ²	Modéré
Doppler à émission pulsée	1700 mW/cm ²	Effets thermiques potentiels → prudence notamment sur les fœtus