

UE 832

Ultrasons et échographie (1)

Pauline Lefebvre
Pauline.lefebvre@univ-lorraine.fr

Mars 2026

- 1. Rappels physiques sur l'échographie**
- 2. Aspects matériels**
- 3. Reconstruction du signal**
- 4. Effets biologiques des ultrasons et recommandations**

1. Rappels physiques sur l'échographie

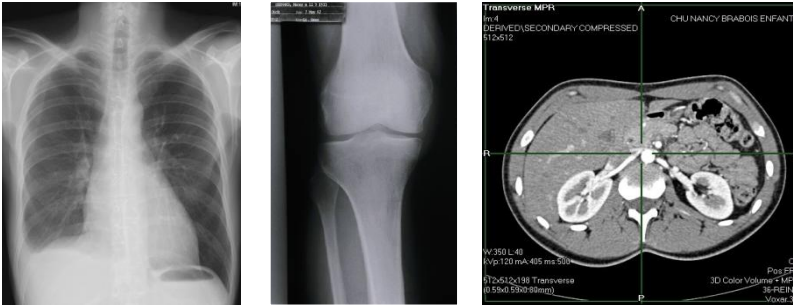
2. Aspects matériels

3. Reconstruction du signal

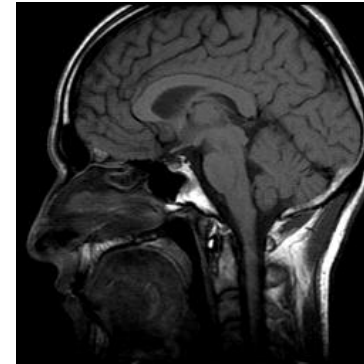
4. Effets biologiques des ultrasons et
recommandations

5. Méthodes avancées en échographie

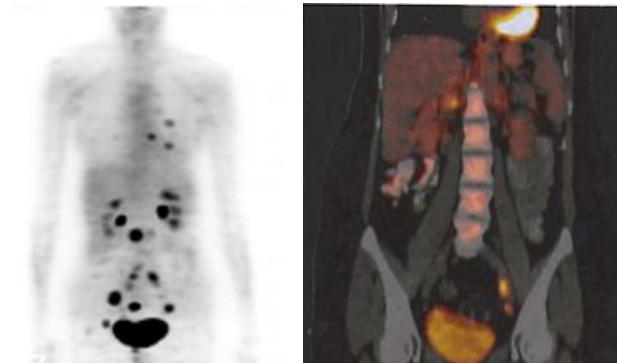
4 modalités d'imagerie = 4 physiques différentes



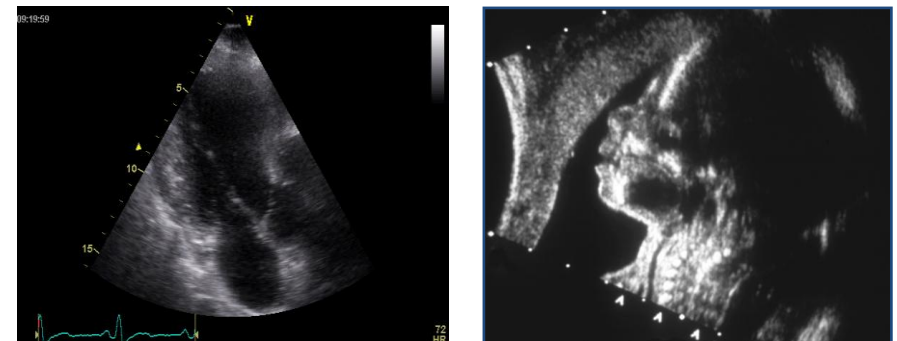
Radiologie Conventionnelle (Standard)
Scanner, Angiographie



Imagerie par Résonance Magnétique

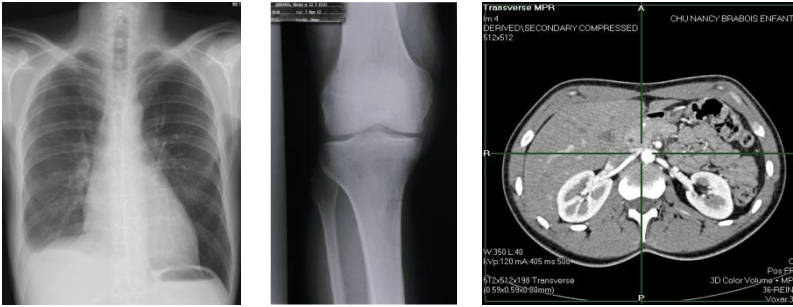


Médecine Nucléaire
SPECT, TEP

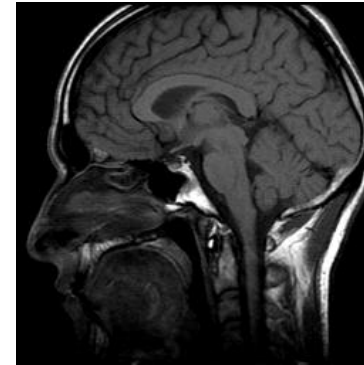


Echographie

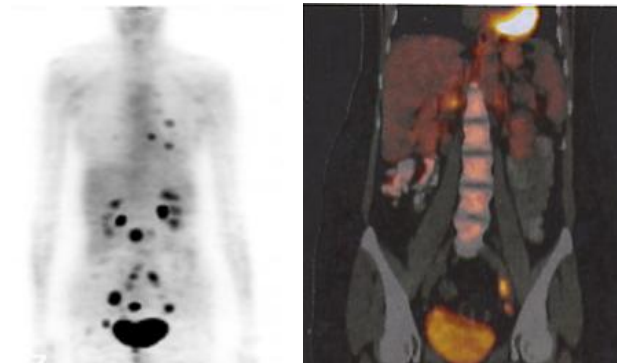
4 modalités d'imagerie = 4 physiques différentes



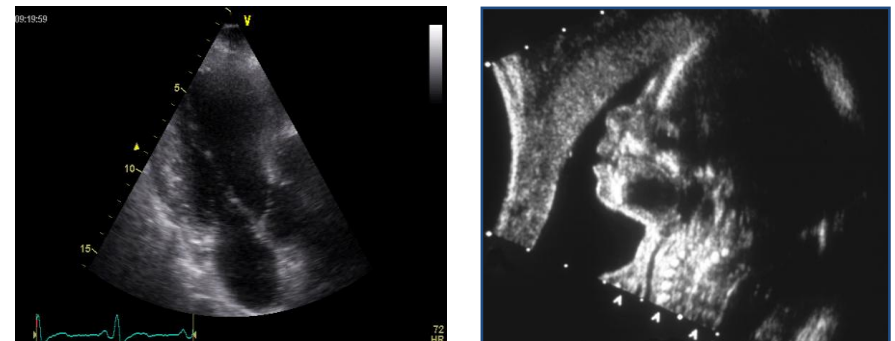
Radiologie Conventionnelle (Standard)
Scanner, Angiographie
Rayons X



Imagerie par Résonance Magnétique
Ondes radiofréquences



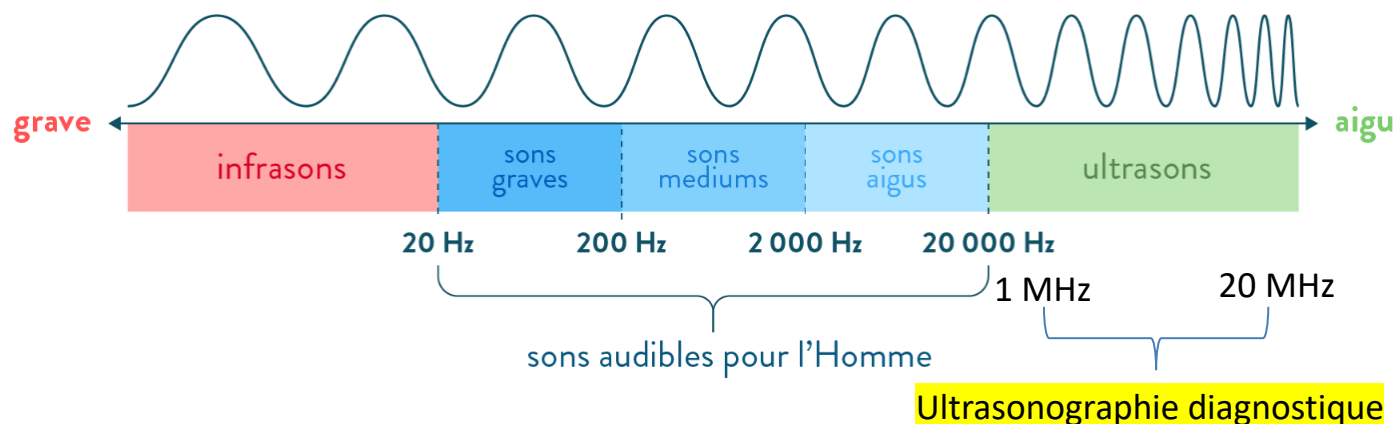
Médecine Nucléaire
SPECT, TEP
Radioactivité, rayons γ



Echographie
Ultrasons

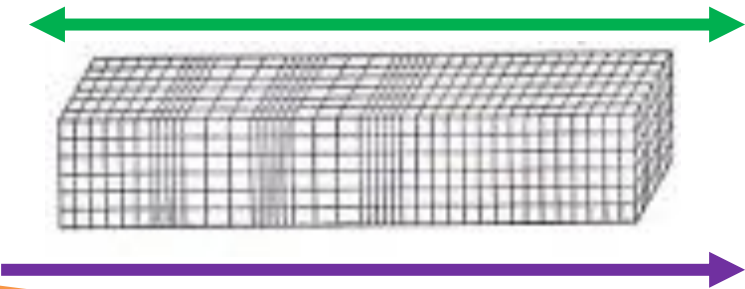
Qu'est-ce qu'une onde (ultra)sonore ?

- Onde **mécanique** = nécessite un support matériel
- Onde **longitudinale** = les molécules d'air ont un mouvement parallèle à la direction de propagation de l'onde, du son
- Variation de pression qui se propage sous la forme d'une onde
- Spectre d'une onde sonore :

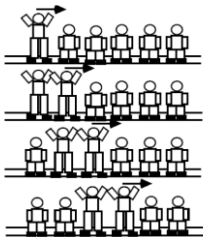
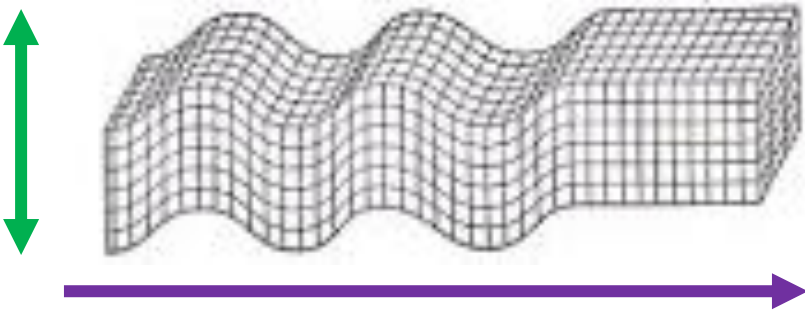


Rappel : onde longitudinale vs onde transversale

↪ Onde longitudinale (onde de compression)
 Direction de perturbation (mouvement du milieu matériel) // direction de propagation

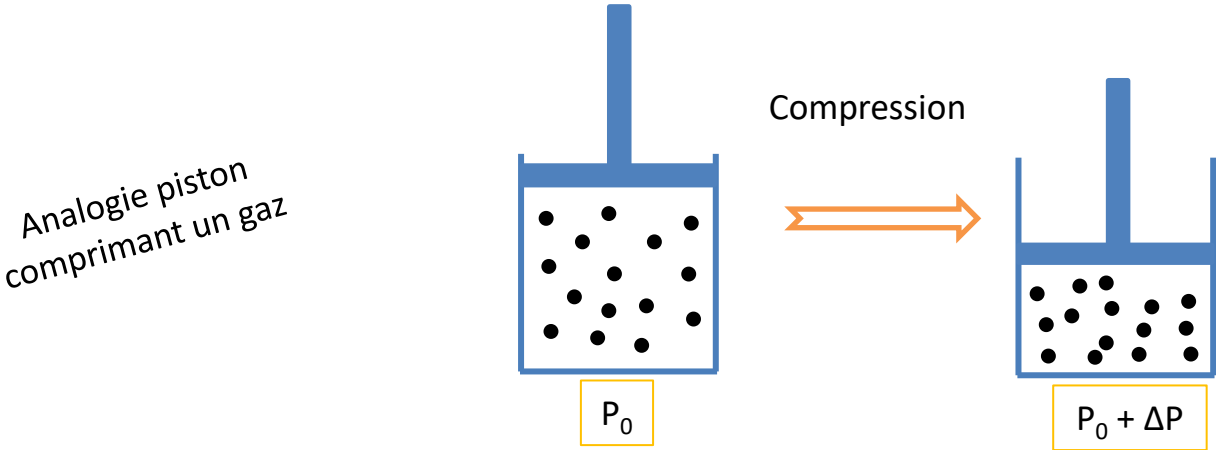


↪ Onde transversale (onde de cisaillement)
 Direction de perturbation (mouvement du milieu matériel) ⊥ direction de propagation



Propagation d'une onde sonore : fluctuation de pression

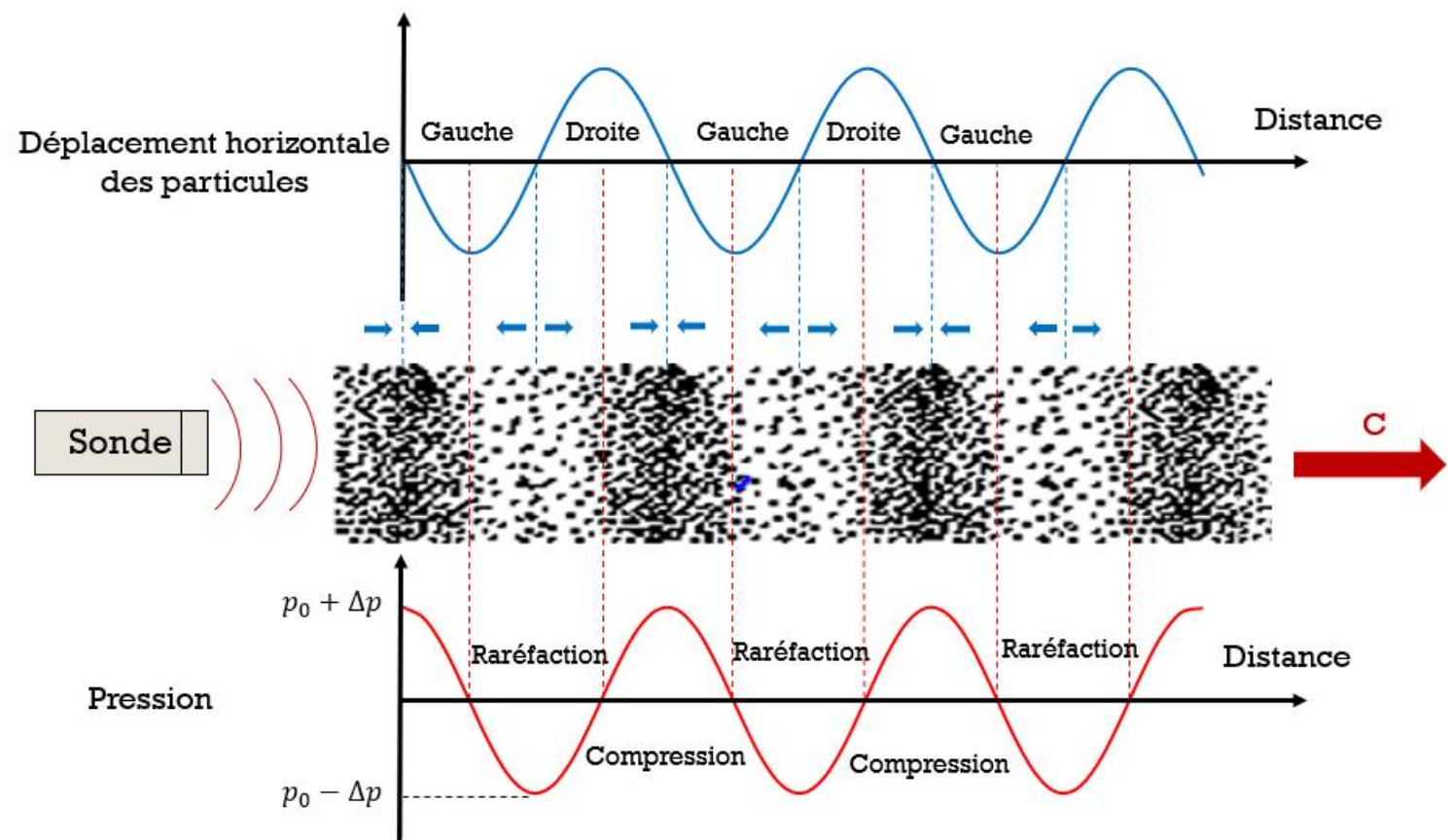
↪ La création d'une onde sonore génère une fluctuation périodique de la densité du fluide/gaz qu'elle traverse, et donc de **pression**.



Une onde sonore ne se propage pas dans le vide

Propagation spatiale d'une onde sonore

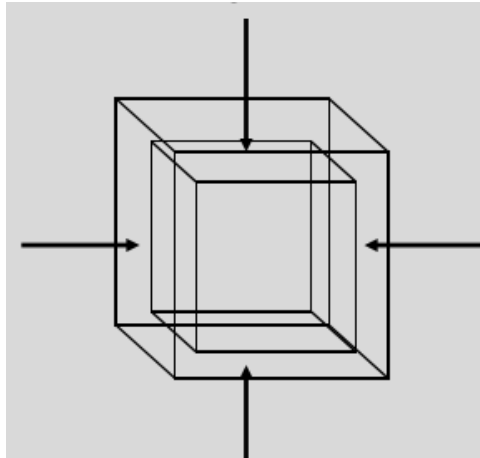
A un instant t donné
(photographie de l'onde)



Les fluctuations de pression se transmettent de proche en proche, créant ainsi une onde.

Caractéristiques du milieu de propagation

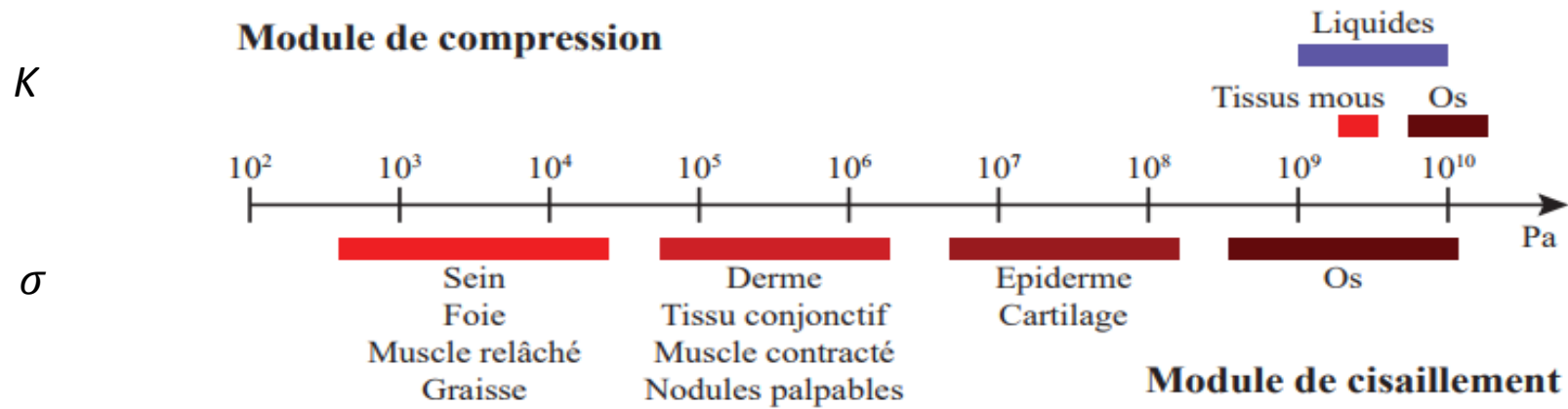
- Masse volumique ρ (exprimée en kg/m^3)
- Module de compression : K (exprimé en Pa ou N/m^2 , homogène à une pression)



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

K quantifie la variation relative de volume du milieu étudié sous l'effet d'une pression appliquée

Ordres de grandeur dans les tissus biologiques



- K pratiquement constant, de l'ordre de 10^9 Pa
→ tissus mous quasiment incompressible

$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$ est la vitesse de propagation des ondes longitudinales dans un fluide (gaz ou liquide)

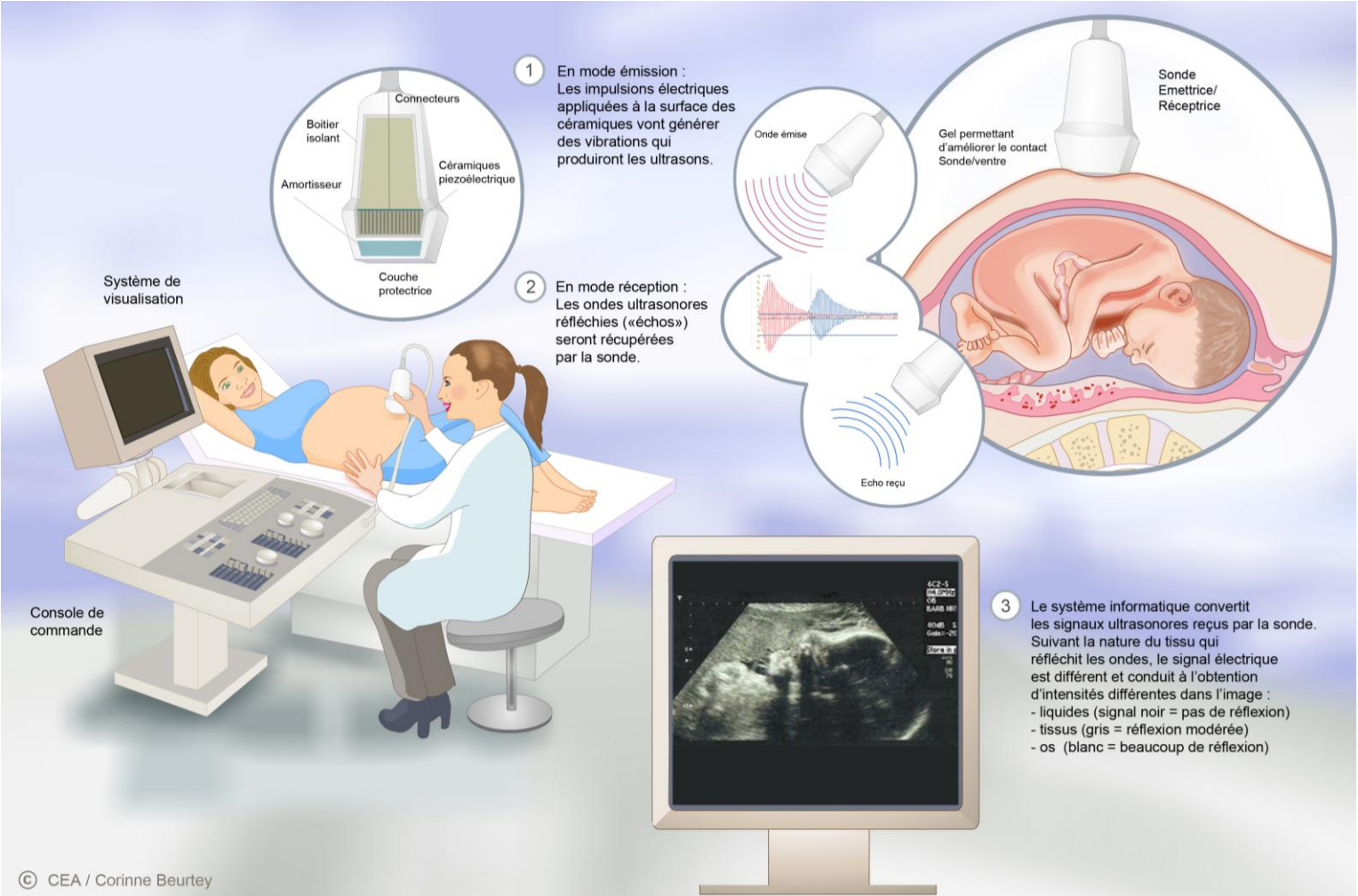
Vitesse de propagation dans les fluides

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

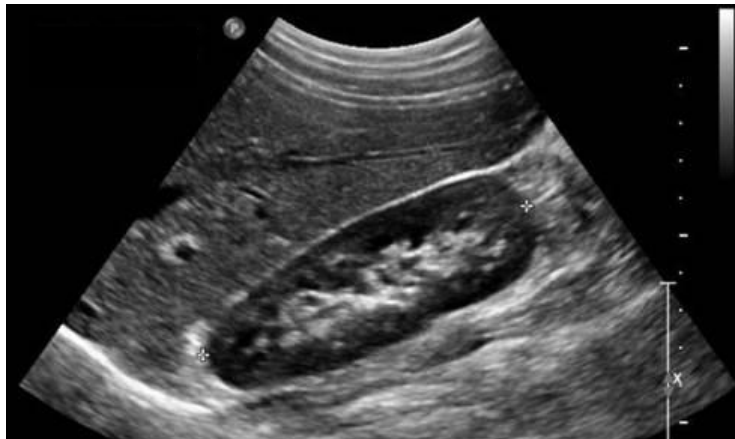
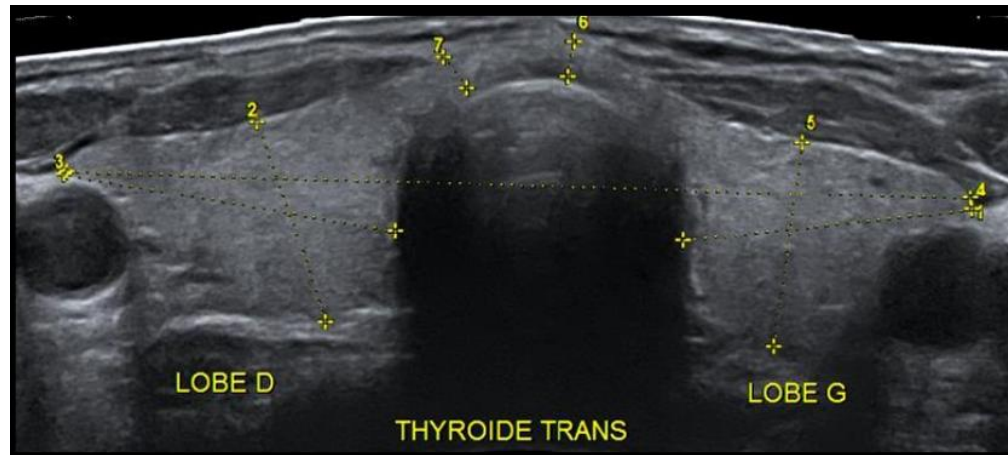
Milieu	Célérité (m/s)
Eau	1450
Air	340
Sang	1566
Graisse	1460
Foie	1560
Muscle	1600
Os cortical	4000
Tissus mous (moyenne)	1540

- ➡ La célérité dépend uniquement du milieu
- ➡ La célérité est **indépendante de la fréquence** de l'onde

Principe général de l'échographie

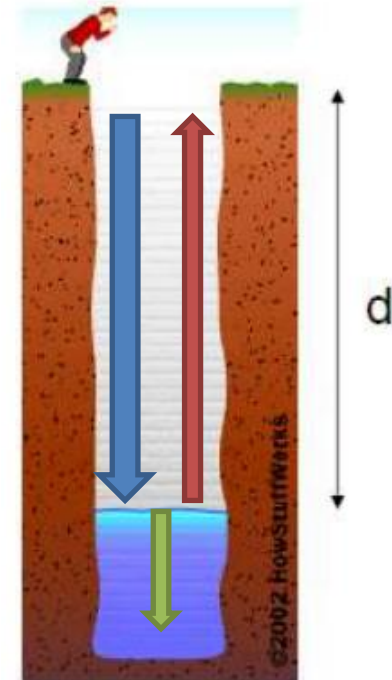


Principe général de l'échographie



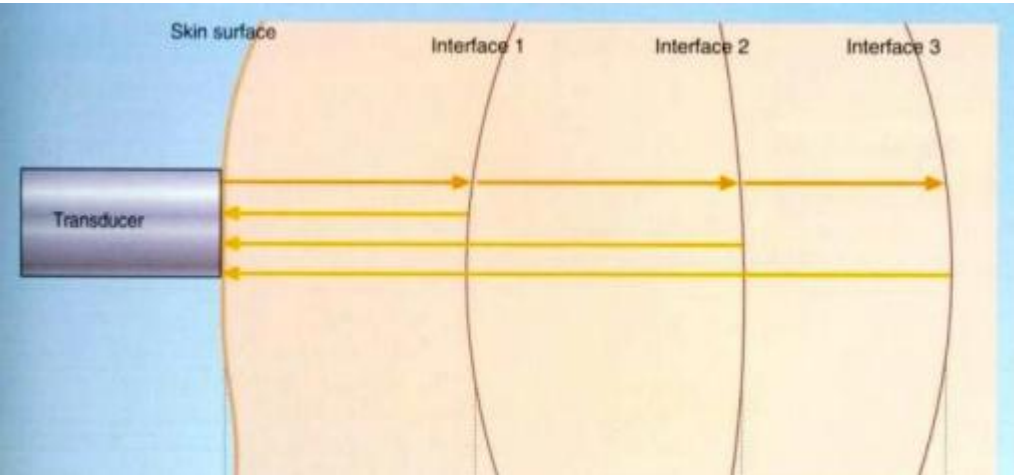
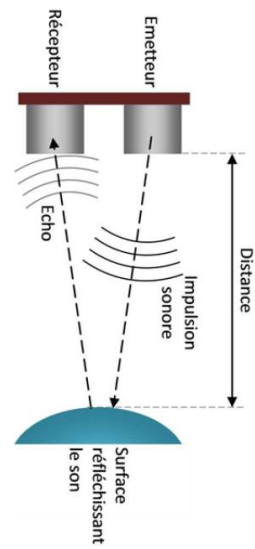
Principe général de l'échographie

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

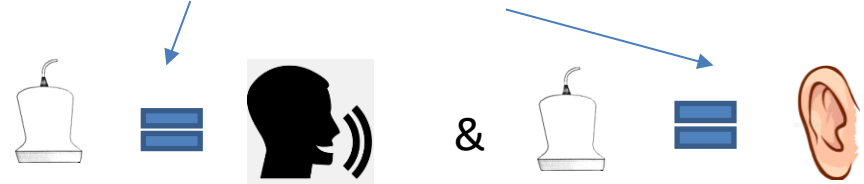


Principe général de l'échographie

➤ 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 (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**



Intensité acoustique moyenne

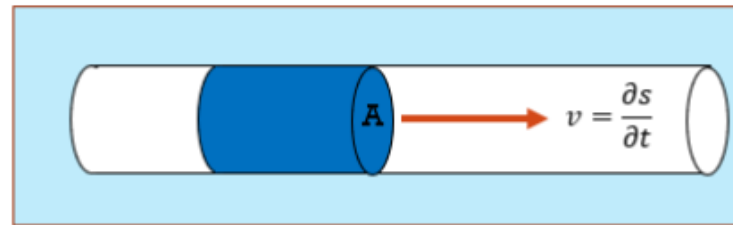
$$Intensité = \frac{puissance}{surface}$$

- L'intensité acoustique est la puissance transportée par les ondes sonores par unité de surface.

$$\langle I \rangle = \frac{\langle P \rangle}{A}$$

$\langle P \rangle$: Puissance acoustique traversant la surface A (W ou $J.s^{-1}$)
 $\langle I \rangle$: Intensité acoustique ($W.m^{-2}$)

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



Exprimée en W/m^2

p_0 : Pression acoustique maximale (en Pa)
 ρ : densité du milieu (kg/m^3)
 C : Vitesse (célérité) de propagation dans le milieu (m/s)



L'intensité acoustique est d'autant plus grande que la densité du milieu est faible et que la vitesse de propagation est lente

Intensité acoustique moyenne

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

p_0 : Pression acoustique maximale (en Pa)

ρ : densité du milieu (kg/m^3)

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

Exprimée en W/m^2 ou W/cm^2

En échographie diagnostique :

$\langle I \rangle =$ qqes mW/cm^2 à qqes dizaines de mW/cm^2

Effets biologiques :

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

→ Plus de détails sur ces seuils et sur les risques biologiques des US dans le cours 2

Longueur d'onde dans les tissus mous

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

$\lambda = c / f$

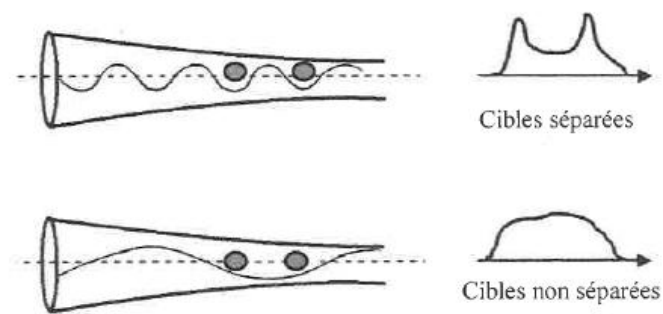


- Si $f = 1 \text{ MHz}$
- Si $f = 2 \text{ MHz}$
- Si $f = 5 \text{ MHz}$

$\lambda?$

Si $f = 1 \text{ MHz}$, le plus petit élément observable à l'échographie sera de 1,5 mm

La fréquence de la sonde détermine en partie la résolution spatiale (axiale) de l'image obtenue

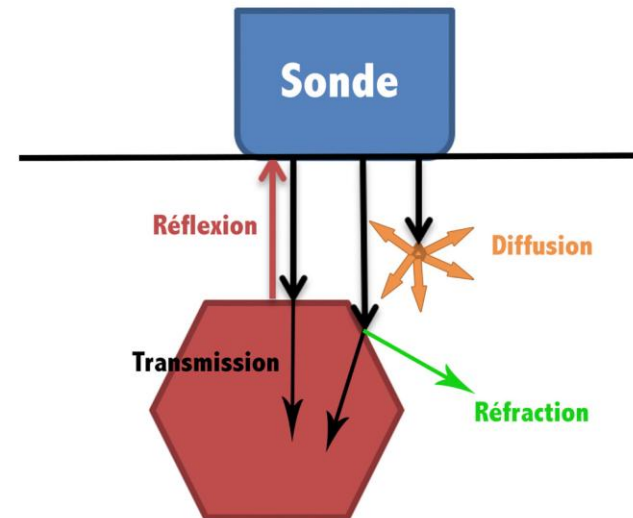


→ Quelles sont les interactions subies par un faisceau d'ultrasons (US) dans les tissus biologiques?

3 types d'interaction

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

1. Réflexion-réfraction
2. Absorption
3. Diffusion



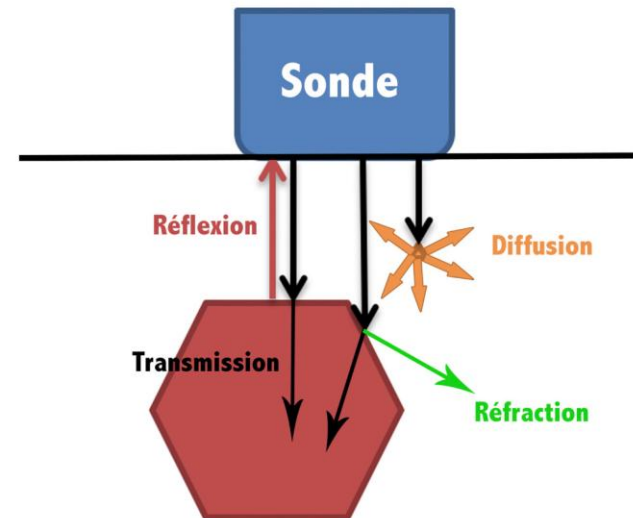
3 types d'interaction

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

1. **Réflexion-réfraction**

2. Absorption

3. Diffusion



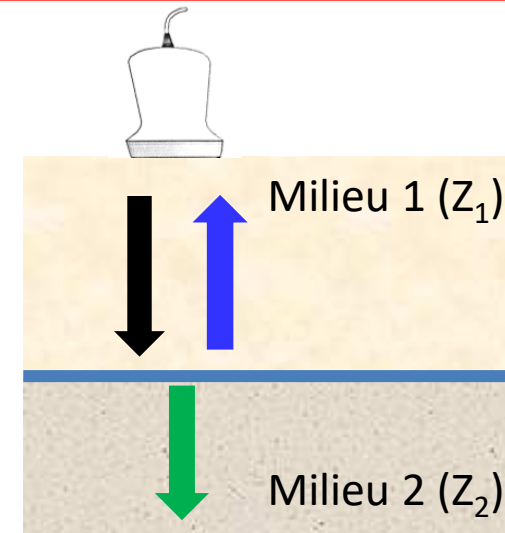
Vocabulaire : Réflexion, réfraction et transmission

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

→ Onde incidente

→ Onde réfléchie

→ Onde transmise

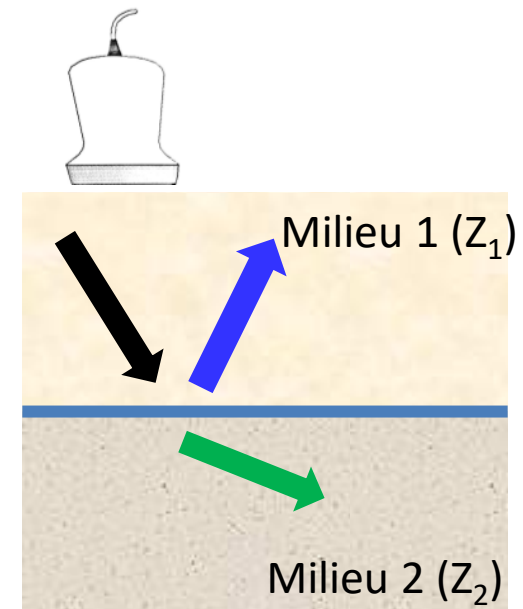


- Si faisceau incident incliné, à l'interface entre deux tissus :

→ Onde incidente

→ Onde réfléchie

→ Onde réfractée



Réflexion et transmission

Notion d'impédance acoustique

- L'impédance acoustique **Z** (kg.m⁻².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 par la célérité ultrasonore **c**.

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

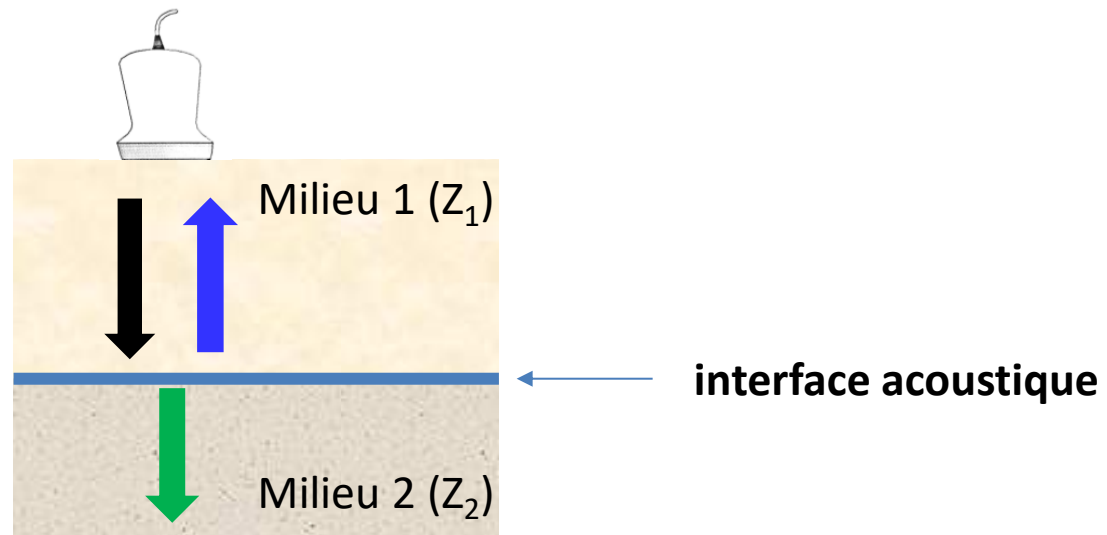
Milieu	Impedance (* 10 ⁶ kg.m ⁻² .s ⁻¹)
Air	4,4 * 10 ⁻⁴
Eau (à 20°)	1.48
Sang	1.66
Rein/rate	1.62
Foie	1.63-1.67
Muscle	1,70
Graisse	1,35
Os	3.65-7.09

Réflexion et transmission

Interface acoustique entre 2 milieux

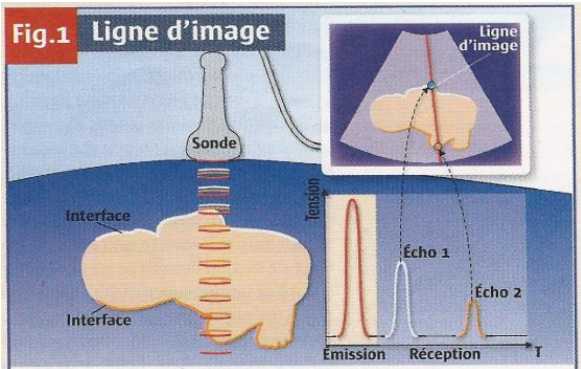
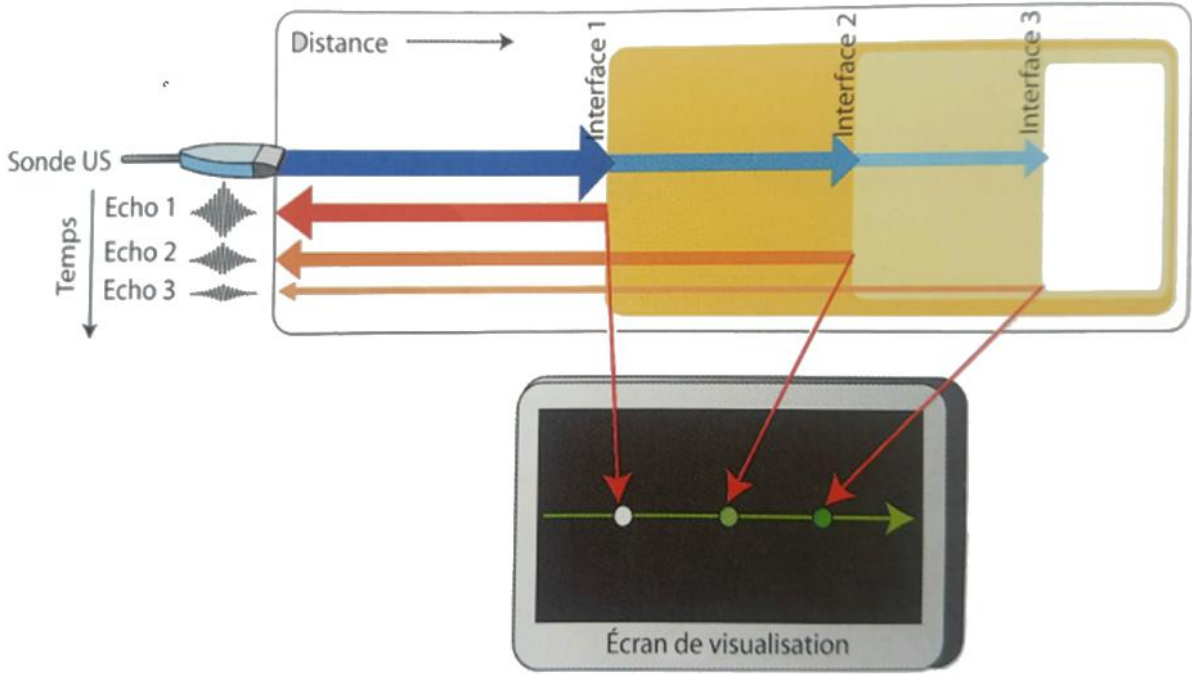
- A l'**interface acoustique** entre deux tissus (par exemple foie $Z_1 = 1,63 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ et graisse $Z_2 = 1,35 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$), le faisceau US est en partie réfléchi, en partie transmis

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



Réflexion et transmission/réfraction

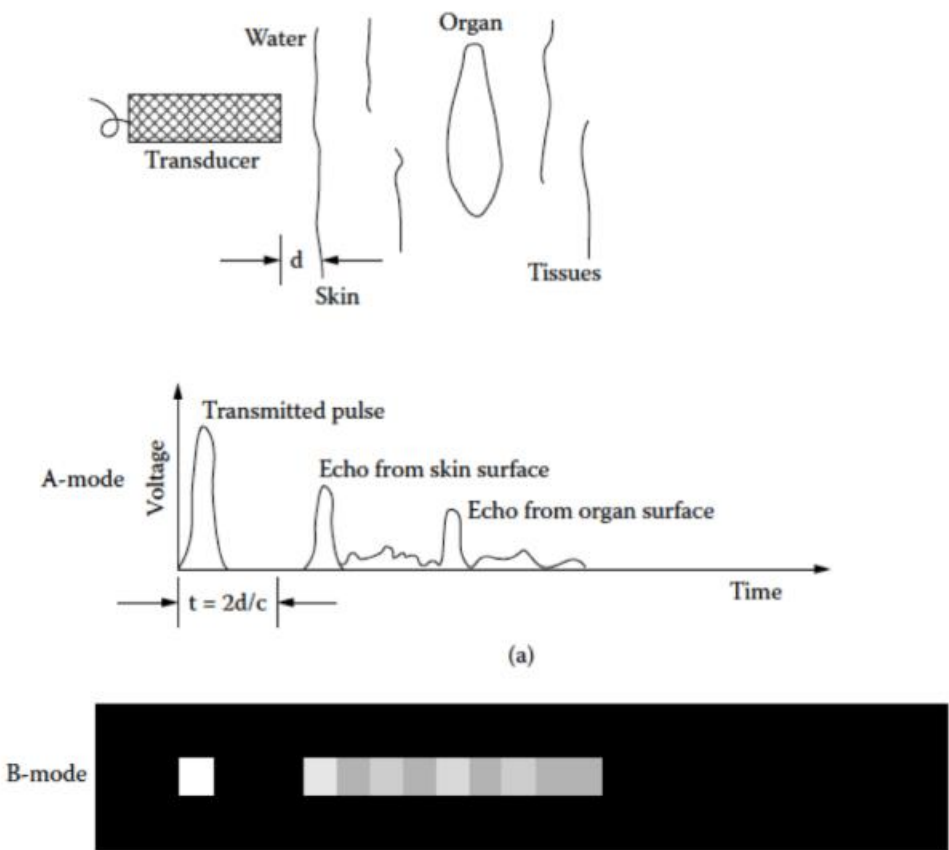
Echo et amplitude



- ➔ En échographie la formation de l'image est réalisée à partir de la réflexion des US aux différentes interfaces acoustiques (composées par les tissus)
- ➔ L'amplitude de l'écho (= contraste en niveau de gris sur l'image finale) est proportionnelle au coefficient de réflexion de l'onde

Réflexion et transmission/réfraction

Echo et amplitude



L'amplitude de l'écho est représentée en niveau de gris sur l'image finale

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

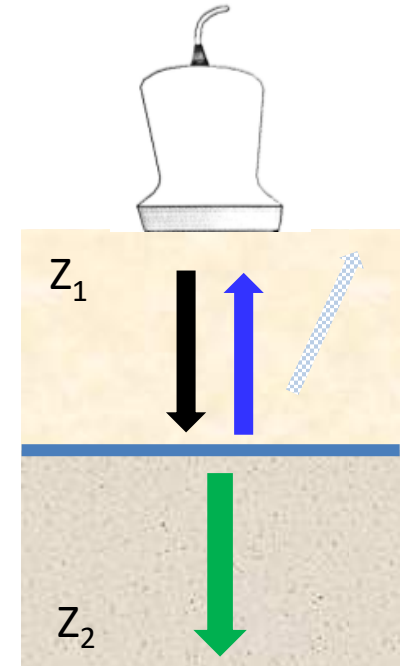
Réflexion

- Les réflexions en échographie donnent les limites anatomiques des organes (contours)
- Plus λ est faible (f élevée), plus il est possible de visualiser des interfaces fines (augmentation de la résolution spatiale) mais peu profondes du fait de l'absorption :

➔ Compromis résolution/profondeur

- Seules les **ondes réfléchies en direction de la sonde** sont utiles à la formation de l'image :

➔ Incidence perpendiculaire à l'interface entre deux milieux



Réflexion et transmission/réfraction

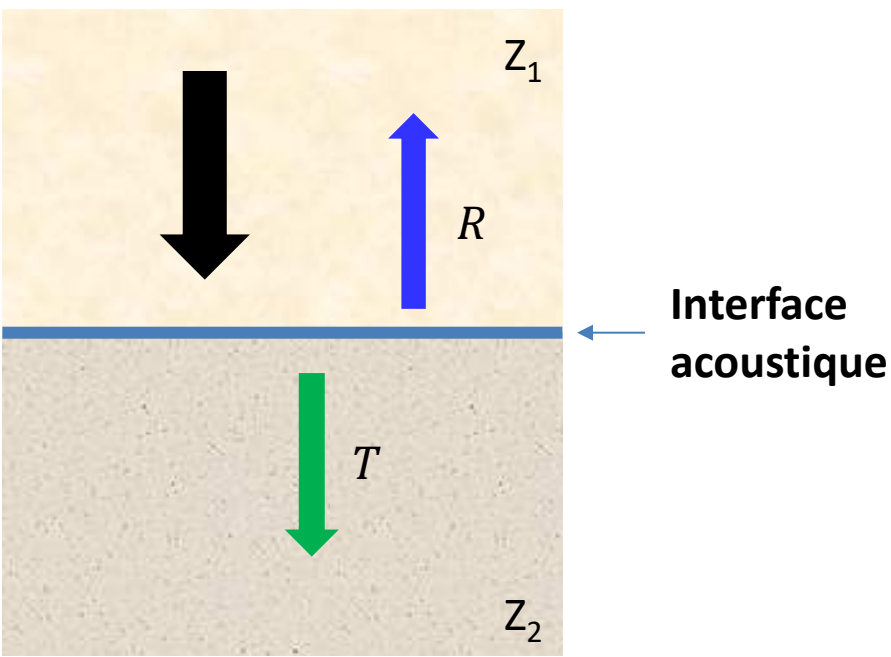
Réflexion en incidence normale

- 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, plus l'énergie réfléchie est importante (meilleur contraste acoustique), et plus l'écho apparaîtra en surbrillance (blanc) sur l'image échographique

Réflexion et transmission/réfraction

Exemple : interface tissu mou / tissu mou

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

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

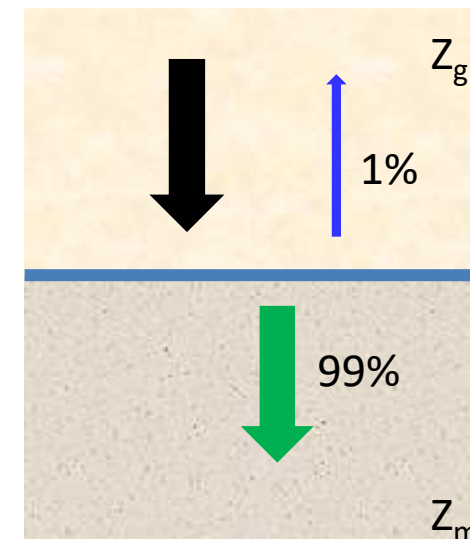
$$R = \frac{(Z_m - Z_g)^2}{(Z_m + Z_g)^2} = \frac{(1.35 - 1.70)^2}{(1.35 + 1.70)^2} = 1.3 * 10^{-2}$$

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

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

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 : $Z_m = 1.70 * 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$

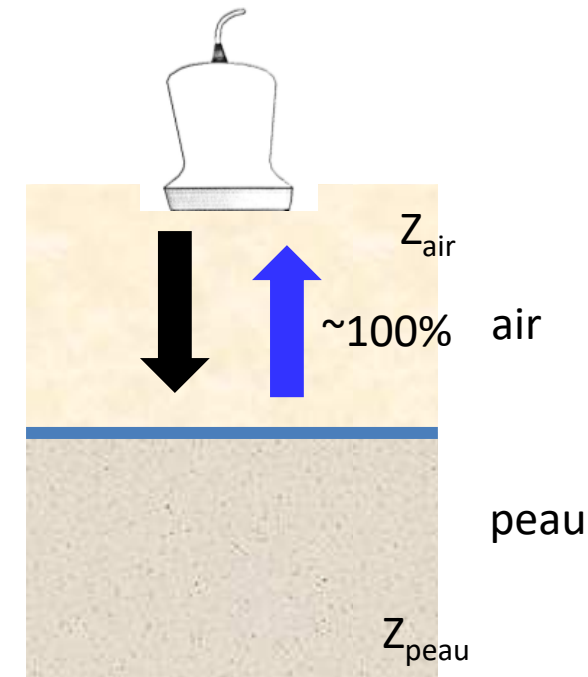
$$R = \frac{\text{Intensité Réfléchie}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

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

➔ Réflexion totale de l'onde incidente

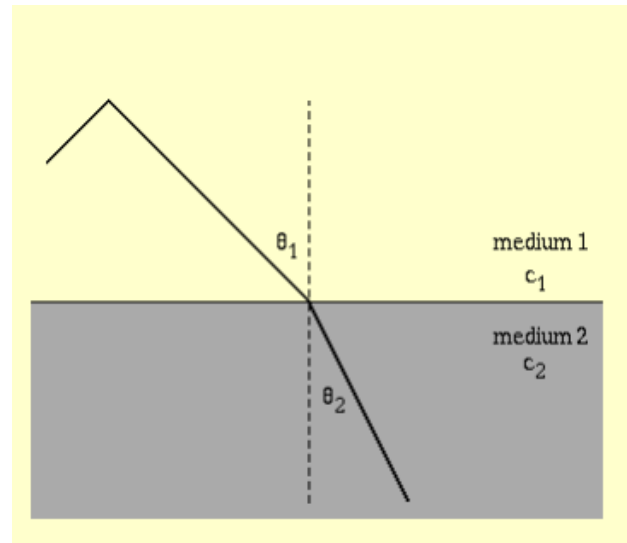
➔ Les ultrasons ne sont pratiquement pas transmis de l'air à la peau

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

Incidence oblique : réfraction



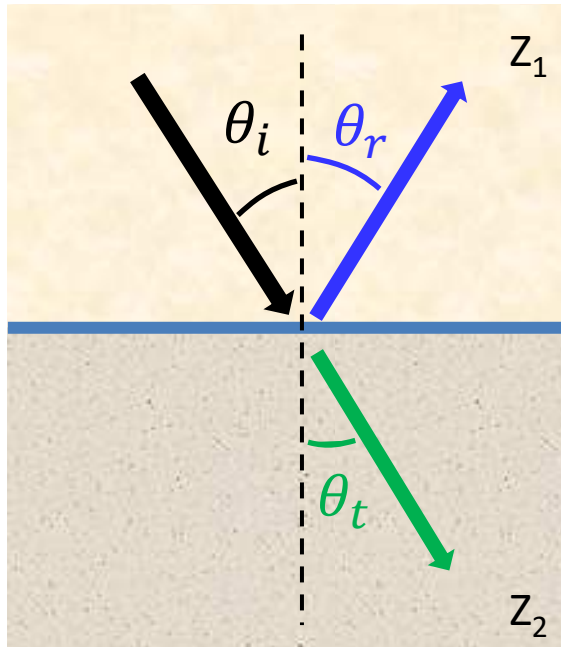
Réfraction : phénomène par lequel la direction de propagation d'une onde est modifiée quand elle traverse une interface séparant deux milieux différents sous incidence oblique

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

Réflexion et transmission/réfraction

Incidence oblique : réfraction (T) et réflexion (R)

$$Z = \rho c$$



Loi de Snell-Descartes :

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

$$\theta_i = \theta_r$$

θ_i : Angle incident $\in [0, \pi/2]$

θ_r : Angle réfléchi $\in [0, \pi/2]$

θ_t : Angle réfracté $\in [0, \pi/2]$

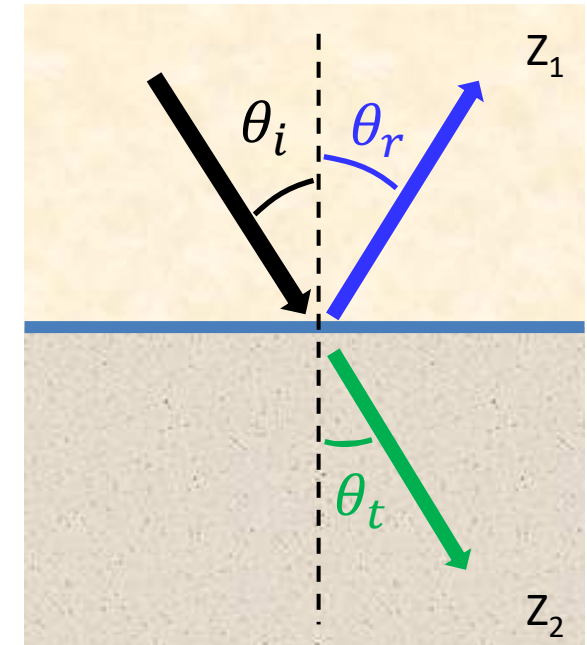
Réflexion et transmission/réfraction

Exemple

- Une onde US se propage dans de la graisse ($c_1 = 1450$ m/s) et atteint un muscle ($c_2 = 1542$ m/s), avec une incidence $\theta_i = 5^\circ$. Que vaut l'angle transmis θ_t ?

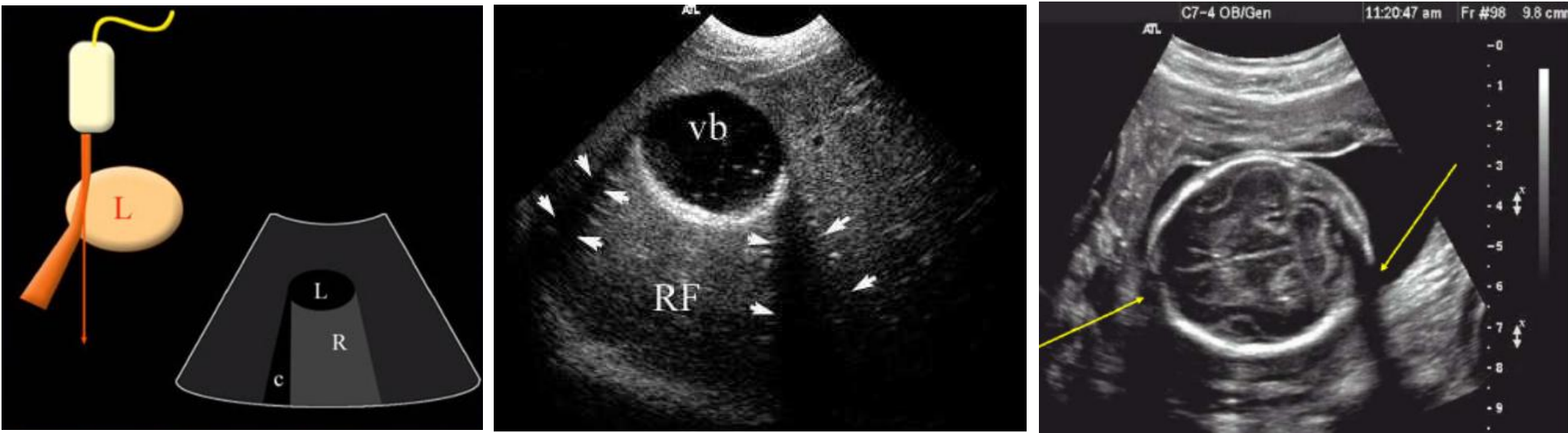
$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad \longrightarrow \quad \sin \theta_t = \frac{c_2}{c_1} * \sin \theta_i \rightarrow \theta_t = 5,3^\circ$$

$\longrightarrow$ La direction de l'onde US est peu modifiée à l'interface graisse / muscle ($0,3^\circ$)



Artéfact en échographie : réfraction

- Réfraction du faisceau en marge des structures rondes
 - les US ne peuvent plus être récupérés par la sonde, aucune image ne se forme dans cette région
 - Retour d'un moins grand nombre d'échos dans cette zone → hyposignal
 - Observé sur les lésions kystiques, les bords de la vésicule biliaire, les reins...



Zone d'ombre (« triangulaire ») par déviation du faisceau (hors de l'axe d'imagerie)

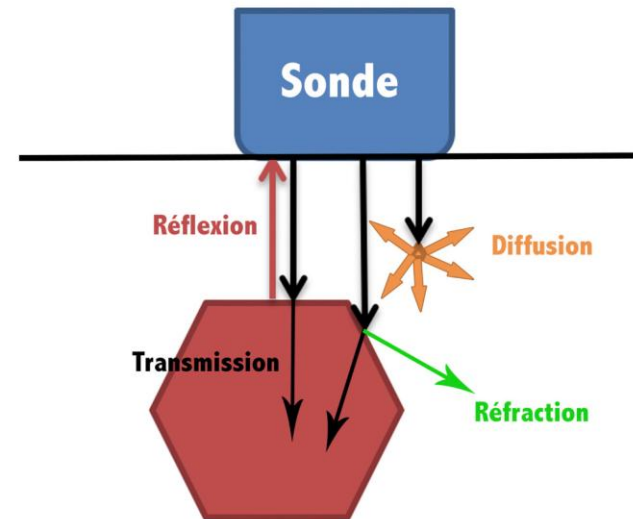
3 types d'interaction

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

1. Réflexion-réfraction

2. **Absorption**

3. Diffusion



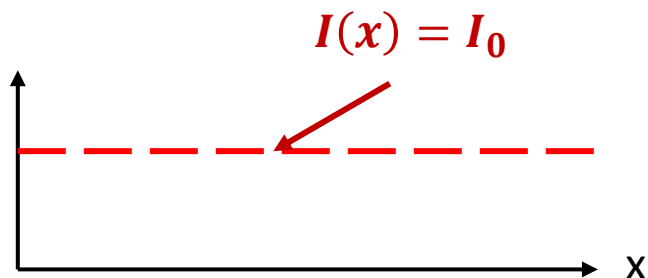
Atténuation par absorption

- 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) :

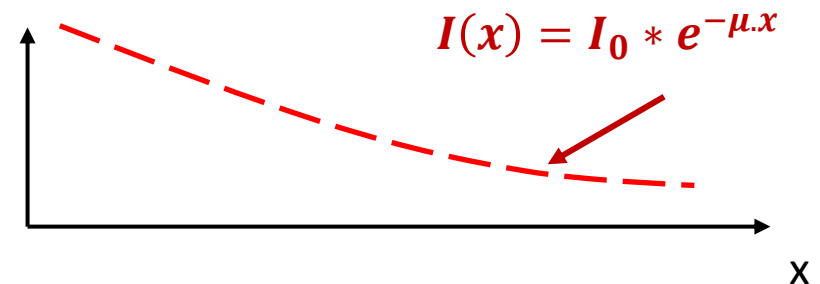
$$I(x) = I_0 * e^{-\mu \cdot x}$$

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

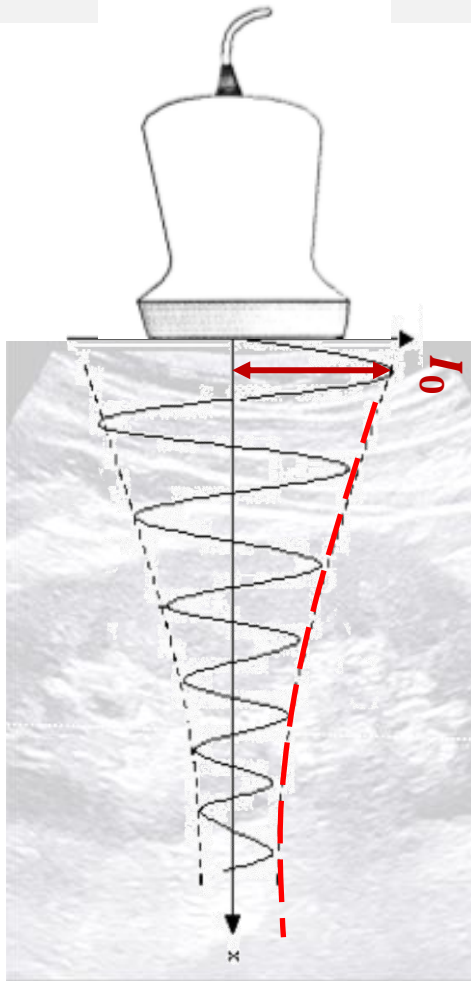
Sans absorption (cas idéal)



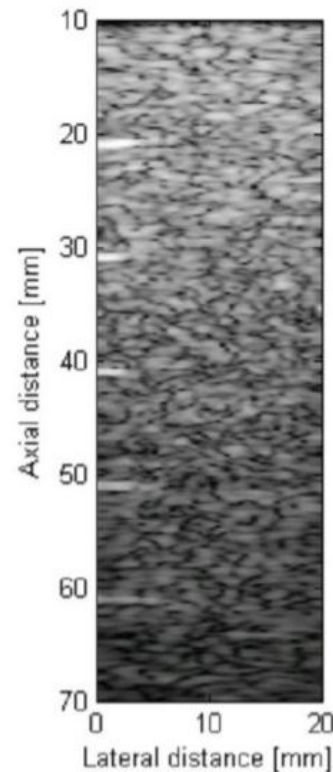
Avec absorption (la réalité)



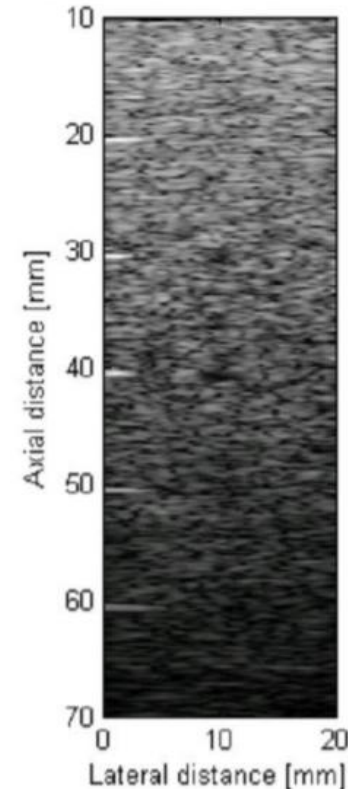
Influence de la fréquence d'émission sur l'atténuation



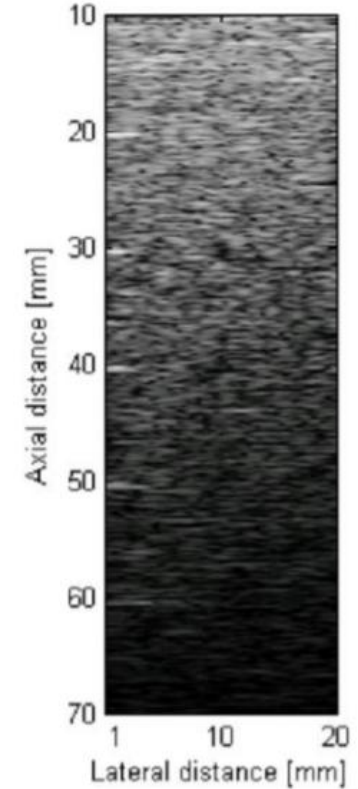
3 MHz



6 MHz



9 MHz



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

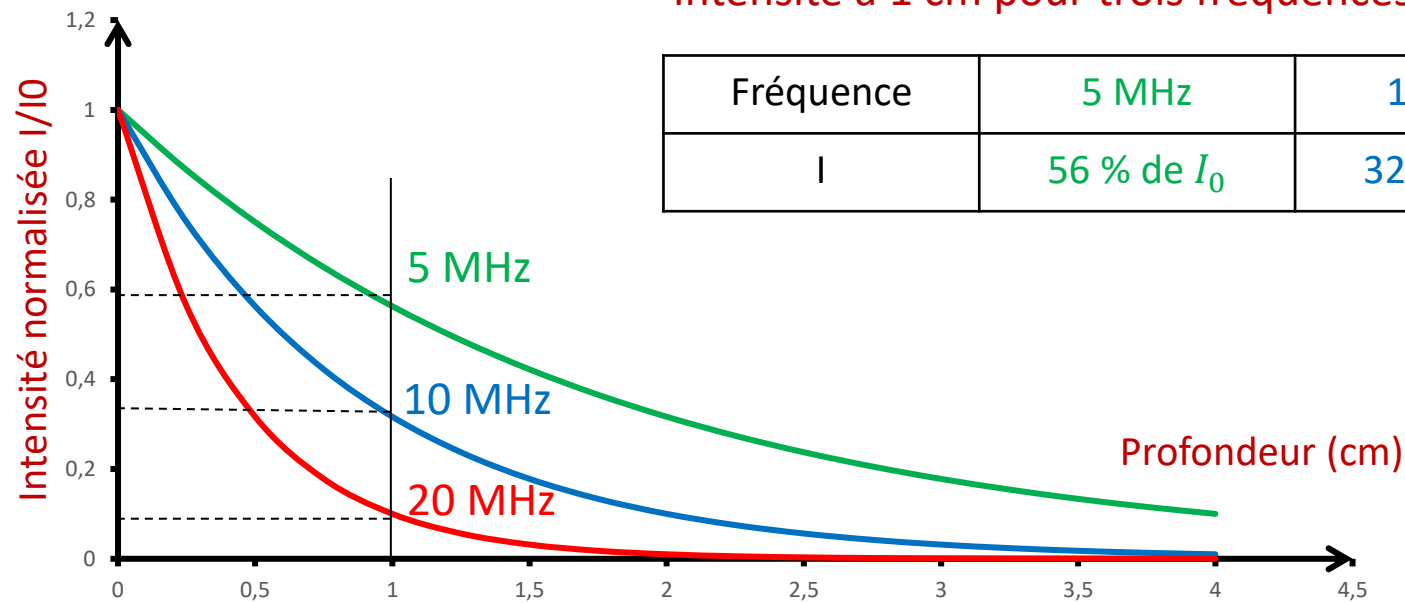
→ Le faisceau est atténué

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

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

Coefficient d'atténuation en dB

- On considère un faisceau US traversant un milieu, où l'intensité initiale est I_0 et où l'intensité 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 en cm^{-1} :

$A_{db} = \alpha \cdot x$

(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} :

$$\alpha = 4.34 * \mu$$

$\uparrow$ $\uparrow$
 (dB.cm^{-1}) (cm^{-1})

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

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

$\nwarrow$ $\nwarrow$ $\nwarrow$
 (dB) (dB.cm^{-1}) (cm)

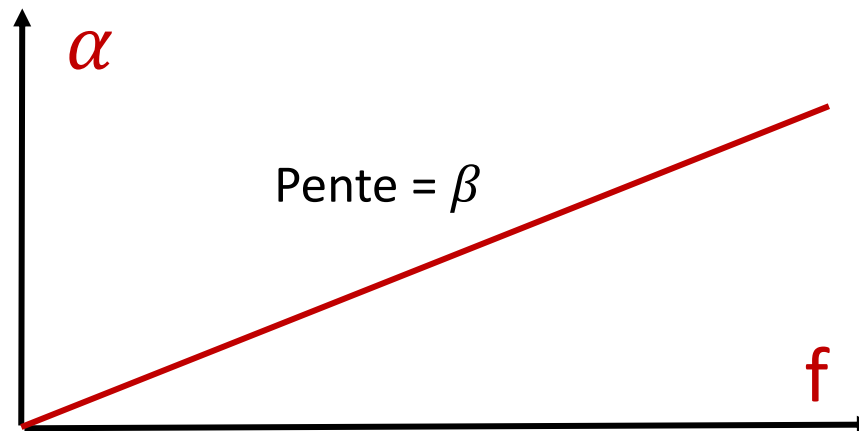
Coefficient d'atténuation et fréquence

- 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)

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



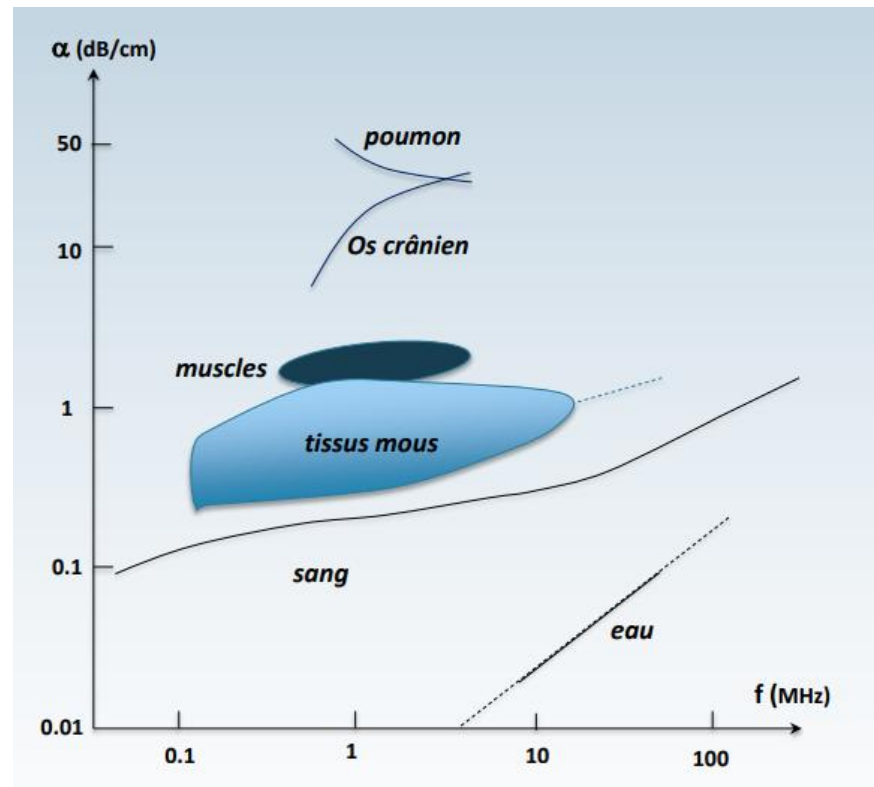
Absorption et tissus

- En moyenne dans les tissus β de l'ordre de $1 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$

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

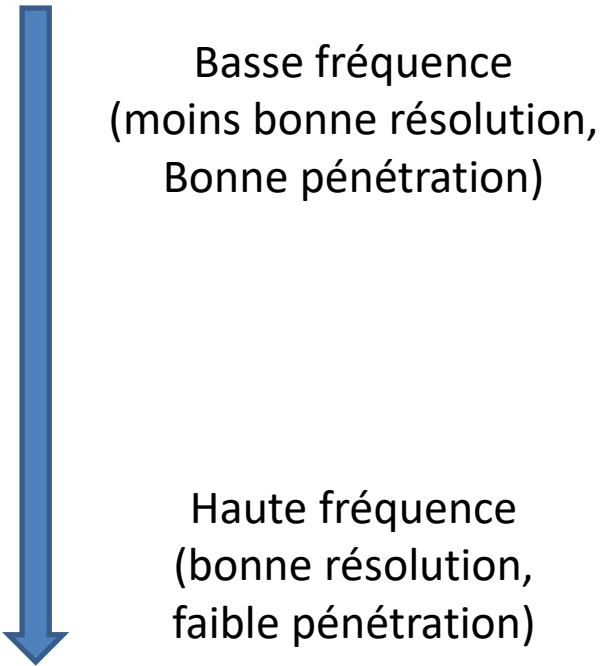
Atténuation

- L'atténuation est **compensée automatiquement** lors d'une échographie. Elle ne tient cependant pas compte de la nature des tissus traversés, mais uniquement de la profondeur ($\beta \sim 1 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$)
- Apparition dans certains cas d'artéfacts liés à cette compensation



Compromis résolution / profondeur d'exploration

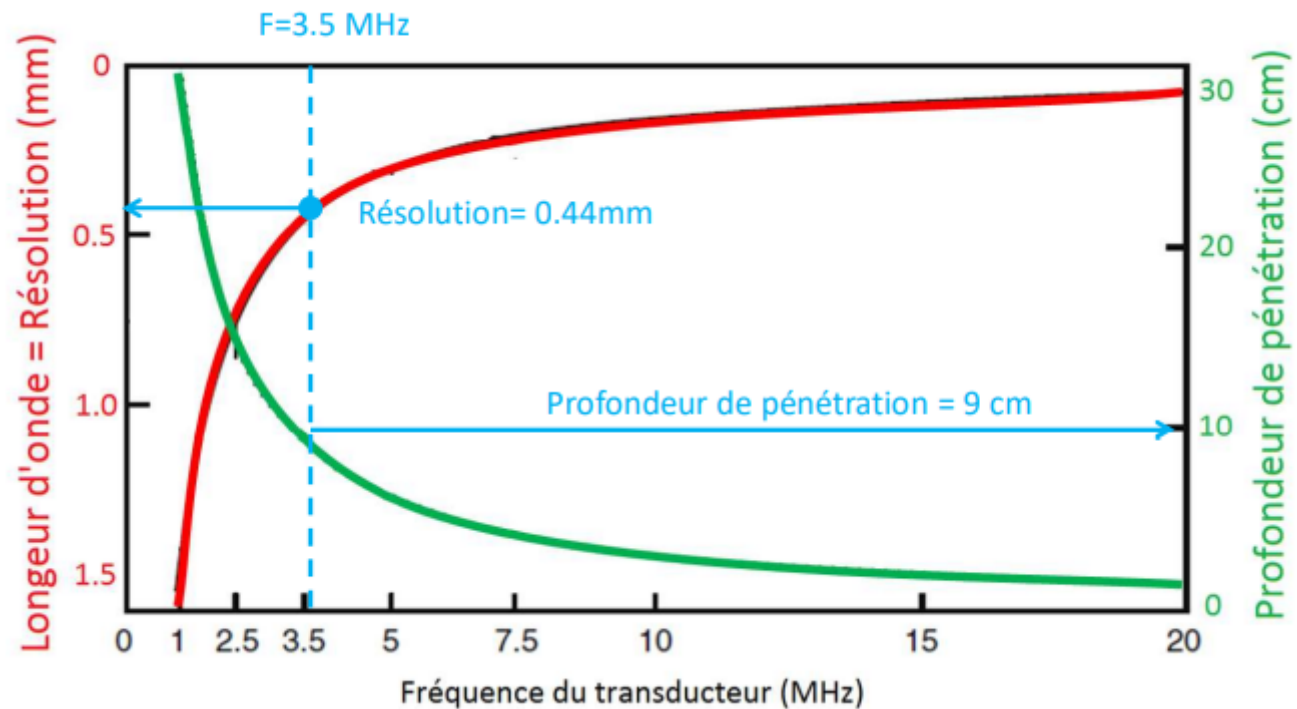
Fréquence	Application
2 / 3 MHz	Echo abdominale Echo cardiaque
5 MHz	Tissus superficiels Echo abdominales (sujets minces) Thorax, seins, testicules, gynécologie, thyroïde
7.5 / 10 MHz	Tissus très superficiels Œil Hanche nouveau-né ...



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

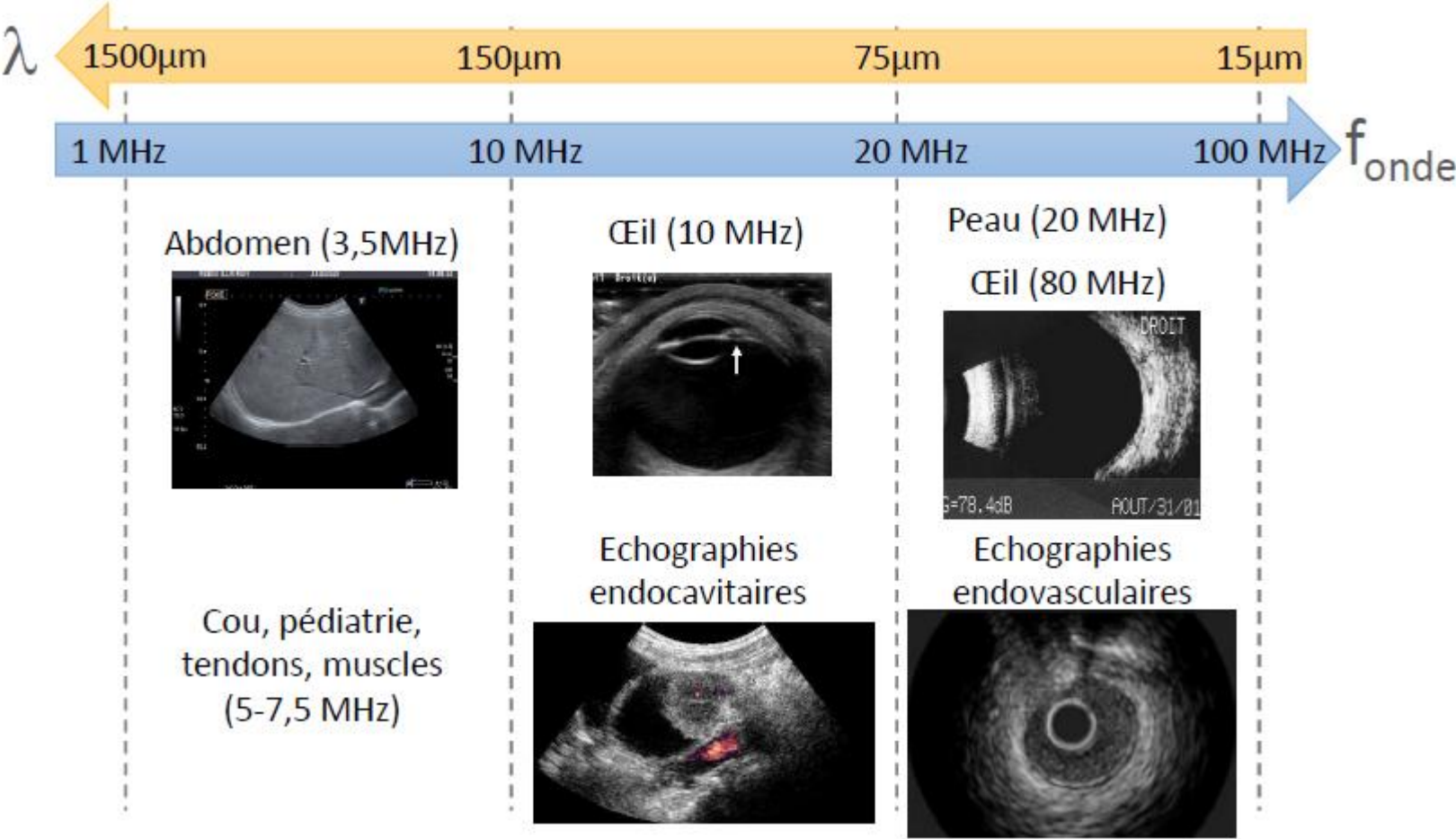
Compromis Résolution / Profondeur d'exploration

Compromis résolution / profondeur d'exploration



Compromis Résolution / Profondeur d'exploration

Compromis résolution / profondeur d'exploration



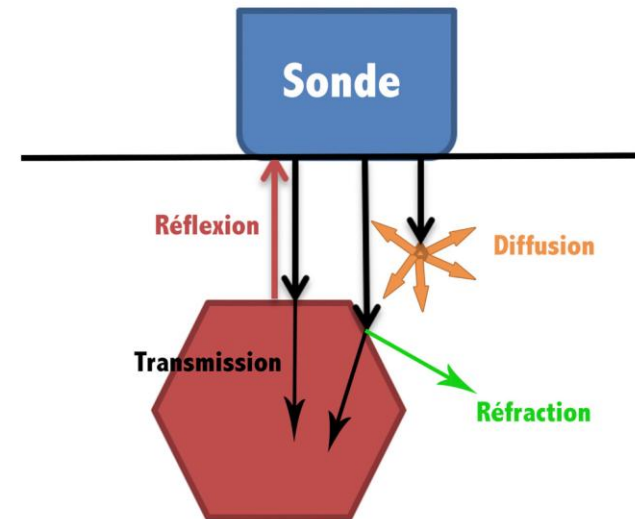
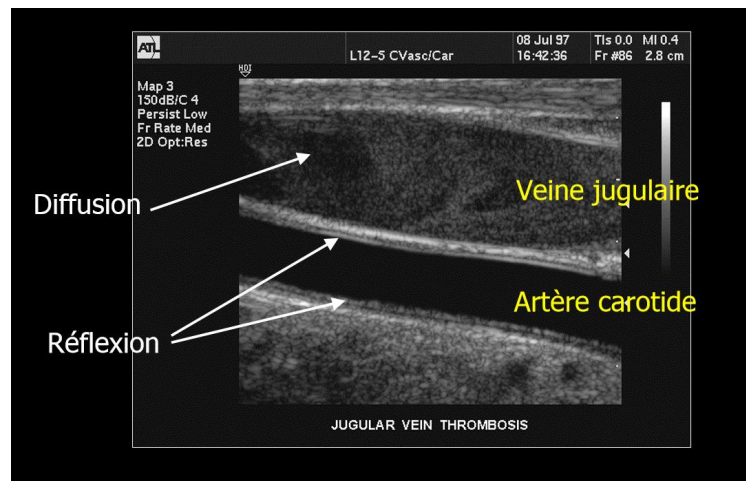
3 types d'interaction

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

1. Réflexion-réfraction

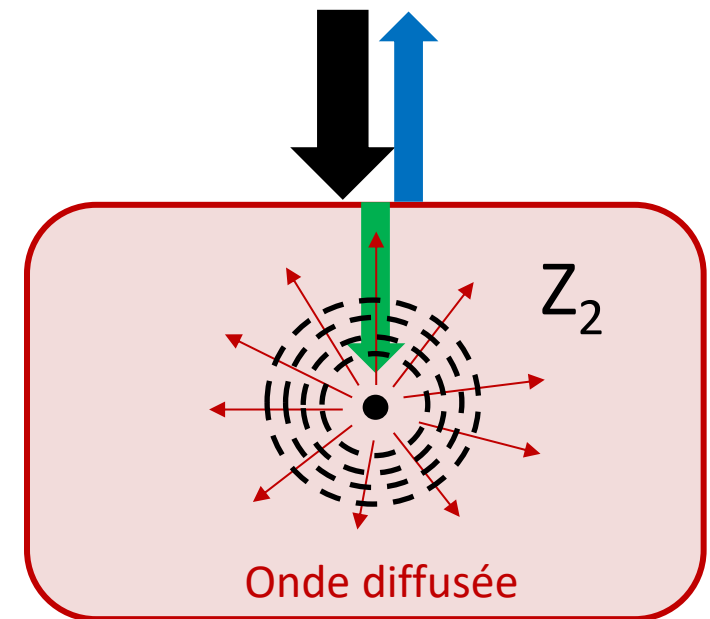
2. Absorption

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 (innervation, amas cellulaires, fibres collagènes) ou aux vaisseaux sanguins (globule rouge) constituent de multiples sources de diffusion.
 - ➔ Ils donnent des informations sur **l'échostructure** (« signature » de la structure interne) des organes
 - Un espace liquidien pur (sans cellules) est vide d'écho (anéchoïque)
- Les ondes diffusées interfèrent fortement entre elles (interférence constructive et destructive aléatoire)
 - ➔ Production d'un **bruit caractéristique** sur l'image échographique (le « speckle »)
- L'intensité diffusée augmente avec la fréquence et est en général plus faible que l'intensité réfléchie

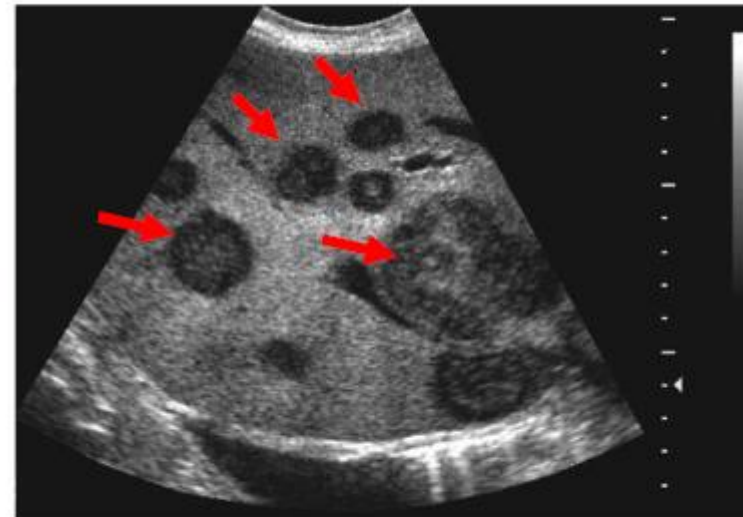
Diffusion : masses intra-hépatiques

Masses non cellularisées



Kystes (bénin)

Masses cellularisées

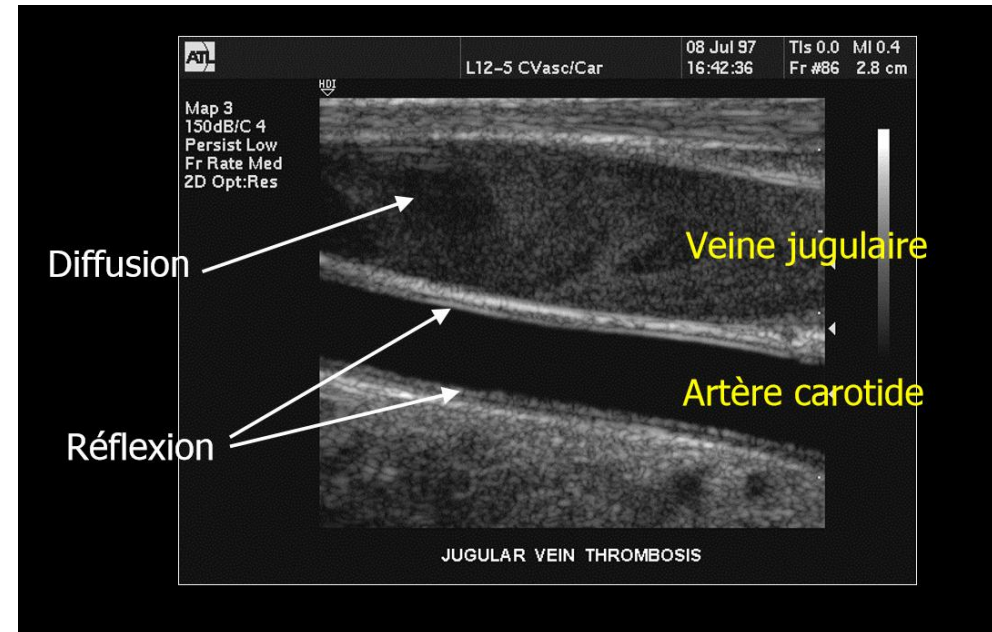


Métastases (cancer)

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

1. Rappels physiques sur l'échographie
- 2. Aspects matériels**
3. Reconstruction du signal
4. Effets biologiques des ultrasons et recommandations/normes officielles
5. Méthodes avancées en échographie

Aspect matériel de l'émission et la réception des ultrasons : le transducteur ultrasonore

- a. Sondes piézo-électriques
- b. Anatomie d'une sonde US
- c. Champ de faisceau ultrasonore et focalisation
- d. Le balayage

Aspect matériel de l'émission et la réception des ultrasons : le transducteur ultrasonore

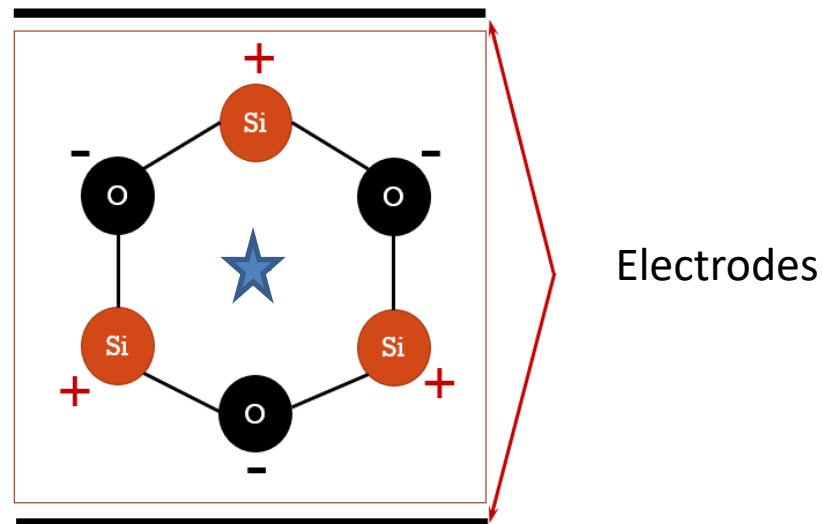
- a. **Sondes piézo-électriques**
- b. Anatomie d'une sonde US
- c. Champ de faisceau ultrasonore et focalisation
- d. Le balayage

La piézo-électricité

- Les transducteurs ultrasonores sont des dispositifs capables de transformer de l'énergie électrique en énergie ultrasonore et réciproquement en exploitant le phénomène de **piézoélectricité**
- Ils sont constitués d'une lame de matériaux piézoélectriques recouverte d'électrodes métalliques permettant de transmettre et de recueillir le signal.
- Matériaux piézoélectriques :
 - Monocristaux → Quartz
 - Ferroélectriques poly-cristallins (céramiques) → **PZT (titano-zirconate de plomb)**
 - Films plastiques → PVDT (polyvinylidène difluor)

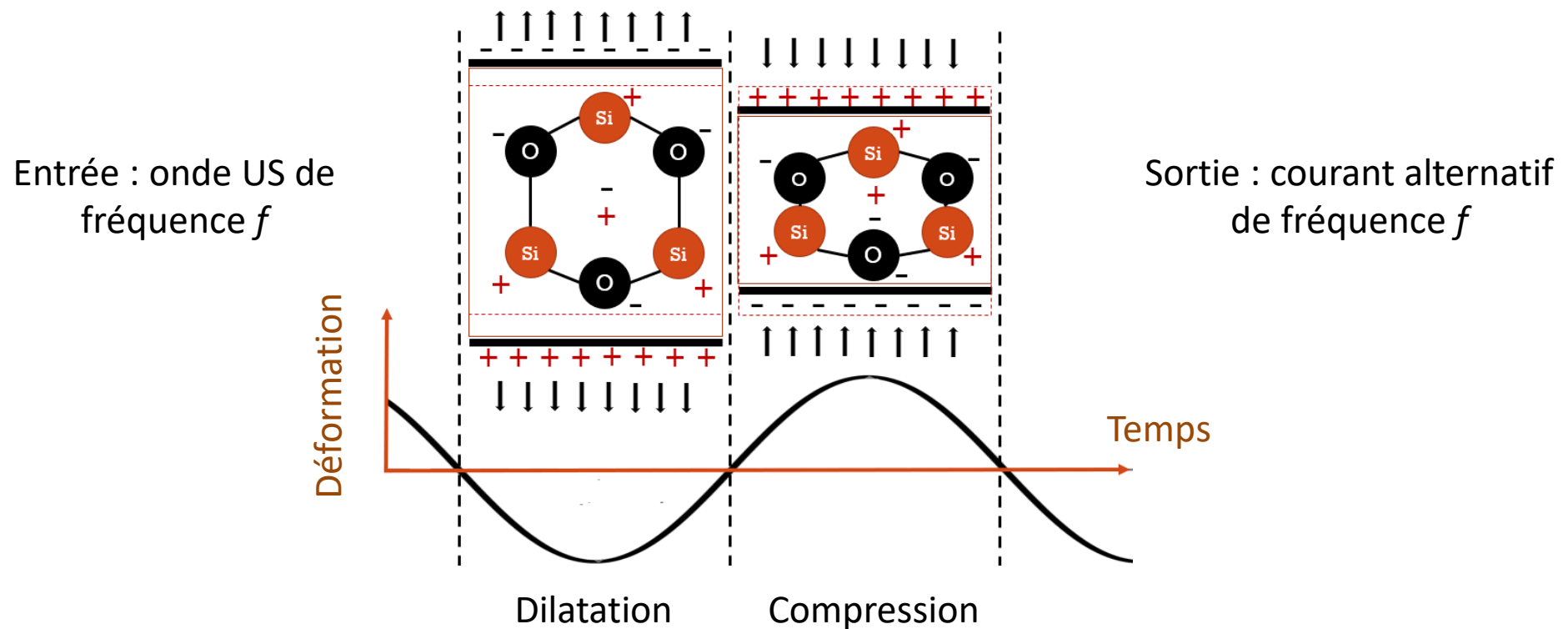
La piézo-électricité : principe

- Ce sont des structures cristallines, comportant des ions positifs et négatifs dont la disposition, en l'absence de contraintes, est telle que le champ résultant est nul
- Exemple du quartz SiO_2 :
 - En l'absence de contrainte, les centres de gravité des ions positifs (Si^+) et des ions négatif (O^-) sont confondus (symétrie cristalline)



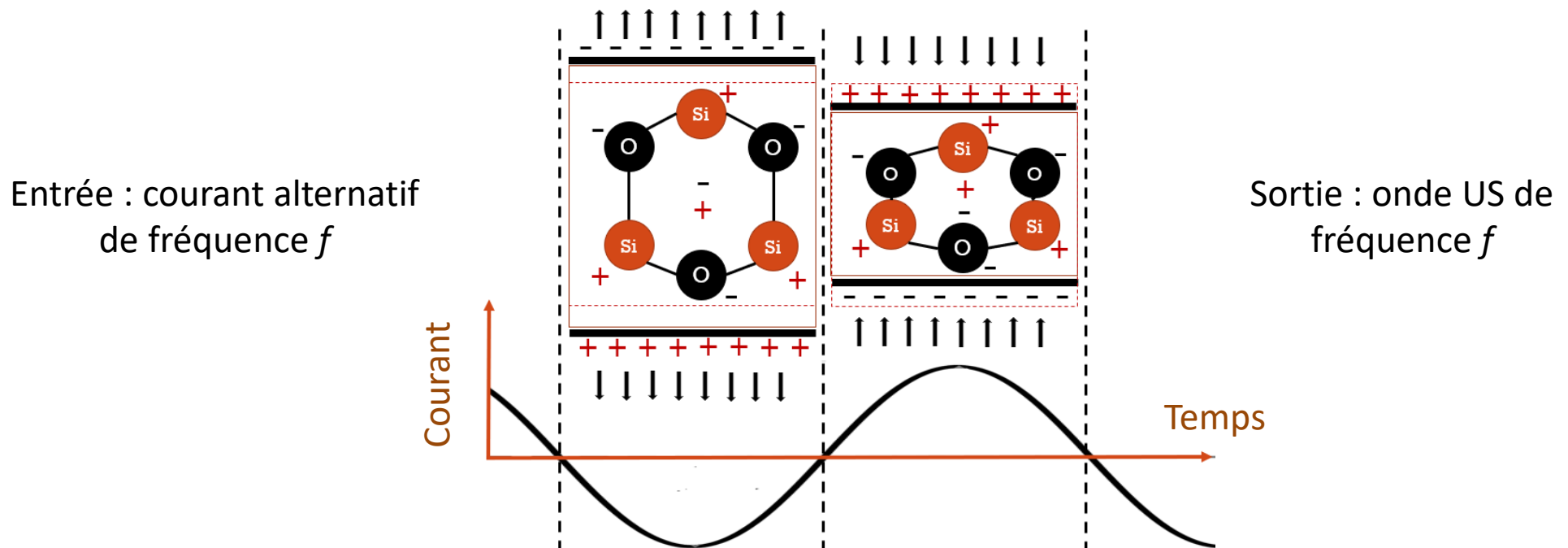
La piézo-électricité : principe

- Exemple du quartz SiO_2 : **effet piézoélectrique direct** (phase de réception des US)
 - La déformation du matériau sous l'effet d'une contrainte extérieure (onde US) produit un déplacement des centres de gravité → apparition d'une différence de potentiel
 - Polarisation électrique alternative à la surface du matériau



La piézo-électricité : principe

- Exemple du quartz SiO_2 : **effet piézoélectrique indirect** (phase d'émission des US)
- L'application d'un champ électrique rompt l'équilibre des charges.
- Le matériau se contracte et se dilate successivement selon la polarité imposée afin de retrouver la neutralité électrique.



Aspect matériel de l'émission et la réception des ultrasons : le transducteur ultrasonore

- a. Sondes piézo-électriques
- b. Anatomie d'une sonde US
- c. Champ de faisceau ultrasonore et focalisation
- d. Le balayage

Anatomie des sondes US

Sonde = 3 éléments principaux au sein d'un boîtier isolant et protecteur : le matériau piézoélectrique, l'amortisseur et l'adaptateur d'impédance.

- **Matériau piézoélectrique = barrette échographique**

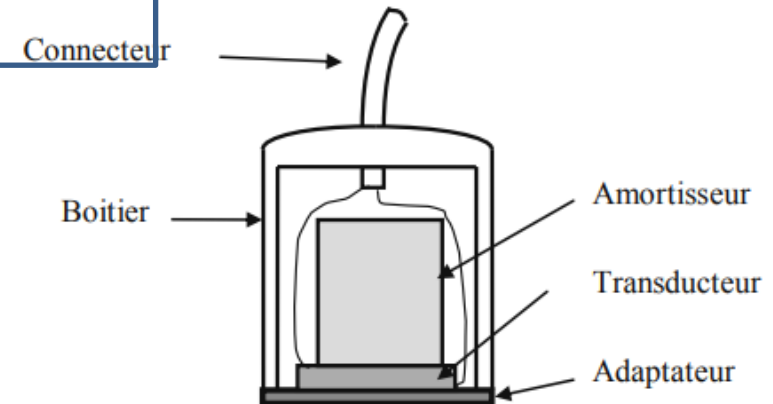
- ➔ Emetteur et récepteur des US
- ➔ Caractérisé par une fréquence de résonance fonction de son épaisseur et de la nature du matériau

- **Amortisseur (résine epoxy ou plomb)**

- ➔ Placé en arrière de la céramique
- ➔ Permet d'amortir les vibrations du transducteur
- ➔ Absorbe le rayonnement émis en arrière

- **Adaptateur d'impédance (et isolant/couche protectrice)**

- ➔ Non conducteur
- ➔ Impédance proche de celle des tissus biologiques



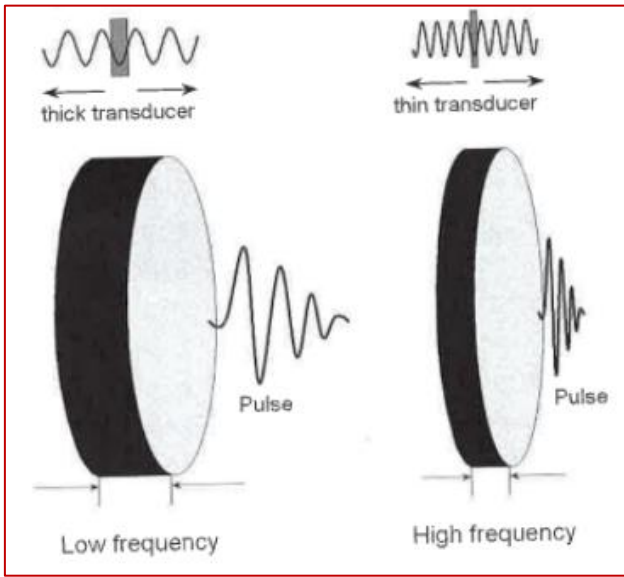
Matériau piézoélectrique : fréquence de résonance

- Les propriétés piézo-électriques d'un matériau sont maximales pour une seule fréquence d'excitation appelée fréquence de résonance f_0 .
- La fréquence de résonance f_0 d'un transducteur est déterminée par la nature du matériau le composant (célérité c du son dans le matériau) ainsi que de son épaisseur e :

$$e = \frac{1}{2} \frac{c}{f_0}$$

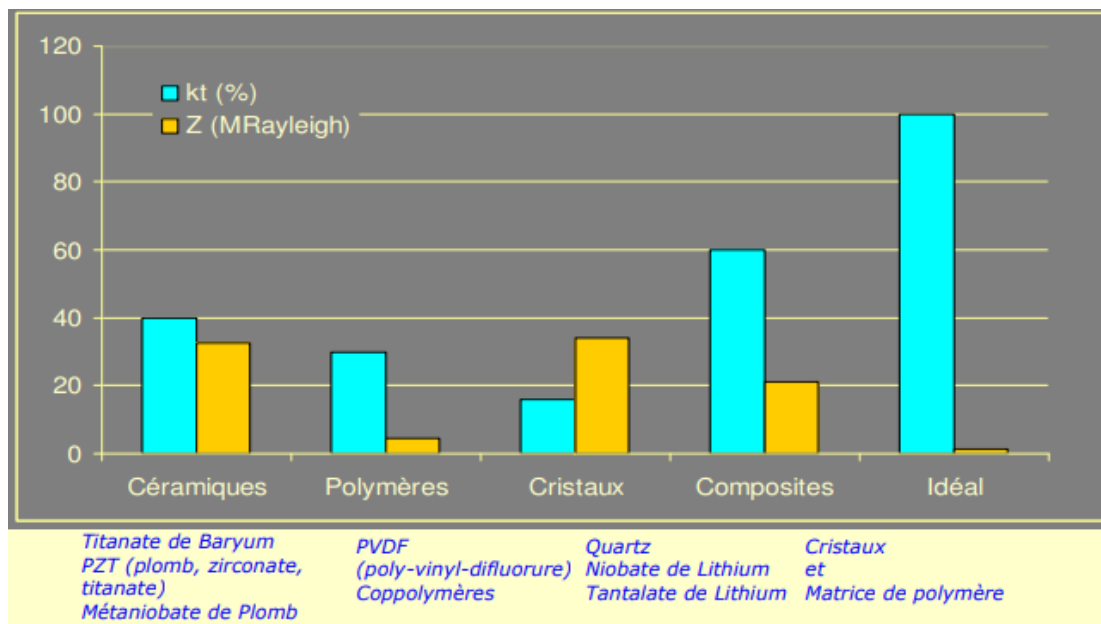
- Exemple pour le PZT ayant une célérité $c=4000\text{m/s}$:

f_0 (MHz)	1	2,25	3,75	7,5	10	30
e (mm)	2	0,9	0,5	0,27	0,2	0,07



Matériau piézoélectrique – « rendement »

- Le « rendement » / efficacité d'un matériau piézo-électrique en échographie est caractérisé(e) par :
 - Le coefficient de couplage électro-acoustique **Kt** (=efficacité de la traduction déformation <-> différence de potentiel électrique). S'exprime en %
 - L'impédance acoustique **Z** (la transmission des US dans les tissus sera meilleure si l'impédance de la sonde est proche de celle des tissus)

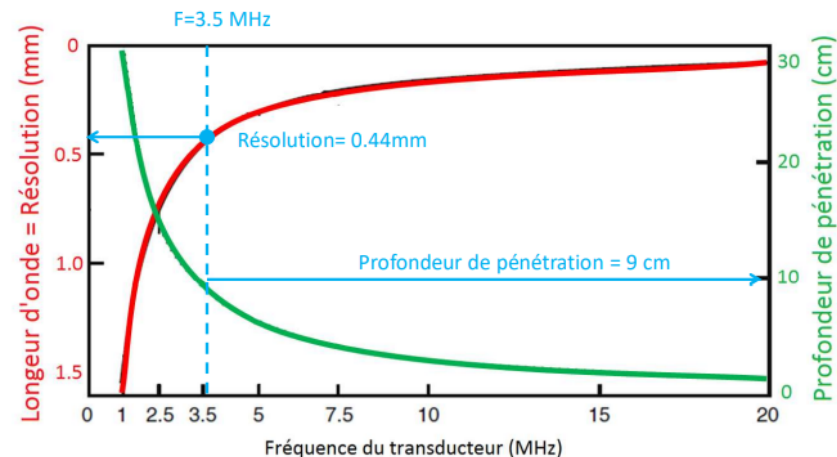


Tissus biologiques : $Z \sim 1.5$ MRayleigh

Matériau piézoélectrique : fréquence de résonance

Une (gamme de) fréquence = une épaisseur = une sonde

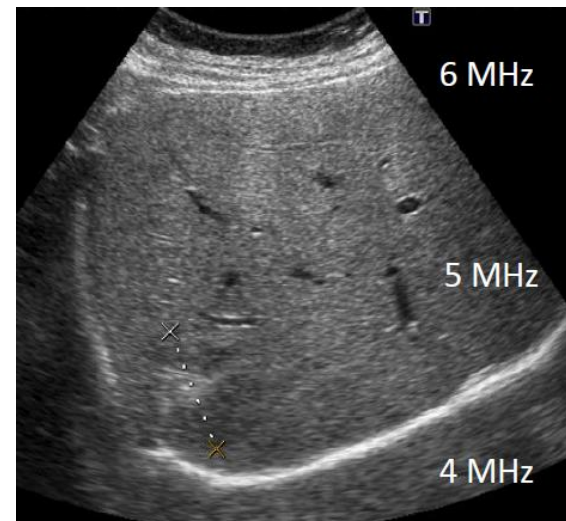
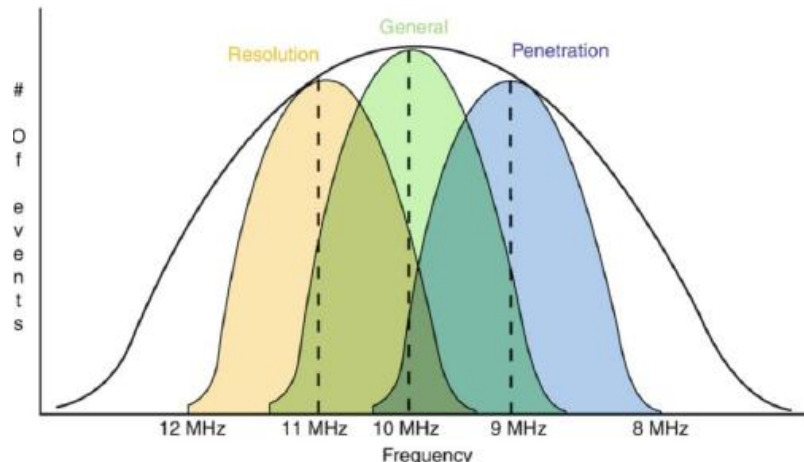
- 3,5 MHz : Exploration en profondeur ➡ Abdomen
- 5 à 7 MHz : Echographie des tissus mous ➡ Thyroïde
- 7 à 10 MHz : Echographie haute résolution ➡ Ophtalmologie
- Au-delà de 10 MHz : Echographie du petit animal ➡ Recherche pré-clinique



Matériau piézoélectrique : fréquence de résonance

Sondes multi-fréquences

- Les sondes échographiques sont maintenant multifréquences : elles permettent de changer de fréquence sans changer de sonde
- Elles sont constituées de cristaux ayant des fréquences de résonance différentes, ou des sondes large-bande.



Anatomie des sondes US

Sonde = 3 éléments principaux au sein d'un boîtier isolant et protecteur : le matériau piézoélectrique, l'amortisseur et l'adaptateur d'impédance.

- **Matériau piézoélectrique = barrette échographique**

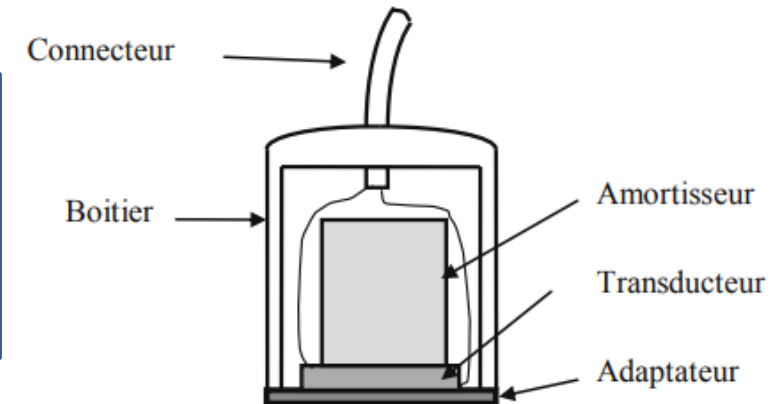
- ➔ Emetteur et récepteur des US
- ➔ Caractérisé par une fréquence de résonance fonction de son épaisseur et de la nature du matériau

- **Amortisseur (résine epoxy ou plomb)**

- ➔ Placé en arrière de la céramique
- ➔ Permet d'amortir les vibrations du transducteur
- ➔ Absorbe le rayonnement émis en arrière

- **Adaptateur d'impédance (et couche protectrice)**

- ➔ Non conducteur
- ➔ Impédance proche de celle des tissus biologiques

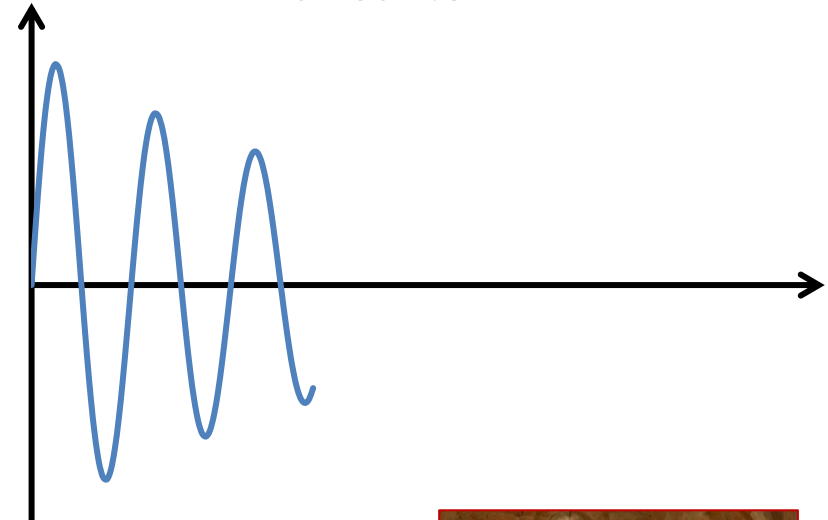


Impulsion ultrasonore : idéale vs réalité

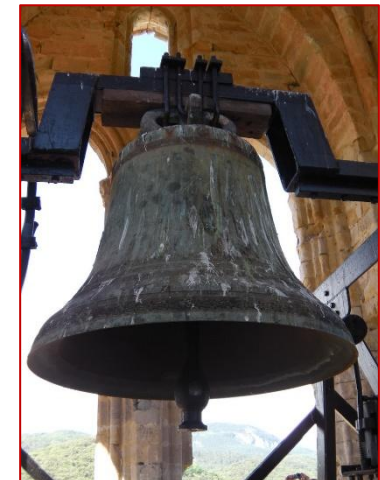
L'idéal...



La réalité !



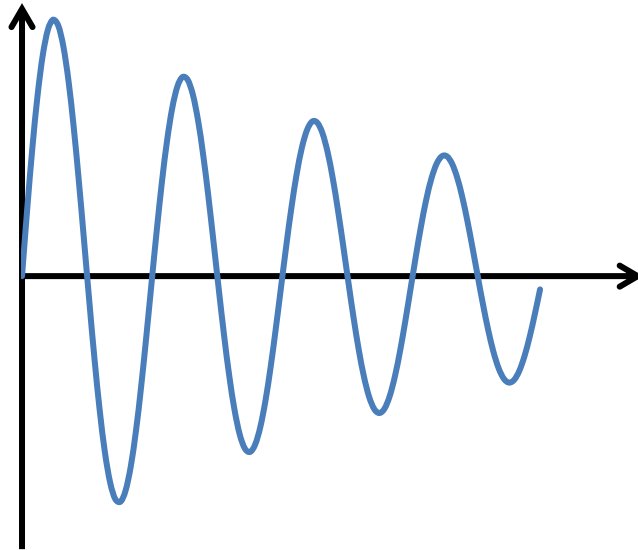
- L'impulsion idéale est ample et brève :
 - ➔ Ample pour un bon rapport signal sur bruit
 - ➔ Brève pour une bonne résolution spatiale axiale
- En pratique, les oscillations secondaires du matériau piézo prolongent la durée de l'impulsion : il résonne comme une cloche



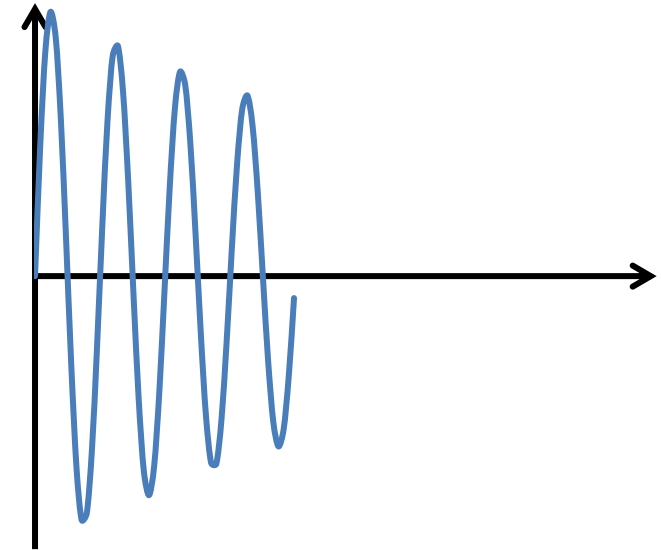
99,9% du temps, la sonde « écoute » les échos / 0,1% la sonde émet une impulsion

Impulsion ultrasonore : fréquence et longueur d'impulsions

Basse fréquence



Haute fréquence



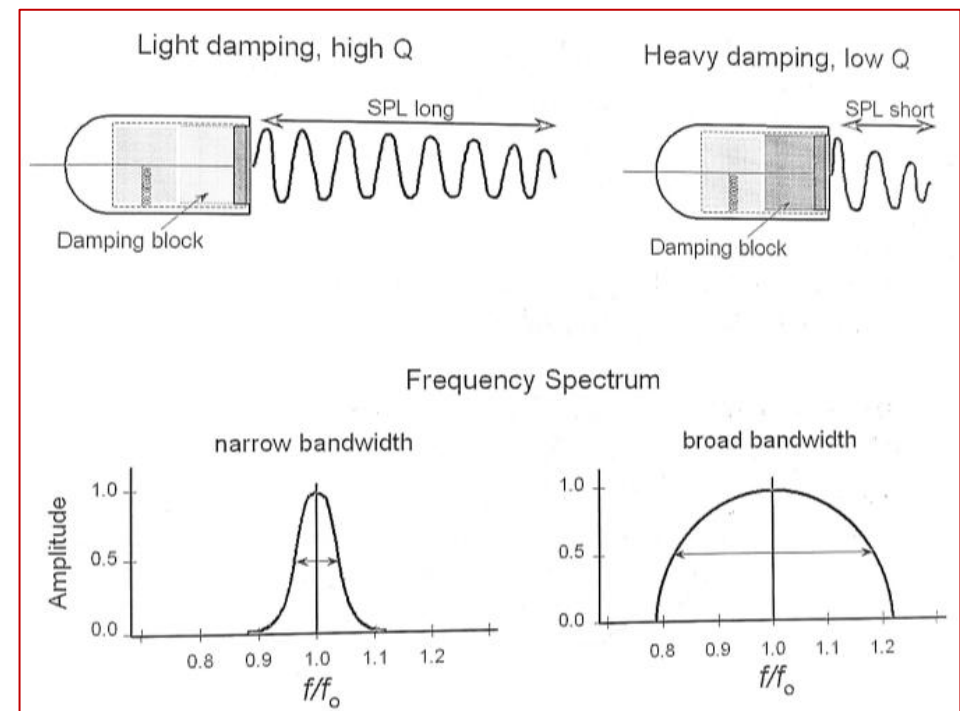
- Pour un même nombre d'oscillations (ici 4), la durée (longueur) de l'impulsion est d'autant plus faible que la fréquence est élevée.
- Plus la fréquence augmente, plus l'impulsion est brève et meilleure est la **résolution spatiale axiale**

Amortisseur

- L'amortissement des oscillations secondaires du transducteur permet de raccourcir la durée de l'impulsion, et d'améliorer ainsi la résolution spatiale axiale.
- Une impulsion ultrasonore plus courte présente un spectre de fréquences plus large qu'une impulsion longue.
- L'amélioration de la résolution axiale rendue possible par l'émission d'impulsions ultrasonores brèves implique donc le recours à une sonde ultrasonore bénéficiant d'une large bande passante (on parle de « sondes large-bande »)



Amortisseur $\equiv$ main placée sur une cloche qui résonne



Anatomie des sondes US

Sonde = 3 éléments principaux au sein d'un boîtier isolant et protecteur : le matériau piézoélectrique, l'amortisseur et l'adaptateur d'impédance.

- **Matériau piézoélectrique = barrette échographique**

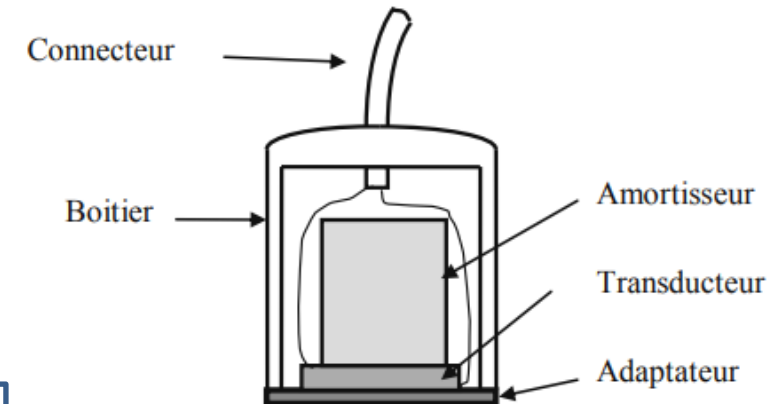
- ➔ Emetteur et récepteur des US
- ➔ Caractérisé par une fréquence de résonance fonction de son épaisseur et de la nature du matériau

- **Amortisseur (resine epoxy ou plomb)**

- ➔ Placé en arrière de la céramique
- ➔ Permet d'amortir les vibrations du transducteur
- ➔ Absorbe le rayonnement émis en arrière

- **Adaptateur d'impédance (et couche protectrice)**

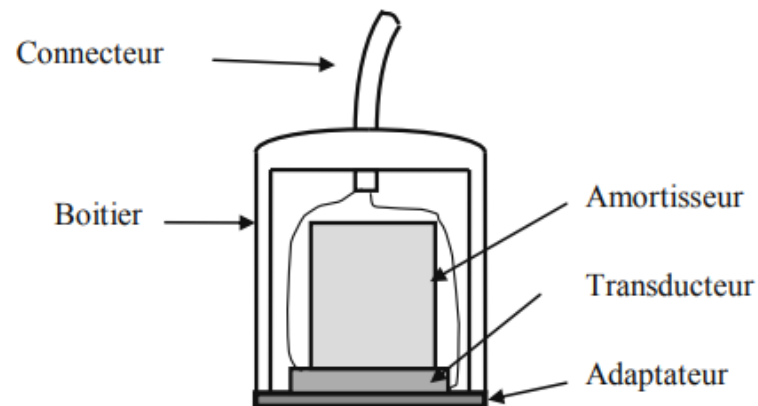
- ➔ Non conducteur
- ➔ Impédance proche de celle des tissus biologiques



Adaptateur d'impédance

- Matériau non conducteur, isole de la peau et protège la céramique
- Evite une réflexion importante de l'onde compte tenu de la forte différence d'impédance entre la céramique et la peau = favorise la transmission des US dans le corps
- Son impédance acoustique est intermédiaire entre celle de la peau et celle de la céramique piézo-électrique.

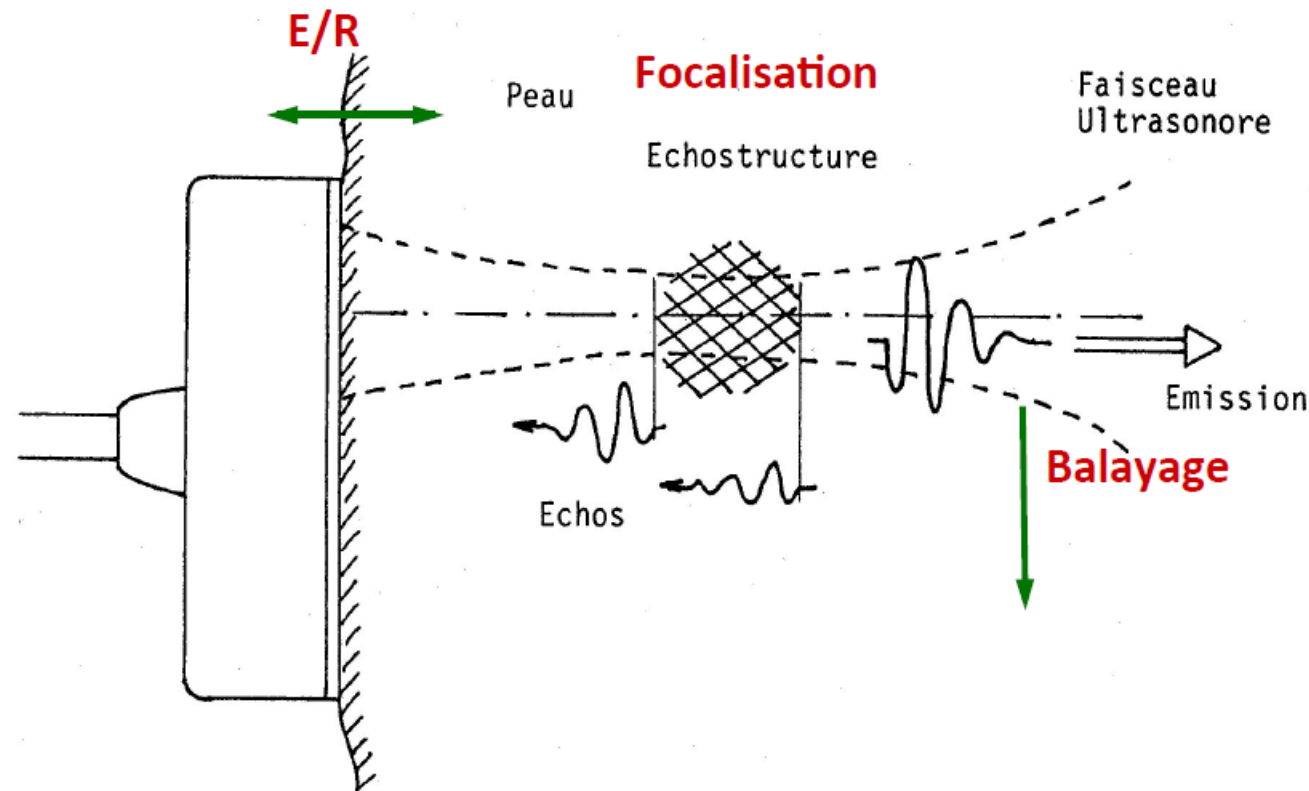
$$Z_{adaptateur} = \sqrt{Z_{tissu}Z_{piezo}}$$



Aspect matériel de l'émission et la réception des ultrasons : le transducteur ultrasonore

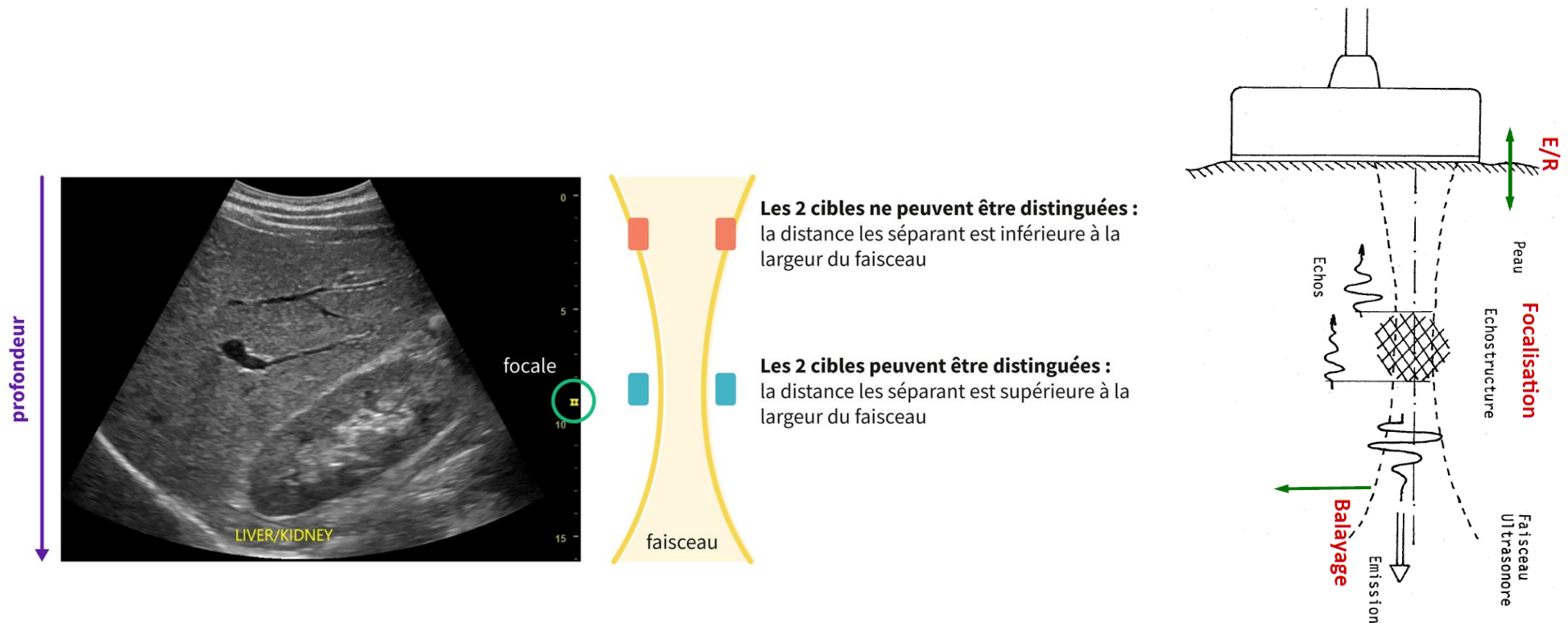
- a. Sondes piézo-électriques
- b. Anatomie d'une sonde US
- c. Champ de faisceau ultrasonore et focalisation
- d. Le balayage

Principe général



La focalisation sert à réduire la largeur du faisceau à une profondeur donnée afin d'améliorer la résolution latérale et le rapport signal/bruit à cet endroit.

Principe général : amélioration de la résolution latérale



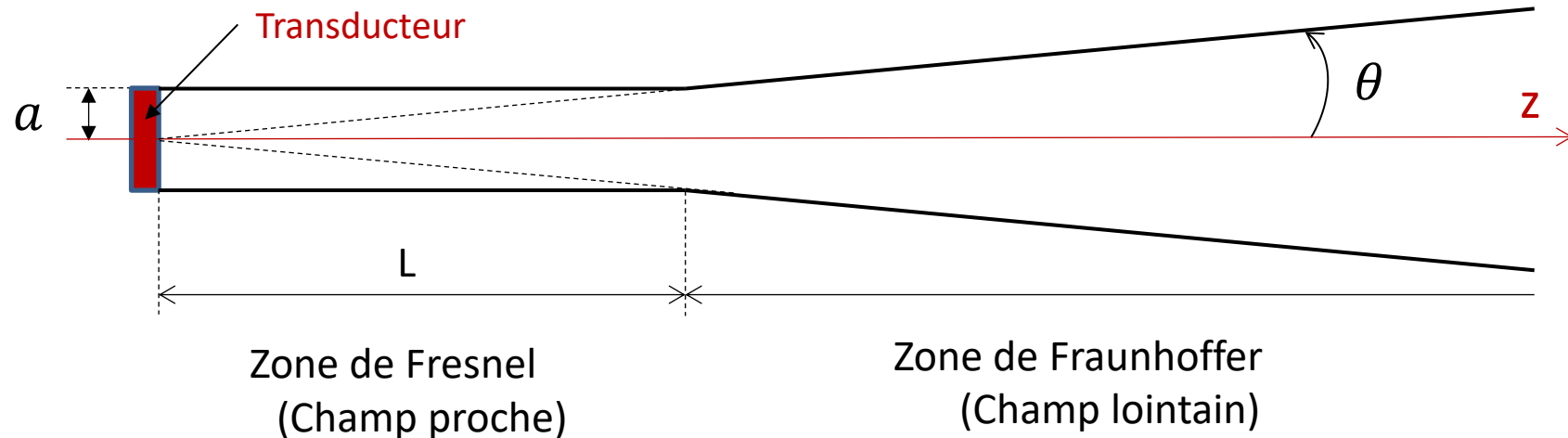
Résolution latérale = capacité du faisceau ultrasonore à identifier 2 éléments distincts situés à la même profondeur.

→ ne peuvent être distinguées que si la distance qui les sépare est inférieure à la largeur du faisceau ultrasonore.

→ C'est donc à la profondeur de focalisation que la résolution latérale est la meilleure.

Champ de faisceau ultrasonore (faisceau non focalisé)

Champ : Distribution spatiale de l'énergie US émise dans la direction du tir



- Le **champ proche** ou zone de Fresnel

➔ Champ de pression très irrégulier (beaucoup d'interférences) – Zone de turbulence

- Le **champ lointain** ou zone de Fraunhofer

➔ Décroissance de l'intensité US et expansion du champ d'onde – Zone de dispersion

- Longueur de la zone de Fresnel :

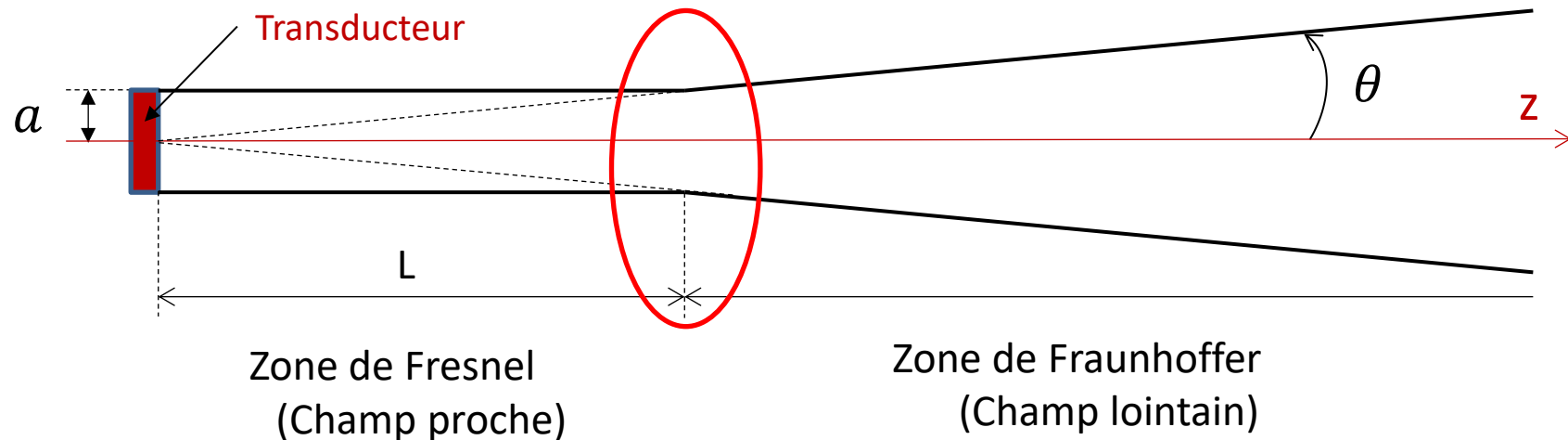
$$L = \frac{a^2}{\lambda}$$

- Angle de divergence de la zone de Fraunhofer :

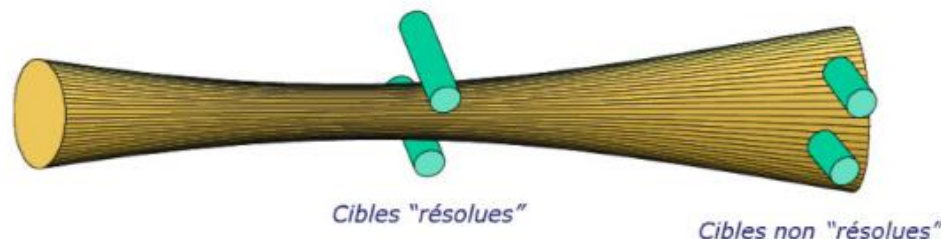
$$\sin \theta = 1.22 * \frac{\lambda}{2a}$$

Champ de faisceau ultrasonore (faisceau non focalisé)

Champ : Distribution spatiale de l'énergie US émise dans la direction du tir



- La **résolution spatiale latérale** dépend de la largeur du faisceau : deux structures proches selon l'axe perpendiculaire à l'axe du faisceau US sont discernables si la distance les séparant est supérieure à la largeur du faisceau.

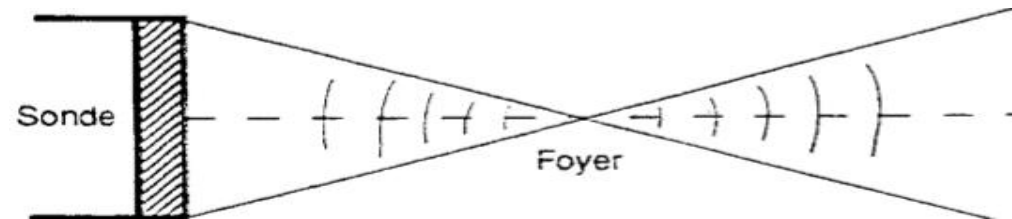


Afin d'optimiser la résolution latérale, on focalise le faisceau = « réduit » son diamètre

Echographie : focalisation du faisceau

- La focalisation idéale consiste à concentrer toute l'énergie en un point. Le faisceau converge, devient localement ponctuel puis diverge (comme en optique).

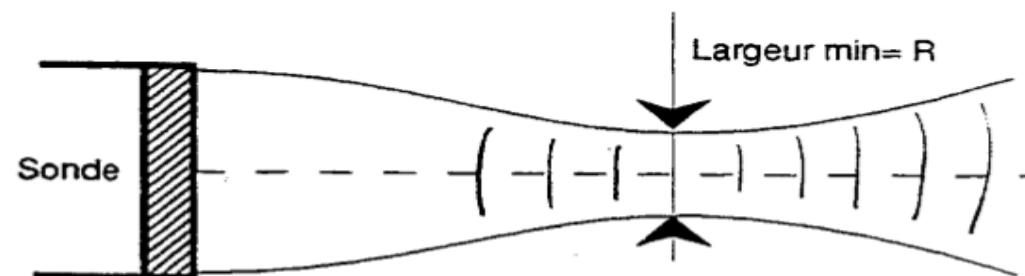
Focalisation idéale



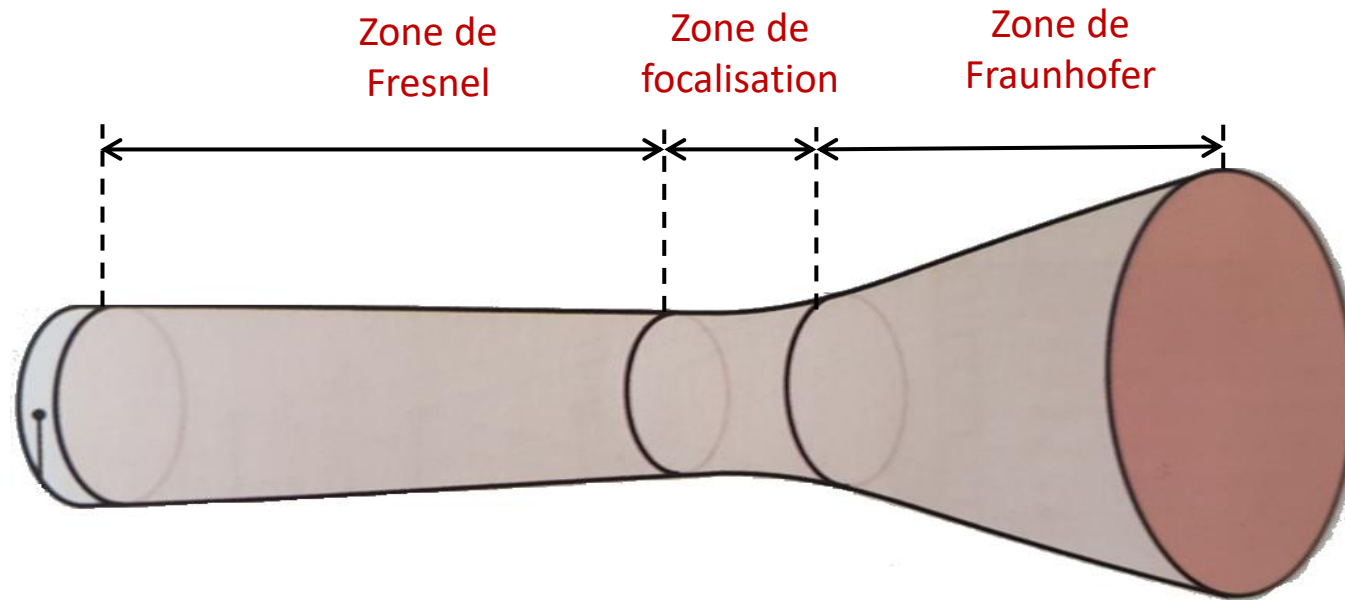
- En réalité, la focalisation n'est pas parfaite du fait de la taille limitée du transducteur

➡ Phénomène de diffraction élargissant le faisceau

Focalisation réelle



Focalisation

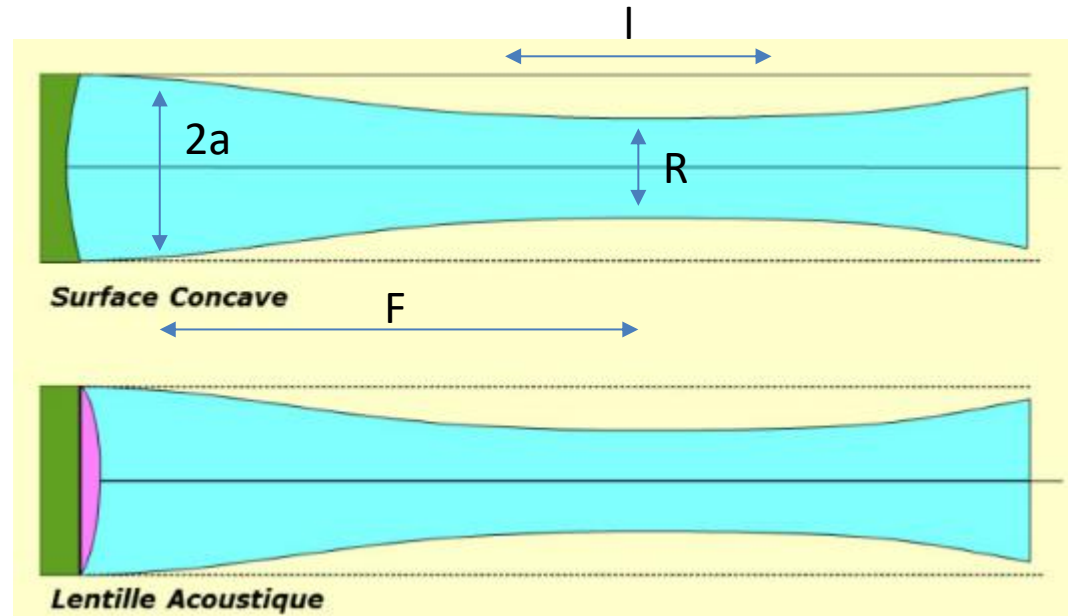


- La focalisation permet d'optimiser la résolution latérale
- On distingue deux manières de focaliser le faisceau :
 - La focalisation mécanique
 - La focalisation électronique

Focalisation mécanique

2 manières de focaliser le faisceau mécaniquement :

Source concave



Lentille acoustique de forme convexe (placée directement sur la face avant du piézo)

$$R = 1,22 \cdot F \cdot \frac{\lambda}{a}$$



La largeur du faisceau **R** à la distance focale **F** est d'autant plus étroite que la longueur d'onde **λ** est courte (fréquence haute) et que l'épaisseur **a** de la sonde est grande.

Focalisation mécanique

2 manières de focaliser le faisceau mécaniquement : source concave ou lentille convexe sur source plane

- **Avantage :**

- Technologie simple : lentille cylindrique 😊

- **Inconvénients :**

- Contact avec la peau n'est pas optimal : forme convexe 😞
- La focale est fixe et ne peut pas être modifiée par l'échographiste 😞 😞 😞

Solution = la focalisation électronique

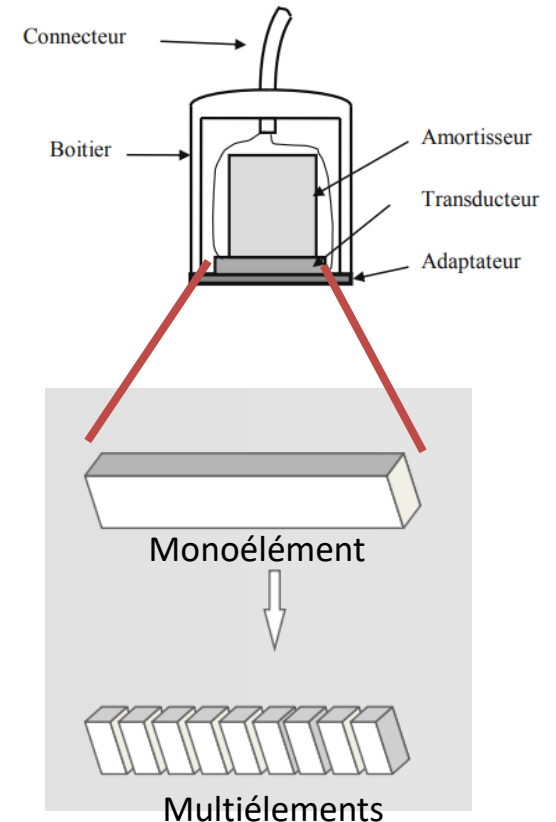
Focalisation électronique : barrette de transducteurs

- La focalisation électronique consiste à donner au front d'onde une forme concave en ajustant les retards à l'excitation des différents éléments piézoélectriques juxtaposés dans la barrette

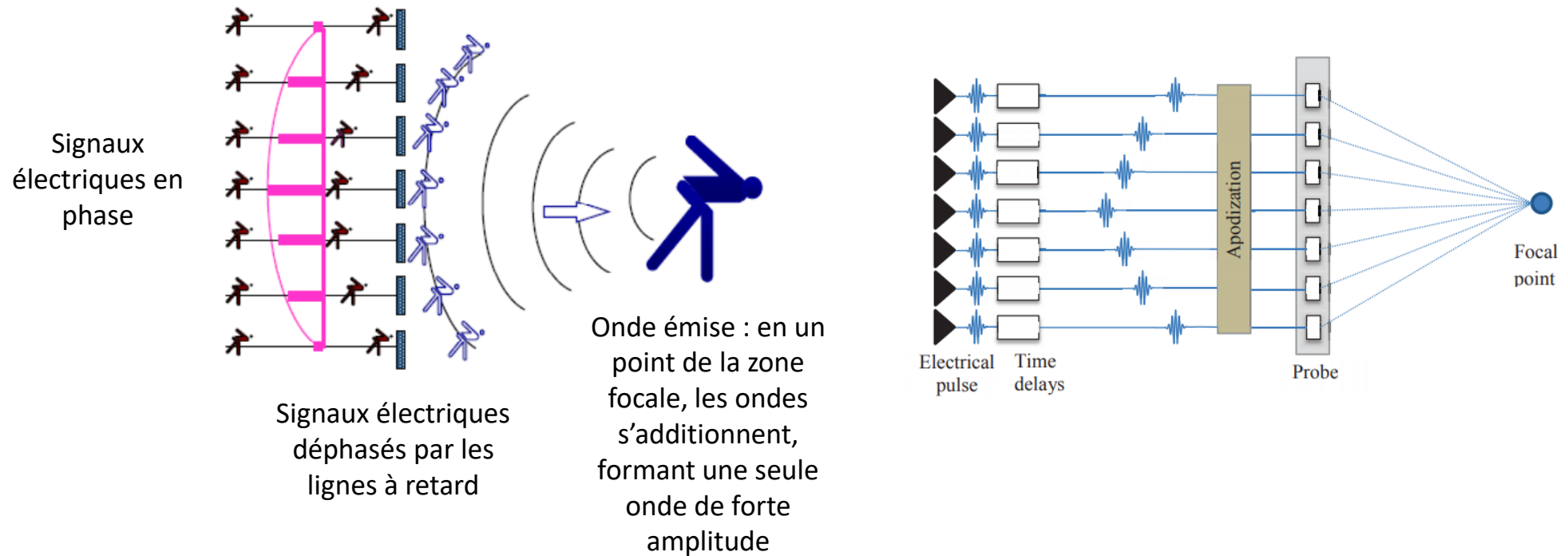
- Principe de la focalisation électronique :

1. Découplage électro-mécanique du transducteur en un grand nombre de très petits éléments (~200).
2. Emission US non simultanée des différents petits éléments

➔ Application de retard d'excitation (= lignes à retards) croissant des éléments périphériques vers les éléments centraux



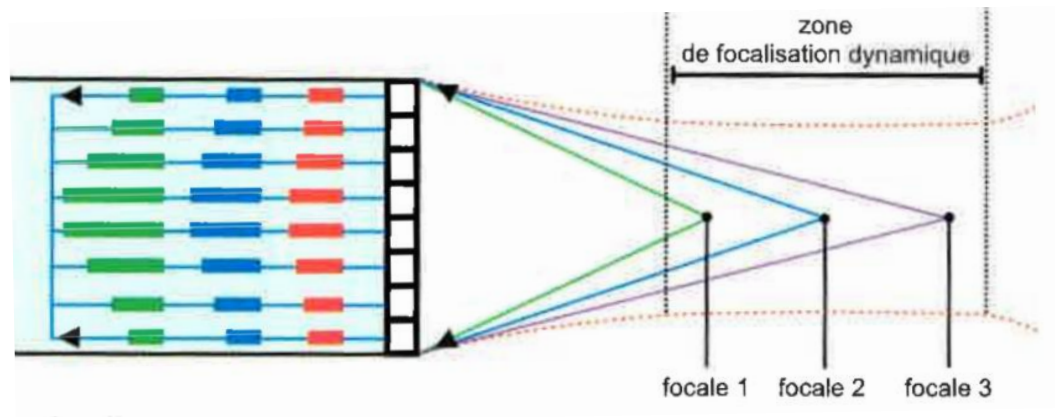
Focalisation électronique



1. Emission d'impulsions électriques
2. Impulsions électriques déphasées (par les lignes à retard) sur chacun des éléments du transducteur.
3. Les impulsions acoustiques parviennent simultanément en un point de la zone focale où elles s'additionnent pour former une seule onde de forte amplitude.

Focalisation électronique : focalisation multiple

- Focalisation à différentes distances en changeant le jeu de retard.
→ Permet d'obtenir une qualité d'image optimale sur une plus grande plage de profondeur

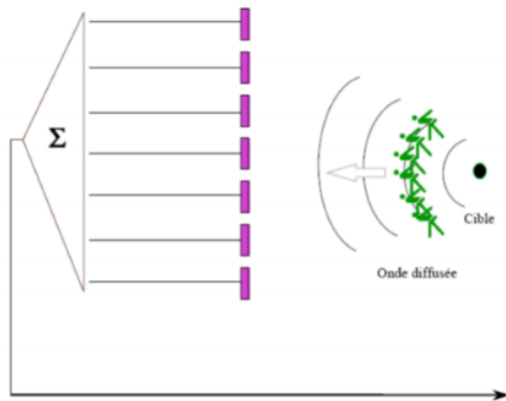


- Cependant, changer la focale diminue la cadence d'image (nombre d'images par seconde)
- Une alternative consiste à modifier la profondeur de la focale à l'aide d'une focalisation dynamique en réception.

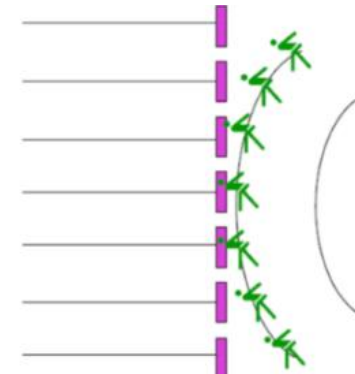
Focalisation électronique : focalisation en réception

- Le même principe de focalisation peut être appliqué en réception, en retardant les signaux captés par les transducteurs centraux par rapport à ceux que captent les transducteurs latéraux.

1. Les impulsions sont réfléchies sur une même cible

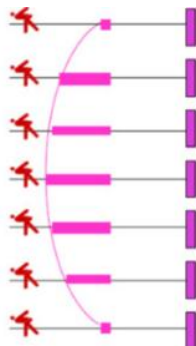


2. Elles arrivent successivement sur les transducteurs

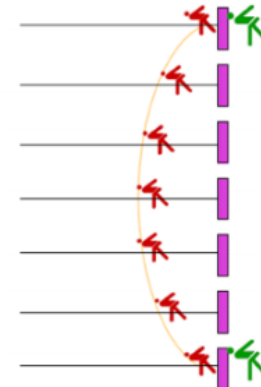


4. Les lignes à retard imposent un retard aux échos parvenus en 1^{er}

= Focalisation en réception

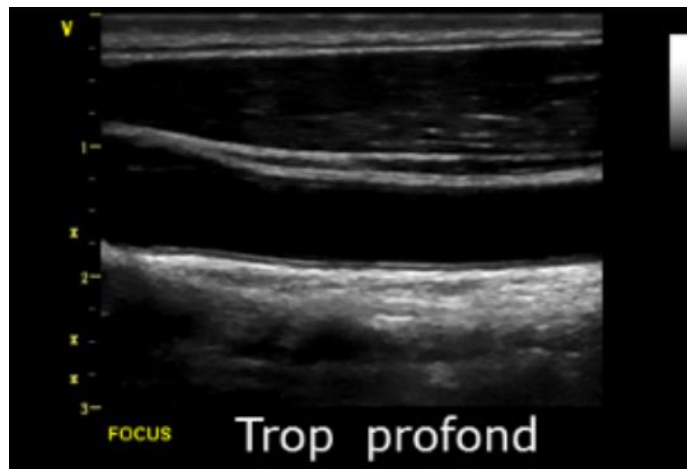
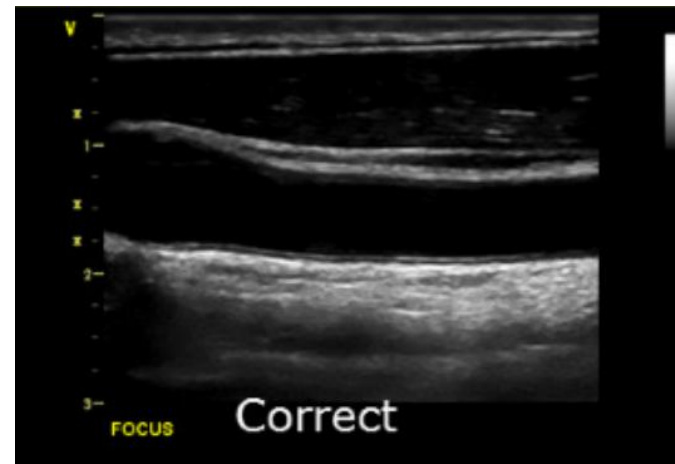
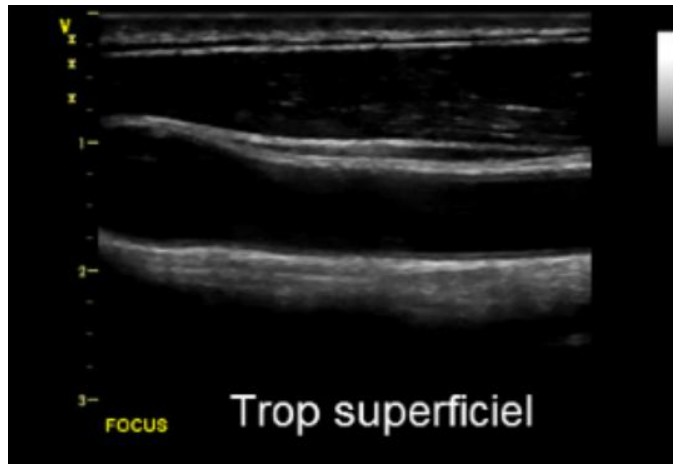


3. Elles sont converties en signal électrique



En pratique : résolution latérale et focalisation

- Images obtenues en faisant varier la position et le nombre de focales (même fréquence, même sonde, même incidence).



Aspect matériel de l'émission et la réception des ultrasons : le transducteur ultrasonore

- a. Sondes piézo-électriques
- b. Anatomie d'une sonde US
- c. Champ de faisceau ultrasonore et focalisation
- d. Le balayage

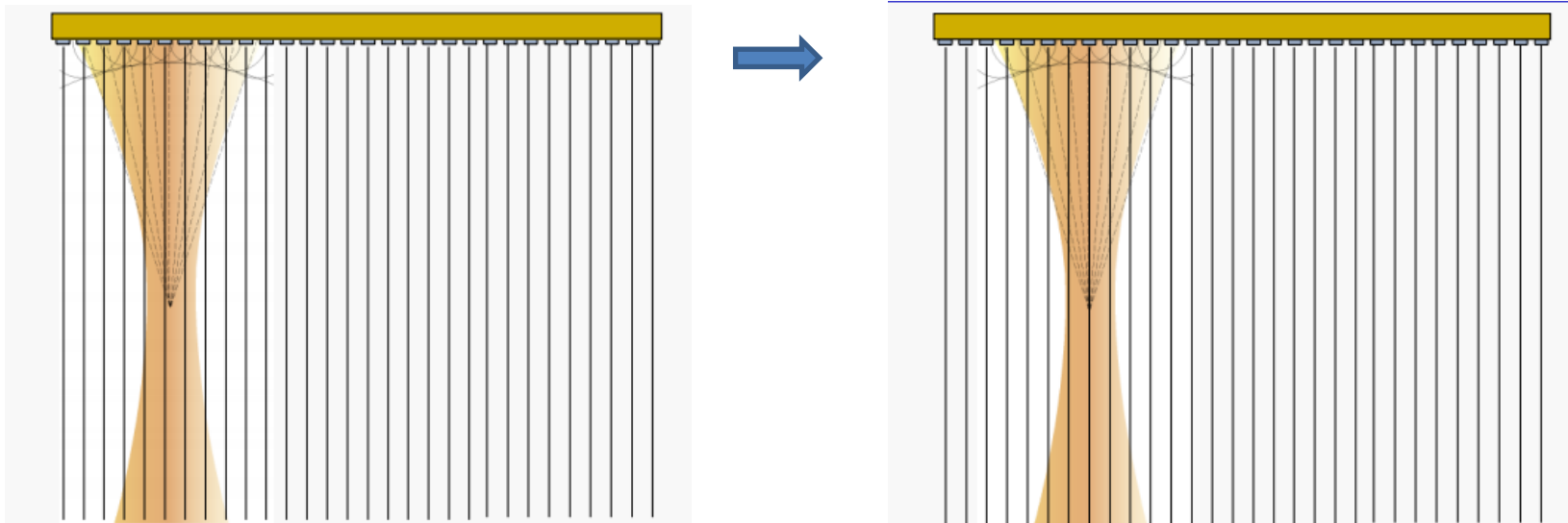
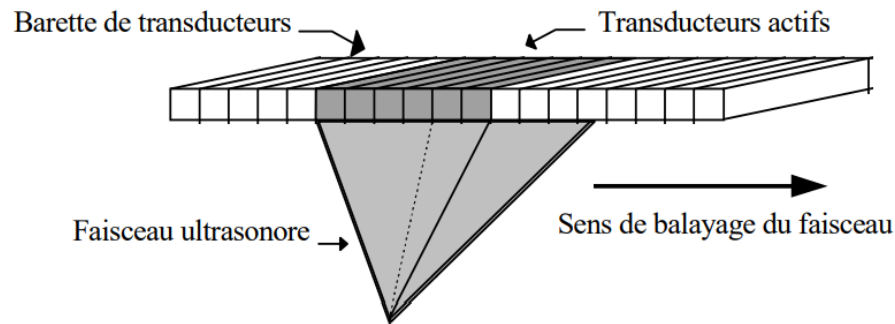
Le balayage électronique

- Le faisceau ultrasonore doit pouvoir balayer l'espace de manière à permettre une exploration 2D (ou 3D) de la région anatomique à explorer



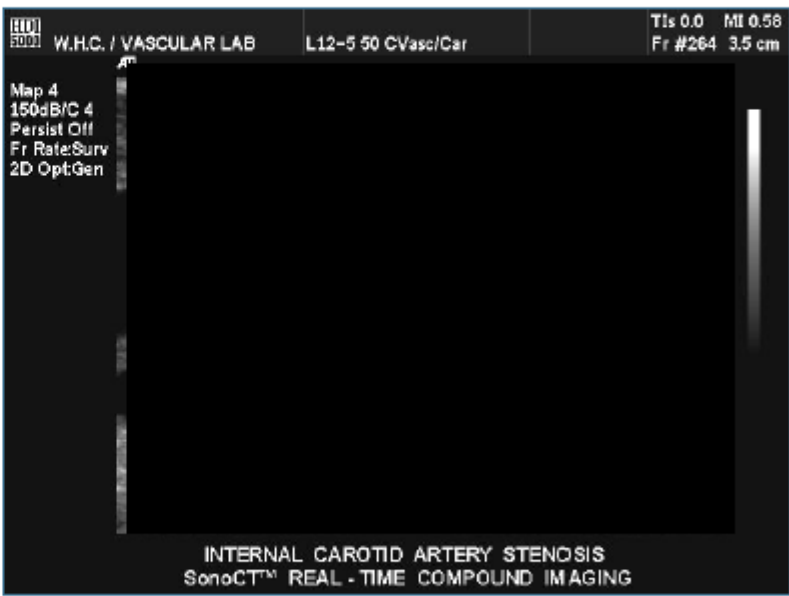
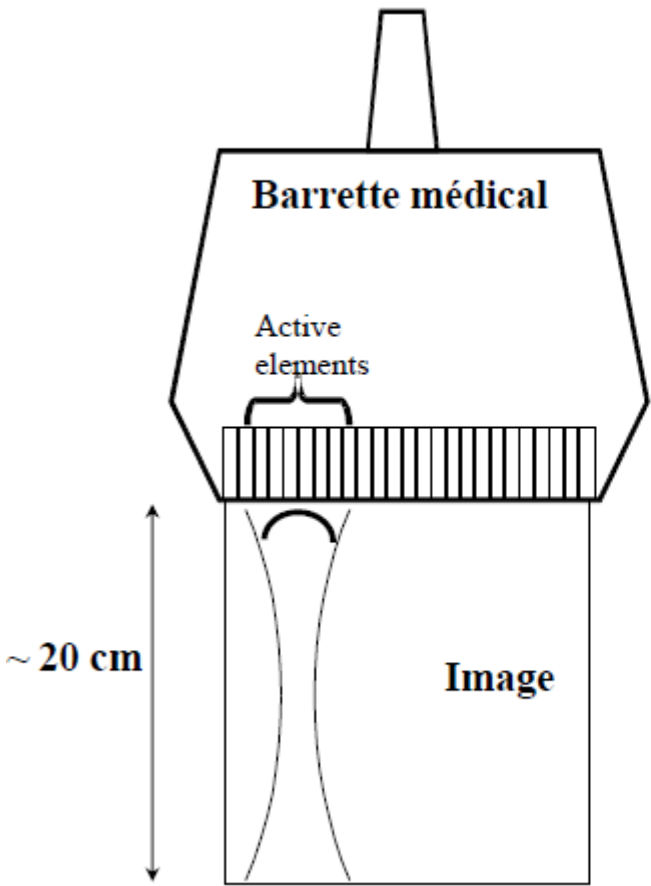
Le balayage électronique

- La focalisation électronique permet de générer une **ligne d'exploration**.
- On décale par incrément progressivement les éléments fonctionnelles, le long de la barrette de piézo-électriques.



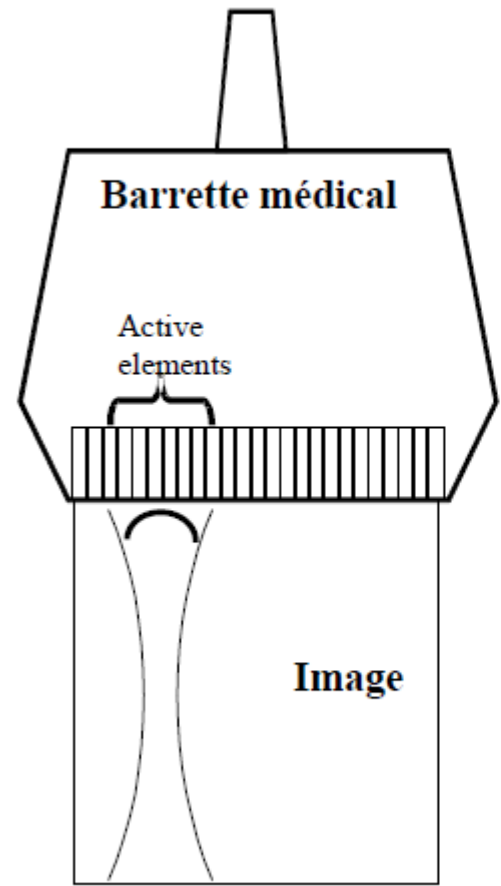
→ Cette technique est utilisée pour la construction de chacune des lignes d'exploration dans le plan de la coupe échographique.

Le balayage électronique



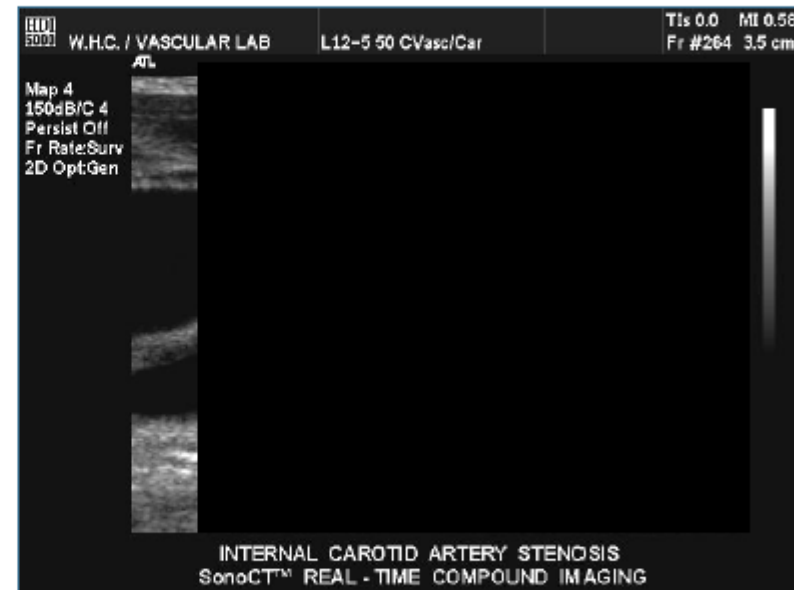
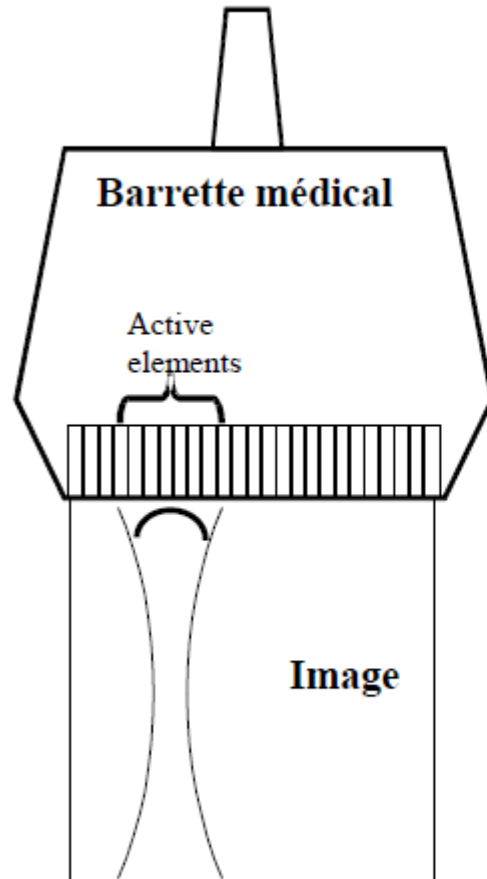
$\sim 0.26\text{ ms}$

Le balayage électronique



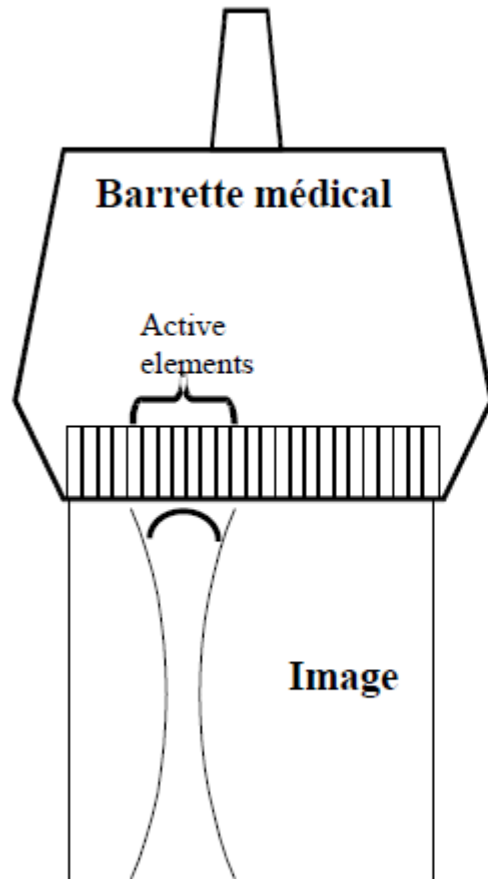
~ 0.26 ms X 2

Le balayage électronique



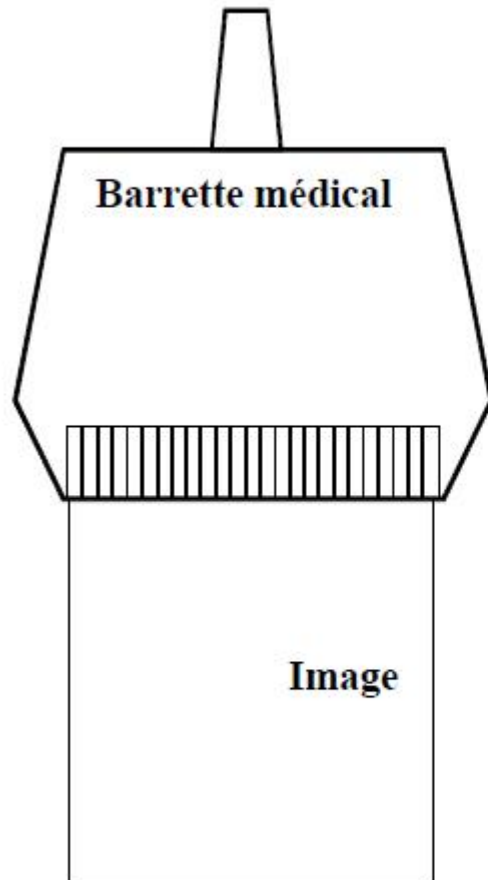
~ 0.26 ms X 3

Le balayage électronique



~ 0.26 ms X 4

Le balayage électronique



~ 0.26 ms X 128 ~34ms

Cadence d'images typique: ~ 28 Hz

Temps réel!

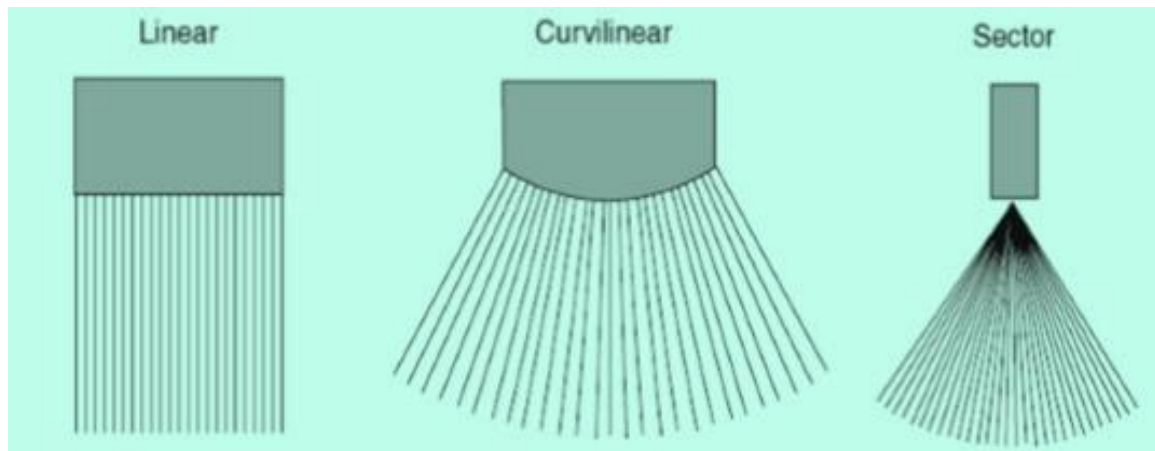
Les différents modes de balayage

- Il existe 3 types de sondes :

- Sonde linéaire = image rectangulaire avec des lignes d'exploration parallèles
- Sonde convexe = barrettes convexes de transducteurs → lignes divergentes, bon contact avec la peau
- Sonde sectorielle ou « phased array » = balayage avec retard de phase, lignes d'exploration divergentes, étroite zone de contact avec la peau

Sondes en réseau
linéaire
(impulsions US non
simultanées)

Sondes en réseau
phasé
(impulsions US
simultanées)

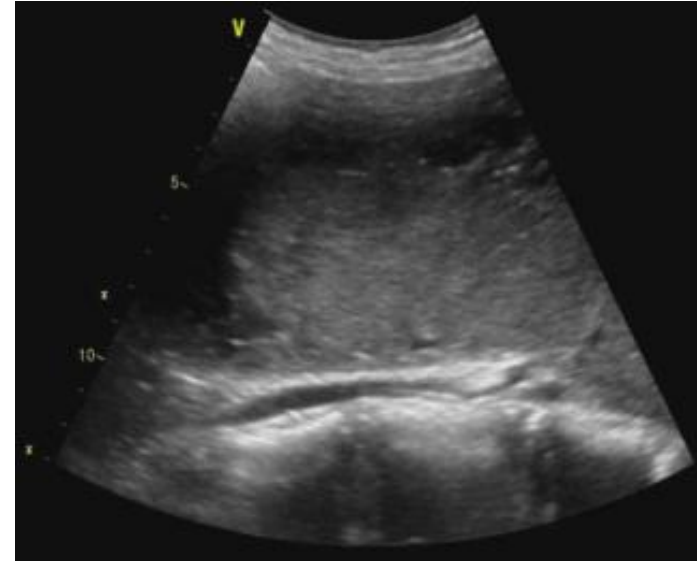


Balayage linéaire



- Organes superficiels, muscles et tendons, vaisseaux du cou et des membres, c'est-à-dire lorsque l'accès (« fenêtre acoustique ») aux organes examinés n'est pas restreint par un obstacle (os ou air)
- Plutôt pour les hautes fréquences (10 à 15 MHz)

Balayage convexe



- Obstétrique, Abdomen : accès acoustique correct, mais champ exploré plus large en profondeur
- Plutôt à basse fréquence (3 à 8 MHz)

Balayage sectoriel

- **Principe :**

- en jouant sur le délai d'émission des impulsions au sein du groupe de transducteurs, il est possible de donner au faisceau d'ultrasons généré une inclinaison par rapport à la surface de la sonde
- On utilise toute la barrette de transducteurs à chaque tir

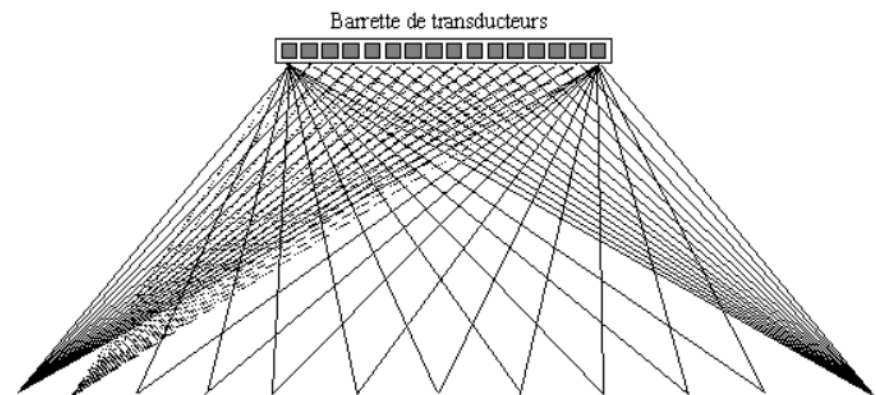
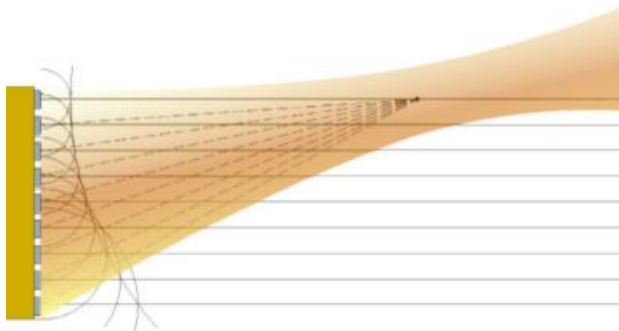
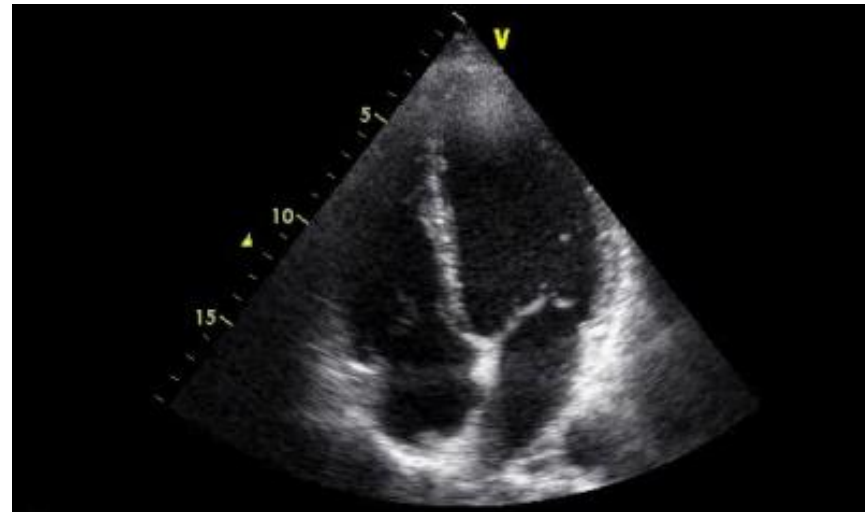


Fig. VII.20 Balayage électronique sectoriel

Balayage sectoriel



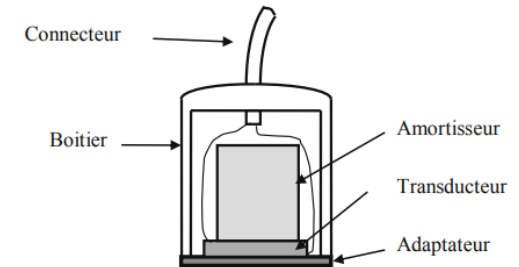
→ Cœur, Cerveau (Doppler trans-crânien) : organes dont l'accès est restreint par des obstacles acoustiques (côtes, air alvéolaire, os du crâne)

Résumé

Les trois fonctions de la sonde ultrasonore sont :

1. L'émission / réception

- Réalisé à l'aide de piézo-électriques (déplacement $\leftrightarrow$ impulsion électrique) + amortisseur + adaptateur



2. La focalisation des ondes US

- Amélioration de la résolution latérale
- Réalisée soit de façon mécanique (source concave ou lentille convexe sur source plane) soit de façon électronique (lignes à retard)

$$R = 1,22 \cdot F \cdot \frac{\lambda}{a}$$

3. Le balayage

- A partir des lignes 1D, obtenir une image 2D en activant progressivement par groupe/différentement les différents éléments de la barrette