

DIU Echographie et techniques ultrasonores Région Ouest 2017-2018

Bases physiques et technologiques

Interactions *Ultrasons-Tissus biologiques*

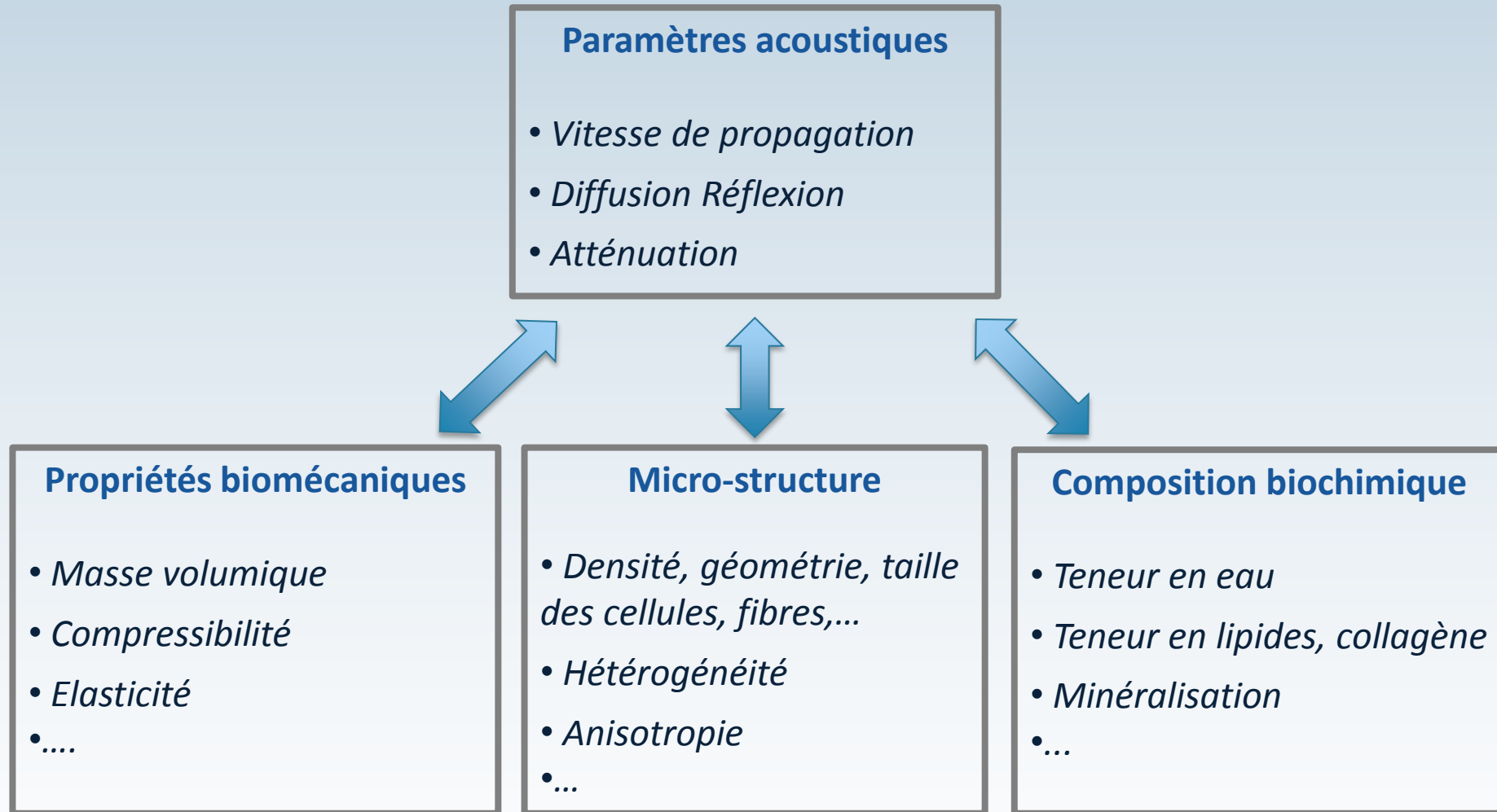
Ou ... l'échographie, pourquoi ça marche ?

L'échographie « pourquoi ça marche » ?

⇒ Lié fondamentalement à 3 prop. acoustiques des tissus biologiques

- *Vitesse de propagation (célérité)*
- *Diffusion et réflexion*
- *Atténuation*

Une image échographique



Les *paramètres acoustiques* et donc les *caractéristiques de l'image* sont reliés à une multitude de *paramètres tissulaires*

Une image échographique

Et pourtant ...

- Vitesse de propagation/Célérité des ondes ultrasonores quasi constante dans les tissus biologiques
- Variations d'impédance acoustique entre tissus et au sein des tissus suffisantes pour créer des échos
... mais pas trop → diffusion simple
- Atténuation des ondes ultrasonores (incidente et réfléchies) suffisamment faible pour permettre une propagation de plusieurs mm à plusieurs cm dans les tissus

N.B. : prof. de pénétration dépendra du tissu mais aussi de la fréquence des ultrasons

L'échographie « pourquoi ça marche » ?

⇒ Propriétés acoustiques des tissus biologiques

- *Vitesse de propagation / Célérité*
- *Diffusion et réflexion*
- *Atténuation*

Célérité ultrasonore

Définition

En échographie conventionnelle, on ne considère que les ondes longitudinales ou ondes de compression



Tissu biologique considéré comme un *fluide avec des sources de diffusion*

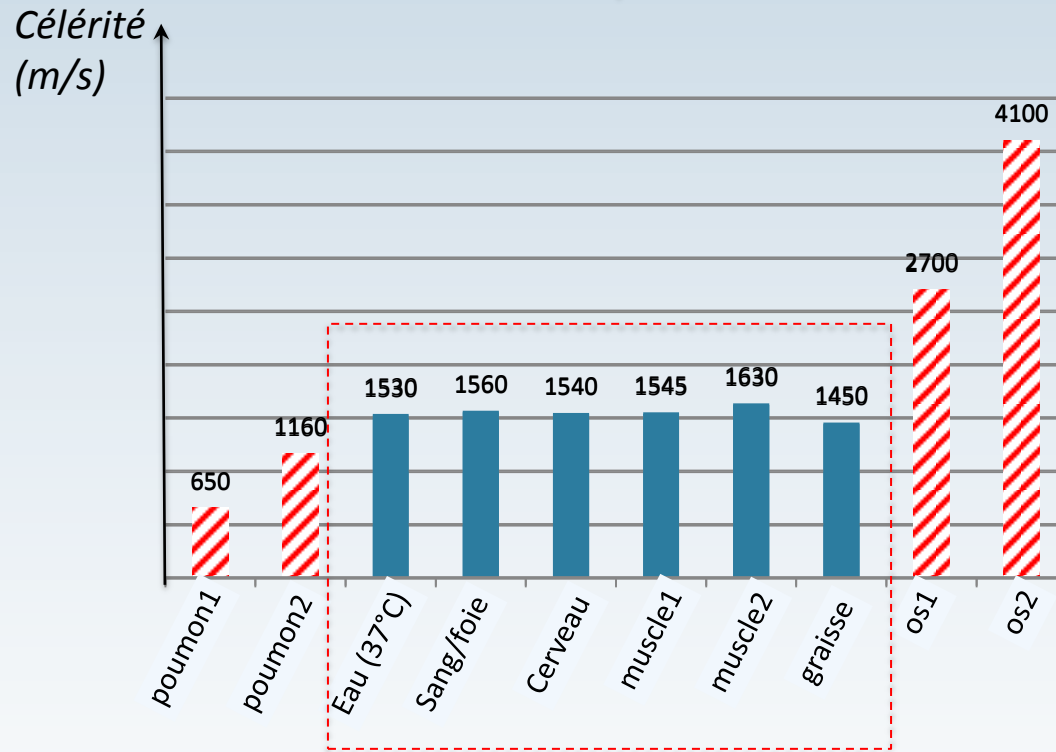
$$C = \sqrt{\frac{1}{\chi\rho}} \text{ en m/s}$$

avec ρ : masse volumique (Kg/m³)
 χ : coefficient de compressibilité (m²/N ou Pa⁻¹)

$$\chi = \frac{-\Delta V/V}{\Delta P}$$

Célérité ultrasonore

Tissus mous composés à 80 % d'eau → *célérité* du même ordre que dans l'eau



**Vitesse par défaut dans
les échographes = 1540 m/s**

Célérité ultrasonore

1^{ère} conséquence d'une célérité « uniforme »

La célérité conditionne la longueur d'onde : $\lambda = c/f$

f	1 MHz	5 MHz	10 MHz	15 MHz
λ	1,54 mm	0,3 mm	0,15 mm	0,1 mm

La longueur d'onde conditionne la résolution de l'image
Au niveau de la zone focale :

- $R_{axiale} \text{ typ. } \approx 2\lambda$
- $R_{latérale} \text{ typ. } \approx 3\lambda$



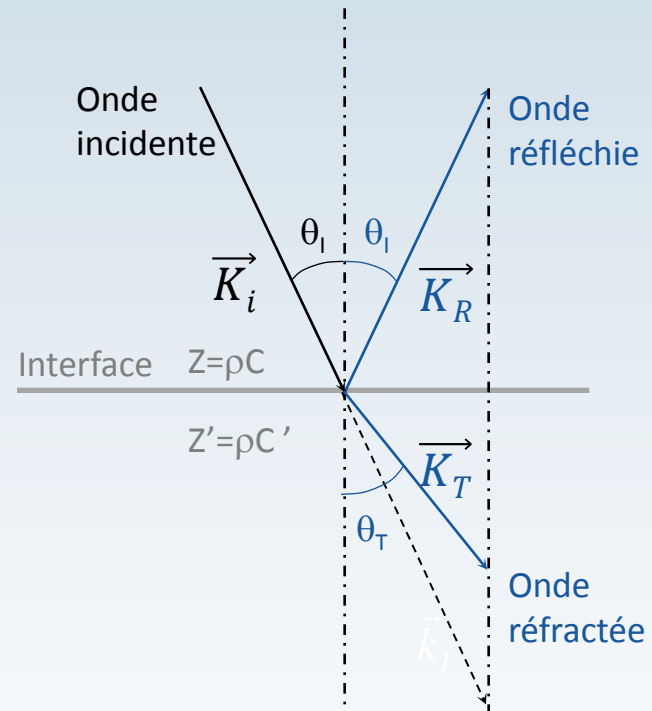
Homogénéité de la résolution de l'image

Célérité ultrasonore

2^{ème} conséquence d'une célérité « uniforme »

Cas général d'une onde à l'interface de
2 milieux d'impédances acoustiques
 $Z \neq Z'$

$$\theta_T \neq \theta_I$$



Loi de Snell-Descartes

$$\frac{\sin \theta_I}{\sin \theta_T} = \frac{V}{V'}$$

Célérité ultrasonore

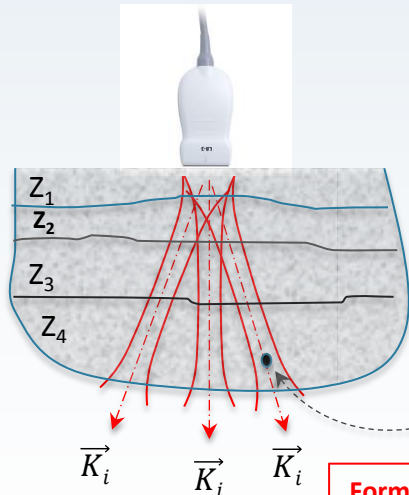
2^{ème} conséquence d'une célérité « uniforme »

Cas particuliers des tissus biologiques
Onde à l'interface de tissus biologiques
d'impédances acoustiques $Z \approx Z'$

$$\theta_T \approx \theta_I$$



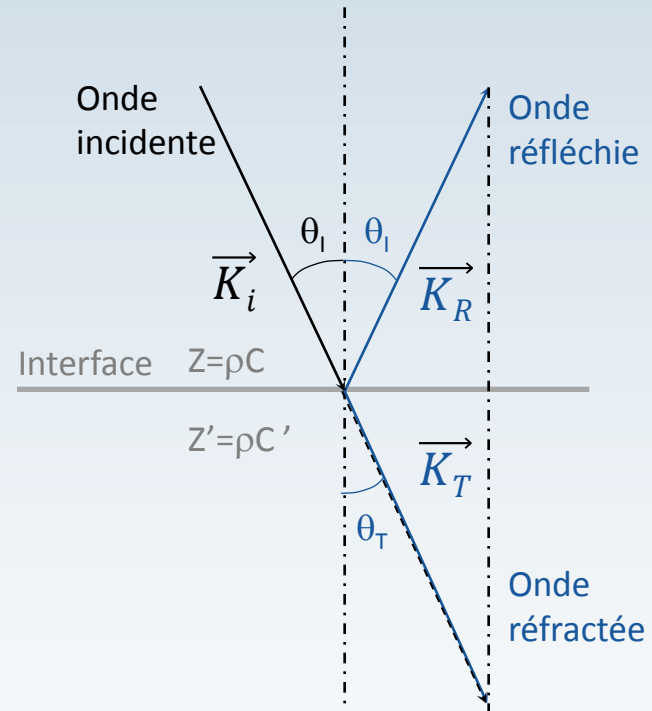
Propagation \approx en ligne droite des ondes
acoustiques aux interfaces tissulaires



Localisation 2D d'une structure diffusante
À partir de la connaissance de $\vec{K}_i(\theta_i)$ et de $t=2D/C$



Formation d'une cartographie 2D fidèle des structures échogènes du tissu

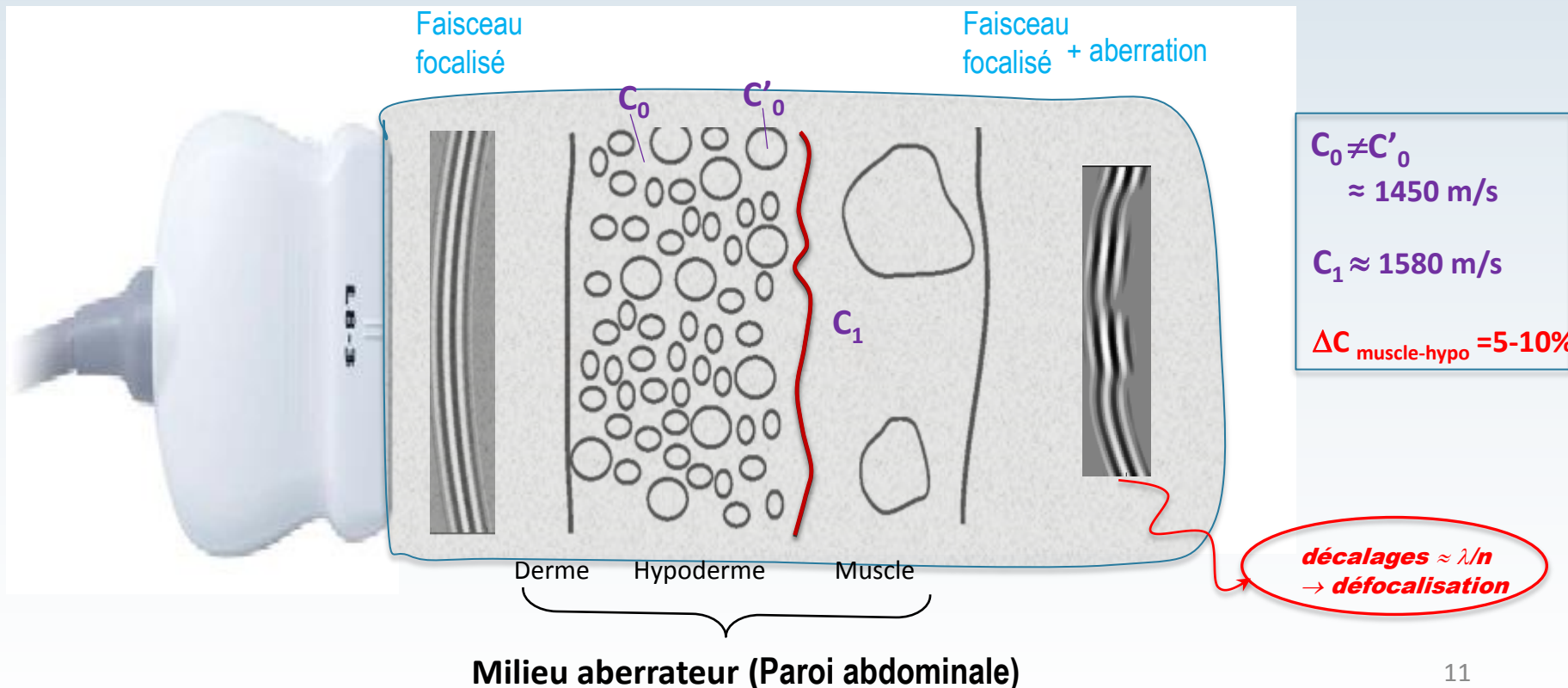


Loi de Snell-Descartes

Célérité ultrasonore

Pendant \exists petites ΔC \Rightarrow **Aberration de phase (+ aberration d'amplitude)**

Petites variations spatiales de la vitesse de propagation dans les tissus
 \rightarrow dégradation de la focalisation du faisceau ultrasonore et donc de la résolution spatiale.

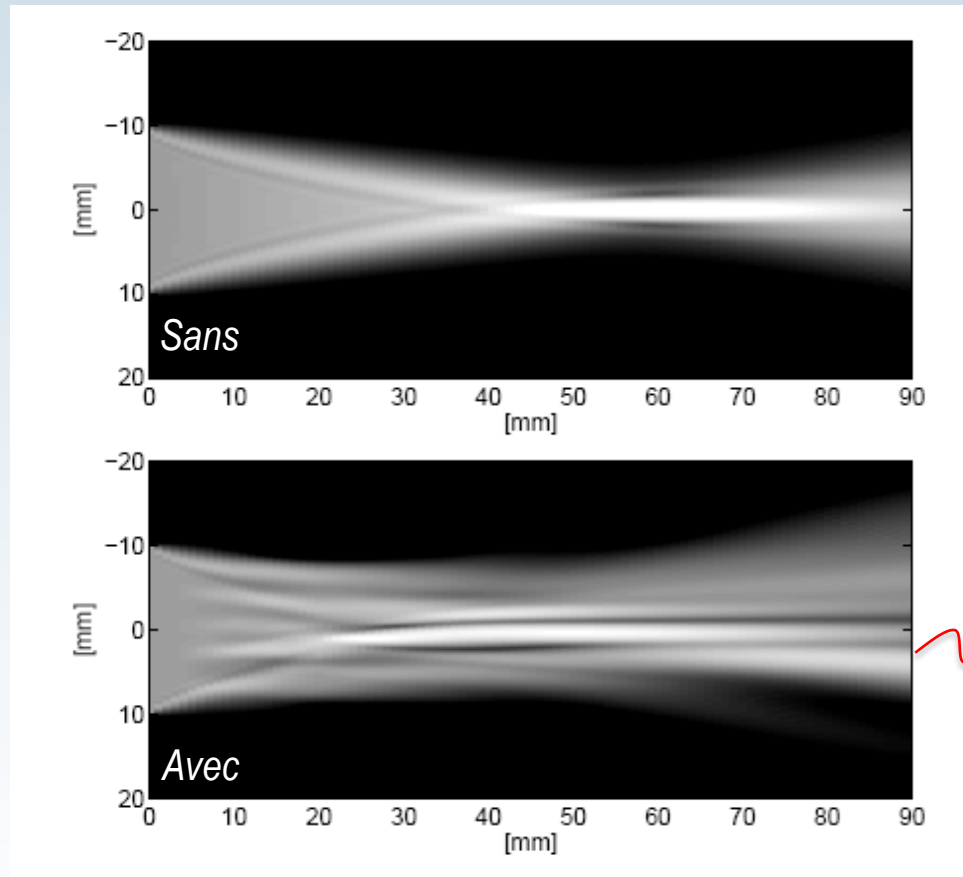


NB : idem pour boîte crânienne, cristallin,....

Célérité ultrasonore

Aberration de phase

Faisceau de fréquence centrale 2.5 MHz, focale à 6 cm, sans et avec aberration (expérimentation labo)

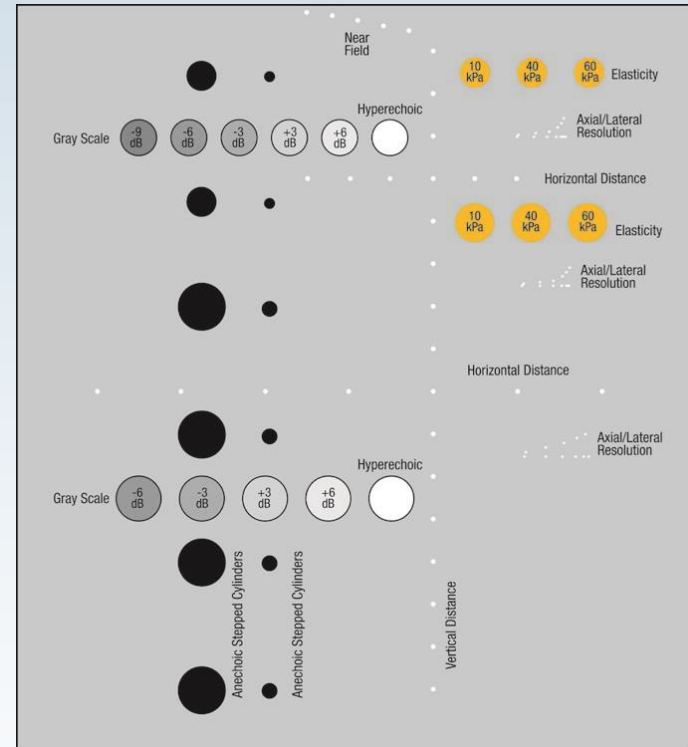


défocalisation

Célérité ultrasonore

Aberration de phase

Mise en évidence de l'aberration de phase sur fantôme acoustique



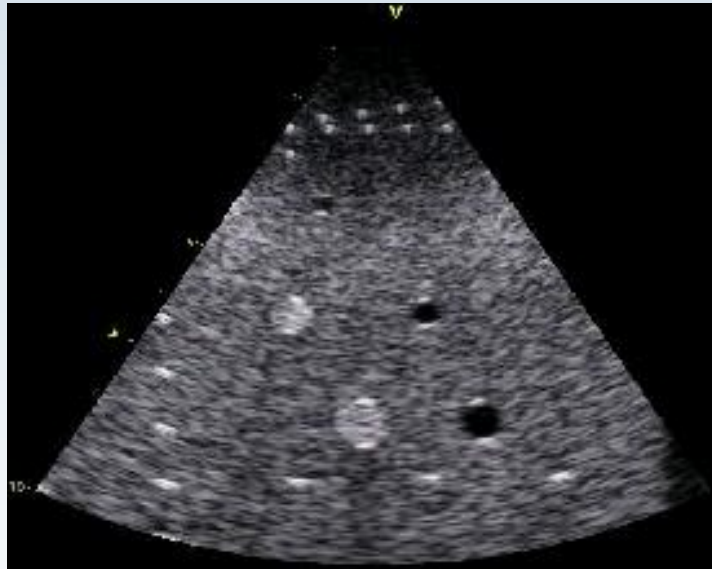
Avec

Célérité ultrasonore

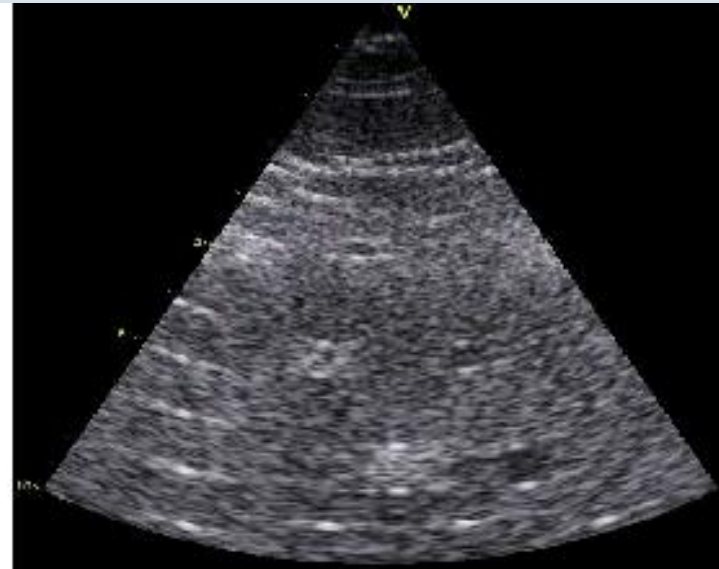
Aberration de phase

Mise en évidence de l'aberration de phase sur fantôme acoustique - ultrasound phantom

Insonifié à 3 MHz, focale à 6 cm



Sans



Avec

Dégradation de la résolution latérale
Dégradation du contraste acoustique



Ces phénomènes ↑ avec f et l'ouverture

N.B. pas de correction temps réel en routine clinique

L'échographie « pourquoi ça marche » ?

⇒ Propriétés acoustiques des tissus biologiques

- *Vitesse de propagation / Célérité*

- *Diffusion et réflexion*

- *Atténuation*

Diffusion - Réflexion

Diffusion & Réflexion : redistribution spatiale d'une fraction de l'énergie acoustique incidente

A l'origine de la formation de l'image

Structures d'un tissu à l'origine de la diffusion : les classes de diffusion

- **la diffusion de classe 0** → molécules dans un solvant tel que l'eau (molécules les plus communes des tissus biologiques).
- **la diffusion de classe 1** ($k_a \ll 1$) → cellules . Son niveau dépend de la concentration en diffuseurs.
A l'origine de la formation du speckle.
- **la diffusion de classe 2** ($k_a \approx 1$) → structures tissulaires en concentration inférieure à 1 / cellule de résolution (ex: fibres musculaires). Diffusion indépendante et distinguée du speckle associé à la classe 1.
- **la diffusion de classe 3** ($k_a \gg 1$) → bords des organes et vaisseaux , de nature spéculaire.
- **la diffusion de classe 4** → mouvements qui produisent un décalage Doppler.

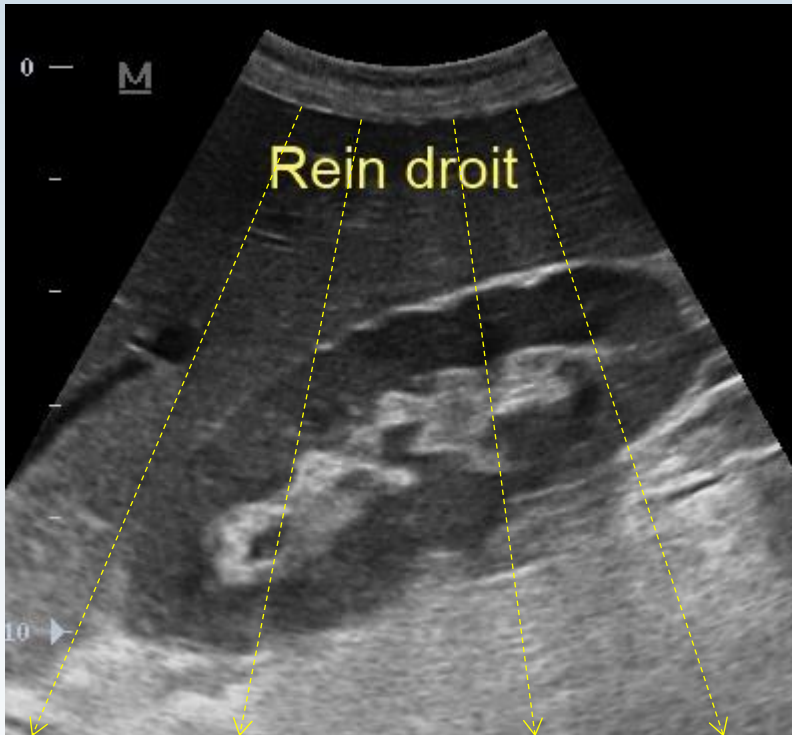
[Greenleaf 1992]

Du point de vue des structures diffusantes, chaque tissu est spécifique

- densité et répartition des diffuseurs
- taille, géométrie et constituants des diffuseurs
- statistiques de ces différents paramètres structurels

⇒ modèle général illusoire, privilégier une approche pragmatique et ad hoc

Diffusion - Réflexion



Approche : 2 types de structures diffusantes

- **taille $\ll \lambda$** cellules, faisceaux collagène...
Associé au parenchyme tissulaire ou au tissu conjonctif
Diffuseurs de Rayleigh → *Speckle*
Caractérisé par
 - ✓ « faible » amplitude
 - ✓ omnidirectionnelle
- **Taille $\gg \lambda$** grosses structures , limites organes
Réflexion spéculaire (Loi de Snell-Descartes)
 - ✓ « forte » amplitude
 - ✓ directive (max pour \perp)

Réflexion

Valeur du coefficient de réflexion R pour principaux tissus - Conséquences

$$R = \frac{P_R}{P_I} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad |PR| \leq |PI| \quad -1 \leq R \leq 1$$

poumon	0,26	0,00						
graisse	1,35	0,68	0,00					
eau	1,52	0,71	0,06	0,00				
cerveau	1,6	0,72	0,08	0,03	0,00			
foie	1,65	0,73	0,10	0,04	0,02	0,00		
muscle	1,7	0,73	0,11	0,06	0,03	0,01	0,00	
os	5	0,90	0,57	0,53	0,52	0,50	0,49	0,00
Z (MRayl)		0,26	1,35	1,52	1,6	1,65	1,7	5
		poumon	graisse	eau	cerveau	foie	muscle	os

NB : $R_{\text{air/tissus}} > 0,99$

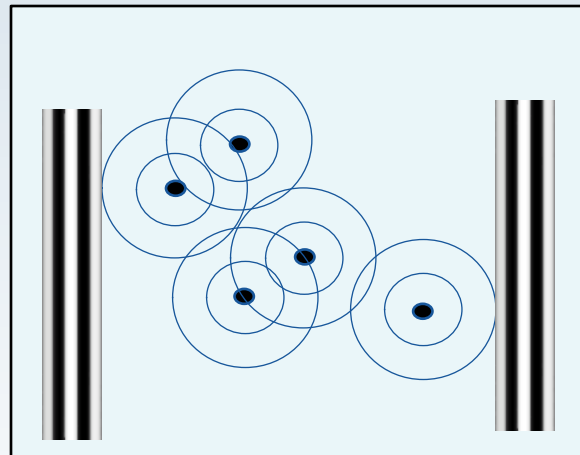
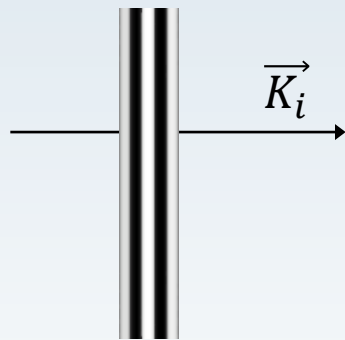
Diffusion

- Diffusion

Taille diffuseur $\ll \lambda$: diffusion de Rayleigh

$$\lambda/a \geq 10$$

Onde incidente

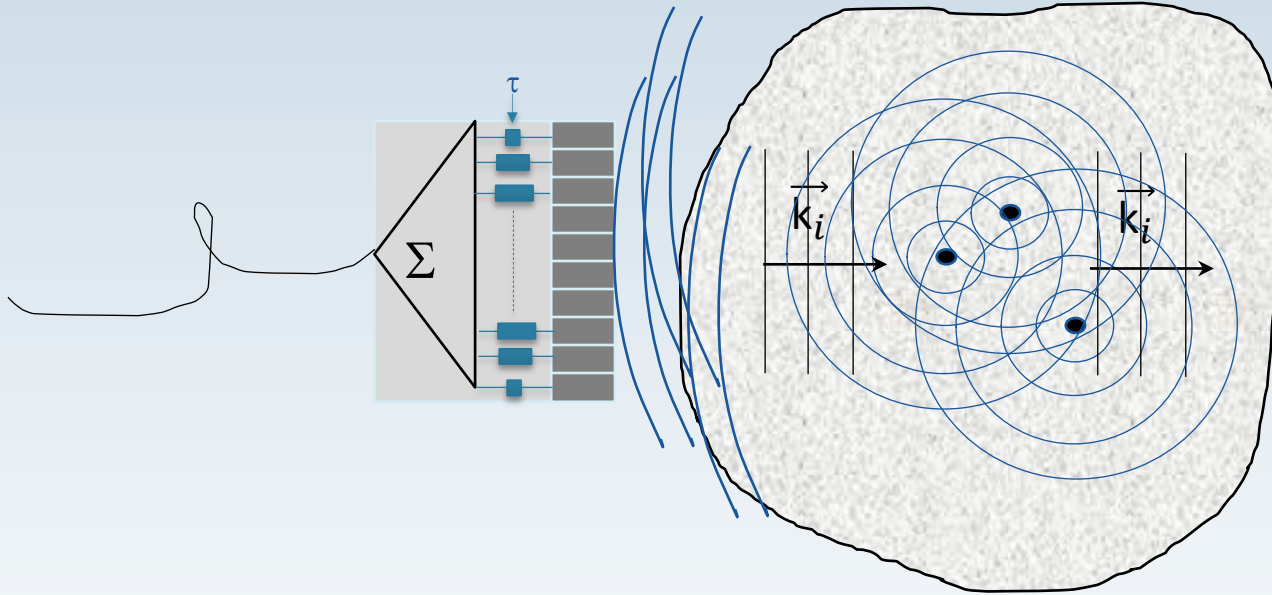


- diffuseurs vibrent et ré-émettent des US dans toutes les directions (ondes quasi-sphériques)
- une multitude d'échos parvient à la sonde : nature du signal recueilli ?

Diffusion

Un modèle de milieu diffusant : *diffusion simple ou diffusion multiple ?*

- Diffusion simple/multiple



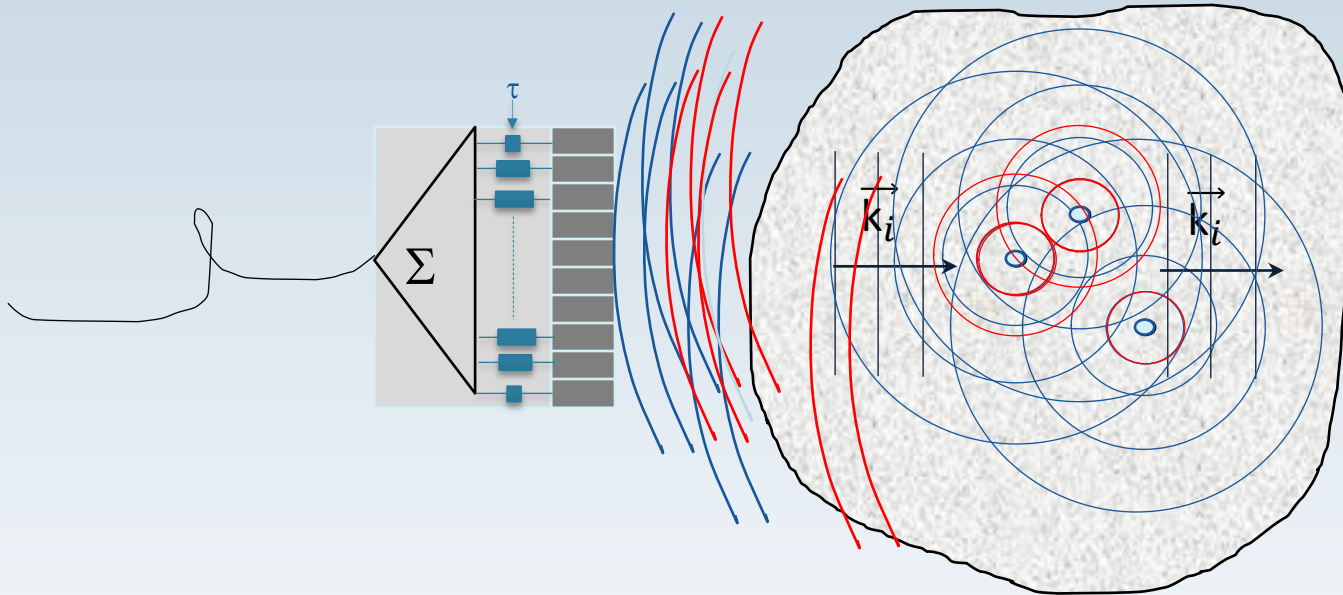
Chaque diffuseur voit $p_t = p_i$
et réémet p_s



Localisation d'une source unique de diffusion
à partir de $\tau = 2D/C$ et du θ du faisceau (loi de retards)

Diffusion

- Diffusion simple/multiple

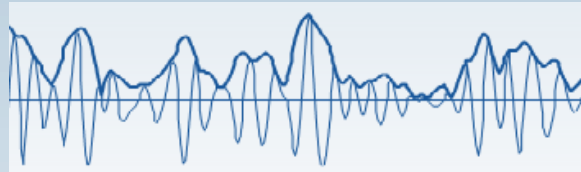


Chaque diffuseur voit $p_t = p_i + \Sigma p_s$
et réémet $p_s + \Sigma p'_s$

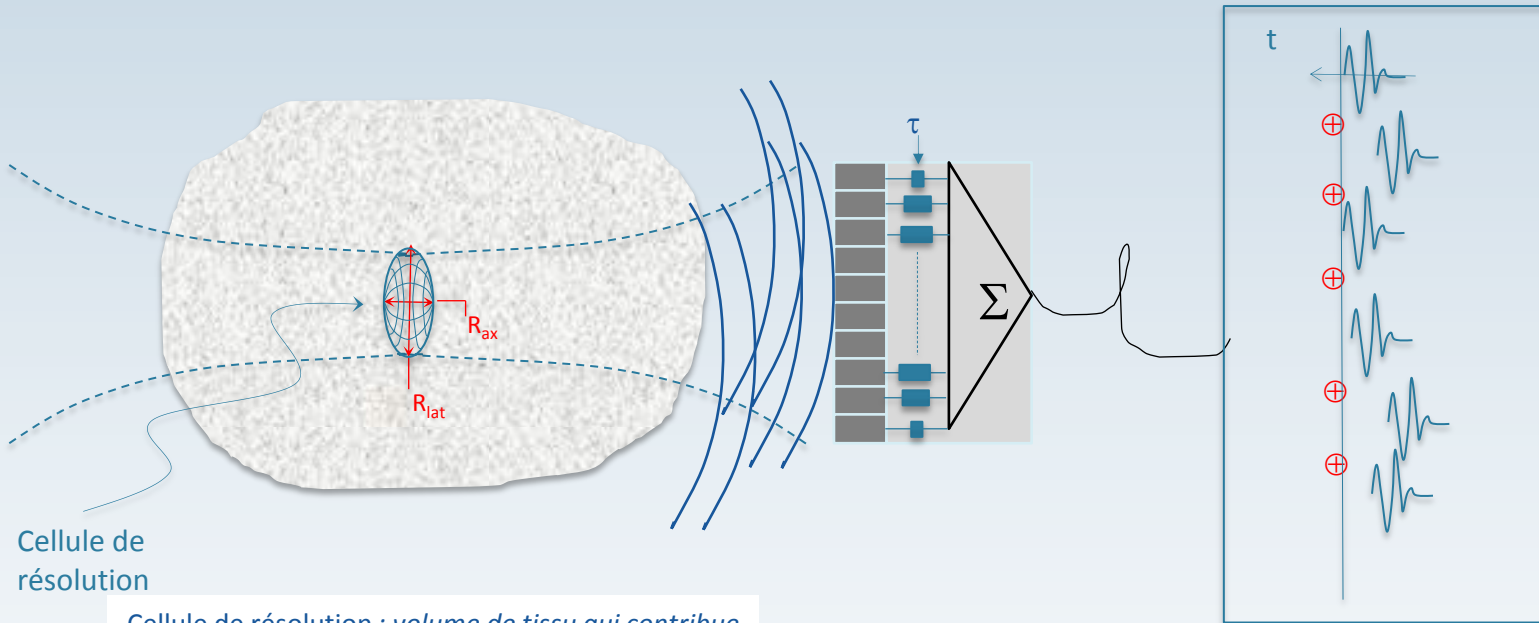
Pas de localisation d'une source unique de diffusion à partir de $\tau = 2D/C$ et du θ du faisceau (loi de retards) car chaque diffuseur émet plusieurs ondes à $t \neq$

Dans le cas des tissus, les niveaux de diffusion des p'_s n'est pas détectable par la chaîne de mesure \Rightarrow l'hypothèse de diffusion simple est valide

Diffusion



- Formation et propriétés du *speckle*

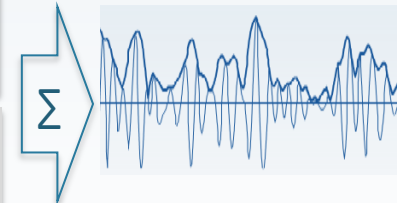


Echos à val. moy. nulle & déphasés à la surface de la sonde

Sommation cohérente des échos par la sonde

Cellule de résolution : volume de tissu qui contribue à chaque instant t à la formation du signal rf

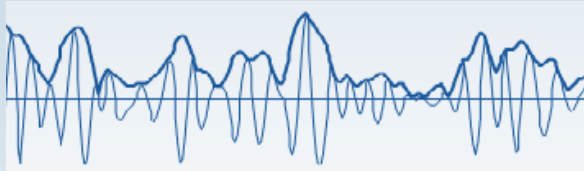
$$V_{CR} = 24\pi\lambda^3 \left\{ \begin{array}{l} \text{OdG} \\ \downarrow \end{array} \right. \begin{array}{l} V_{(3\text{MHz})} = 9\text{mm}^3 \\ V_{(10\text{MHz})} = 0,25\text{mm}^3 \end{array}$$



Il y a un nombre important de diffuseurs dans la cellule de résolution i.e. (parenchyme tissulaire) \Rightarrow multitude d'échos à la surface de la sonde

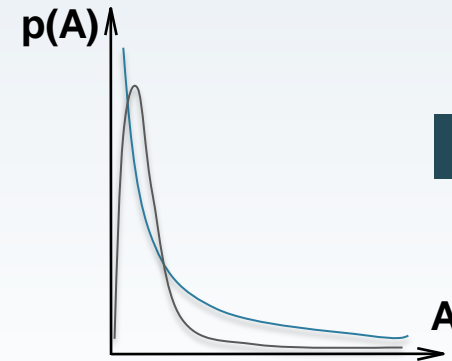
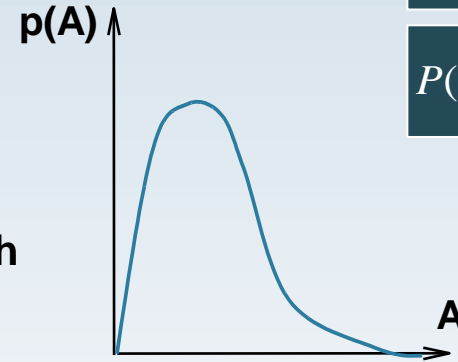
Diffusion

- Formation et propriétés du *speckle*

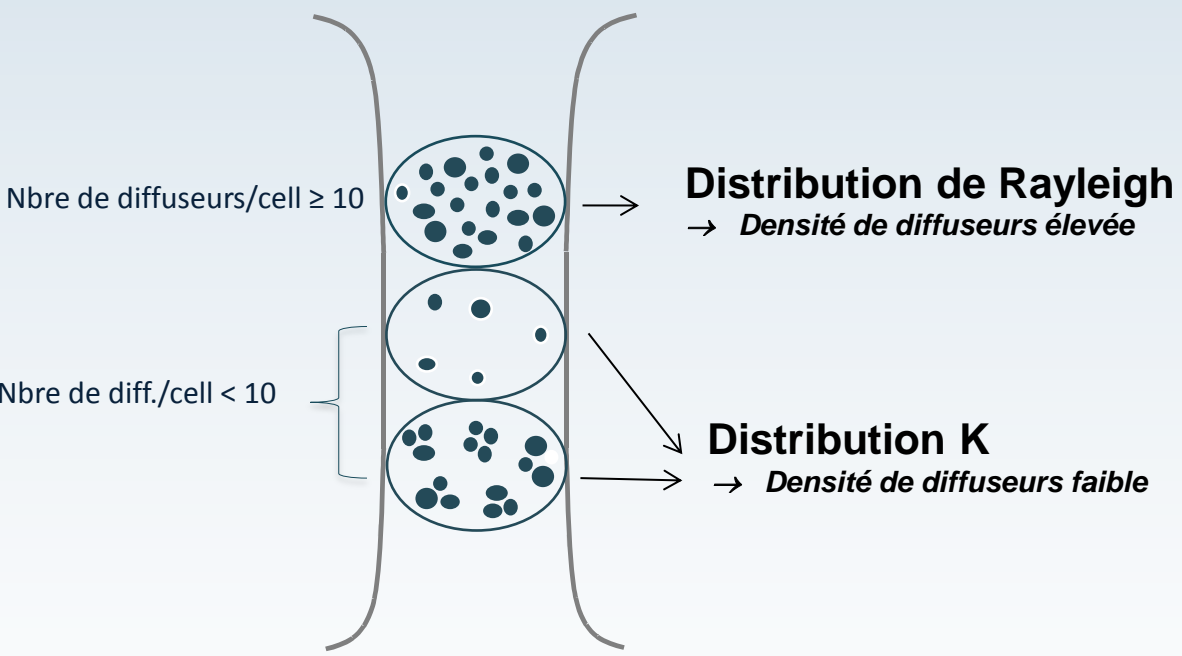


$$SNR_A = \frac{\langle A \rangle}{\sigma(A)} = 1.91$$

$$P(A) = \frac{A}{\sigma^2} e^{-A^2/2\sigma^2}$$

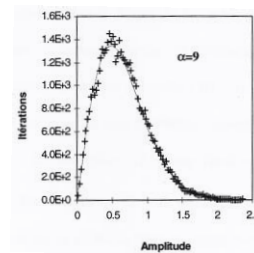
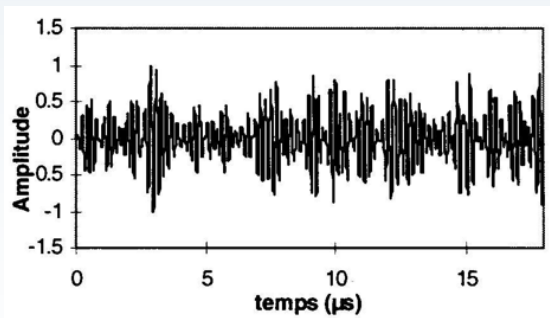
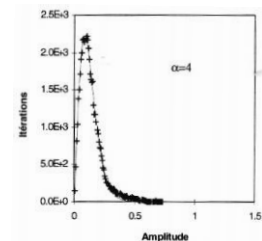
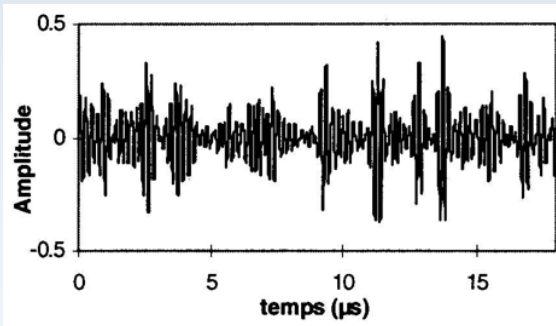
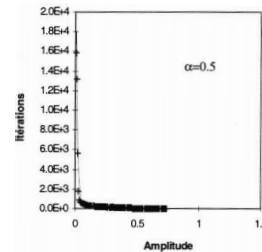
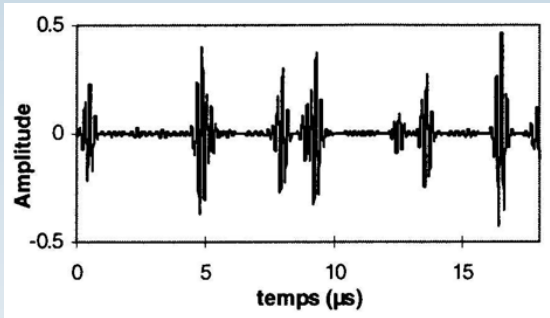


$$SNR_A < 1.91$$



Diffusion

- Formation et propriétés du *speckle*

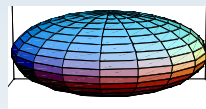
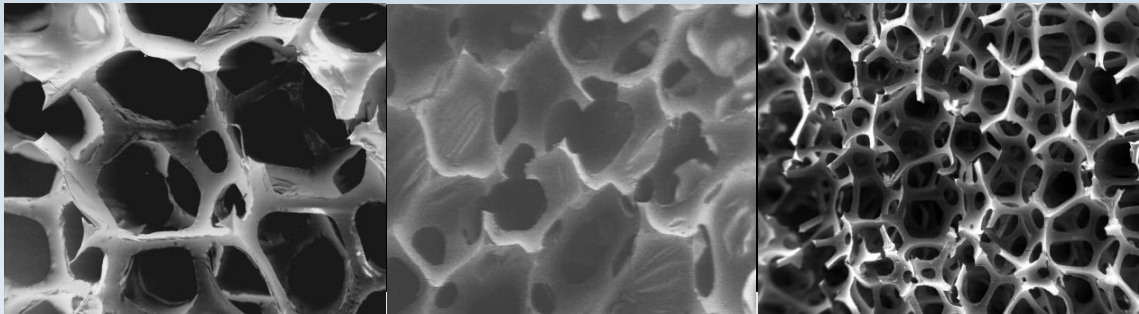


Distribution de Rayleigh
→ *Densité de diffuseurs élevée*

Diffusion

- Formation et propriétés du *speckle*

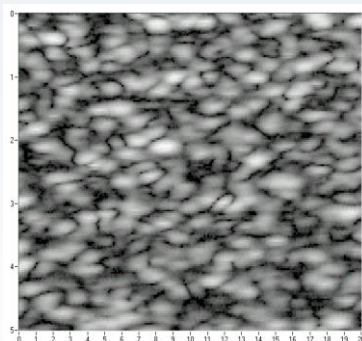
1 mm



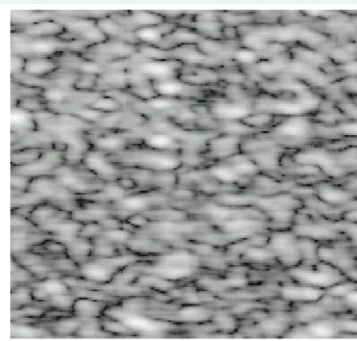
f (MHz)

12 dB cell size

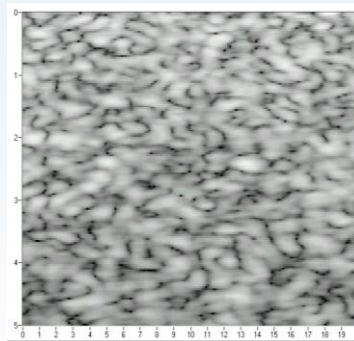
$\alpha=0,9$ diff/cell



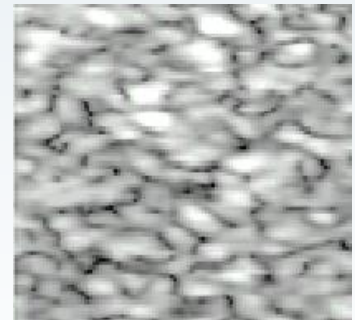
$\alpha=2,5$ diff/cell



$\alpha= 10,5$ diff/cell



$f/2$



Taille du « grain de speckle » constante : liée à R_{ax} et R_{lat} donc à f
Niveau d'échogénicité lié à la taille et densité de diffuseurs

Diffusion

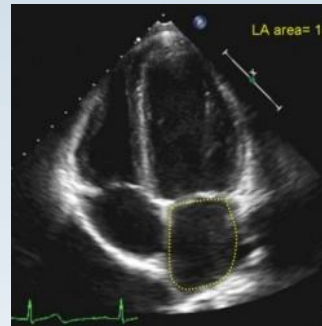
- Cas du sang

globules rouges : $\approx 7 \mu\text{m} \times 2 \mu\text{m}$
 de l'ordre de 40 % du volume total
 plasma : solution contenant protéines, sels, éléments nutritifs....



Principale source de diff

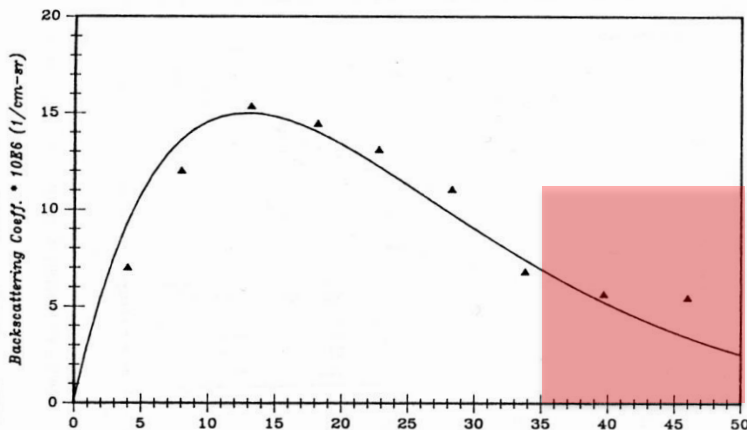
Niveau de rétrodiffusion faible : 2 raisons



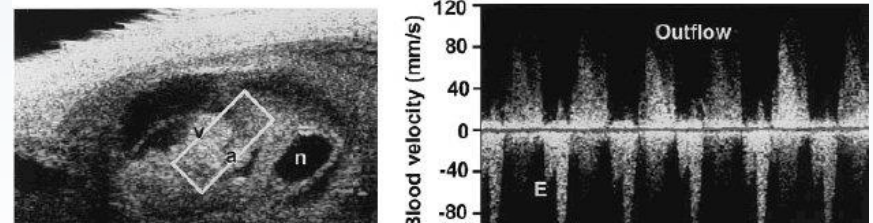
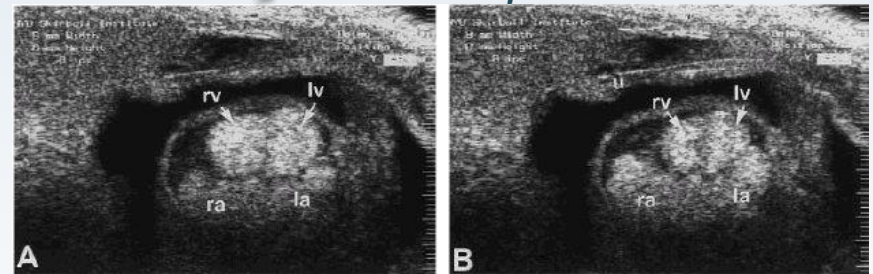
Cœur adulte

Cœur d'embryon souris in utero à 13.5 j
 ↘ Hématies possèdent encore un noyau

Rétrodiffusion à $f = 5 \text{ MHz}$ en l'absence d'agrégats d'hématies



Echogenicité \neq fonct° simple de Ht



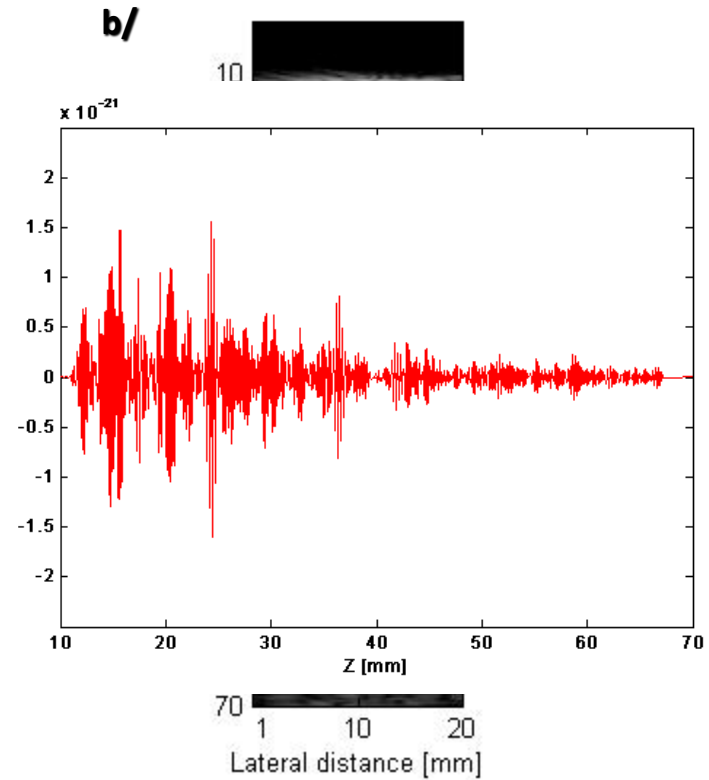
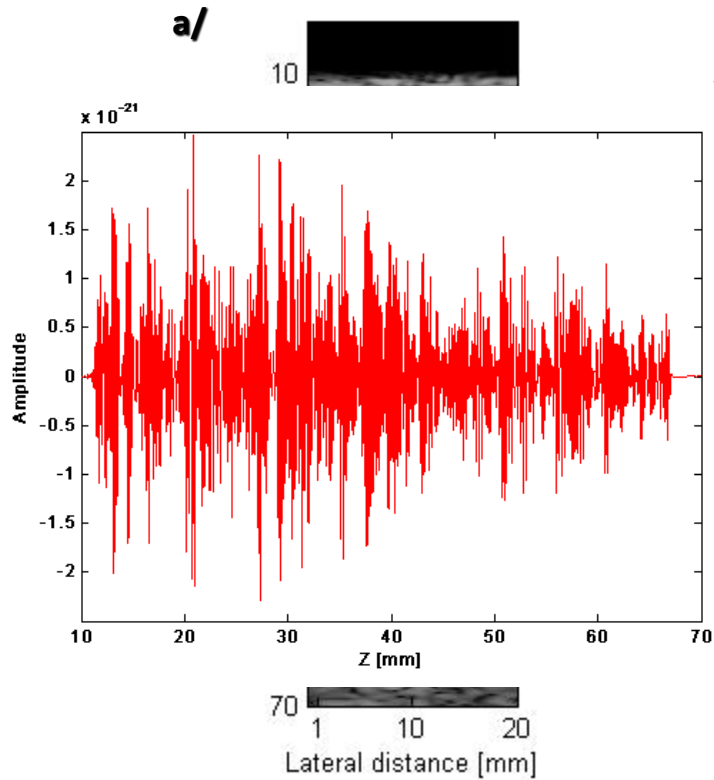
Source diffusion au sein des cellules = noyau

Atténuation

- Effet de l'atténuation ultrasonore : Image écho mode B à 3MHz

sans atténuation

avec atténuation (0.5 dB/[cm.MHz])



Atténuation

- Effet de l'atténuation ultrasonore : augmente avec f

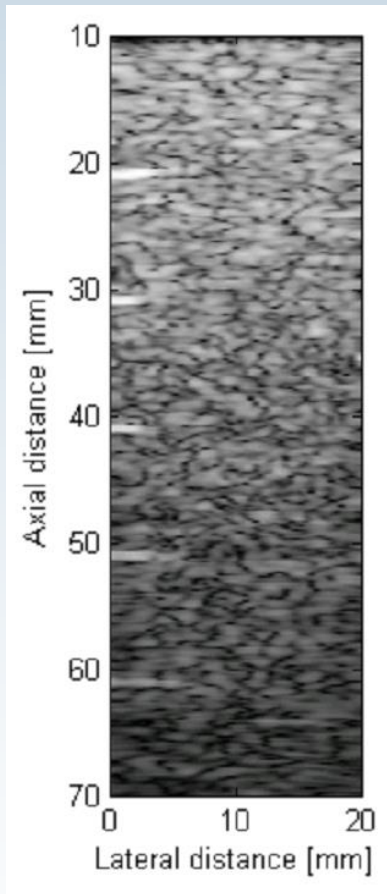


Image B à 3MHz

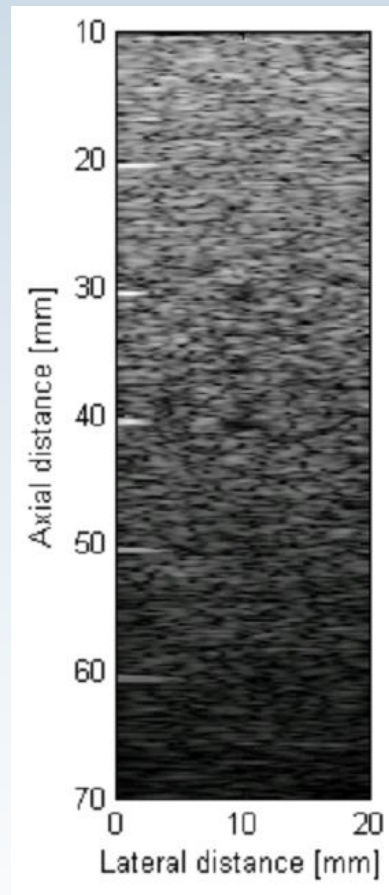


Image B à 6MHz

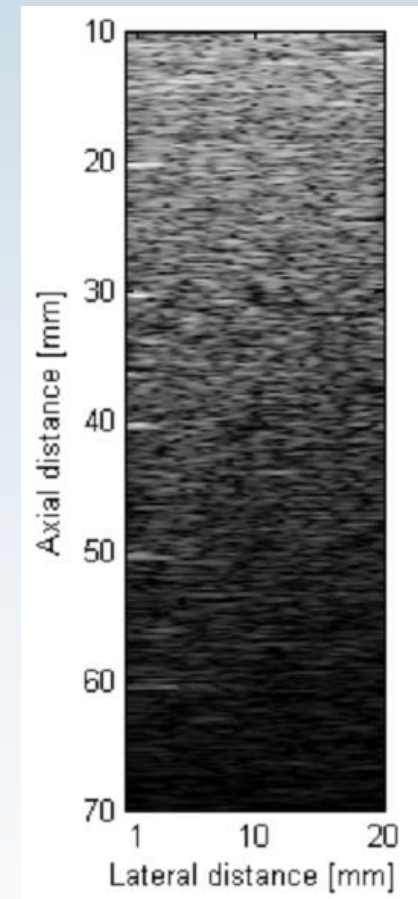


Image B à 9MHz


Atténuation

L'atténuation : perte d'énergie des ondes ultrasonores (incidente et réfléchi) au fur et à mesure de leur propagation dans un milieu.

Due à 2 phénomènes :

1. La diffusion : redistribution spatiale d'une fraction de l'énergie des ondes ultrasonores

2. L'absorption : conversion de l'énergie mécanique des US en chaleur

- viscosité : f^2 - relaxation : 

$$p = p_0 \cdot \exp[-\alpha(f) \cdot z]$$

$$I = I_0 \cdot \exp[-2\alpha(f) \cdot z]$$

$\alpha(f)$ est de la forme :

$$\alpha(f) = \beta f^m$$

avec $1 < m < 2$ et le plus souvent $m \sim 1$

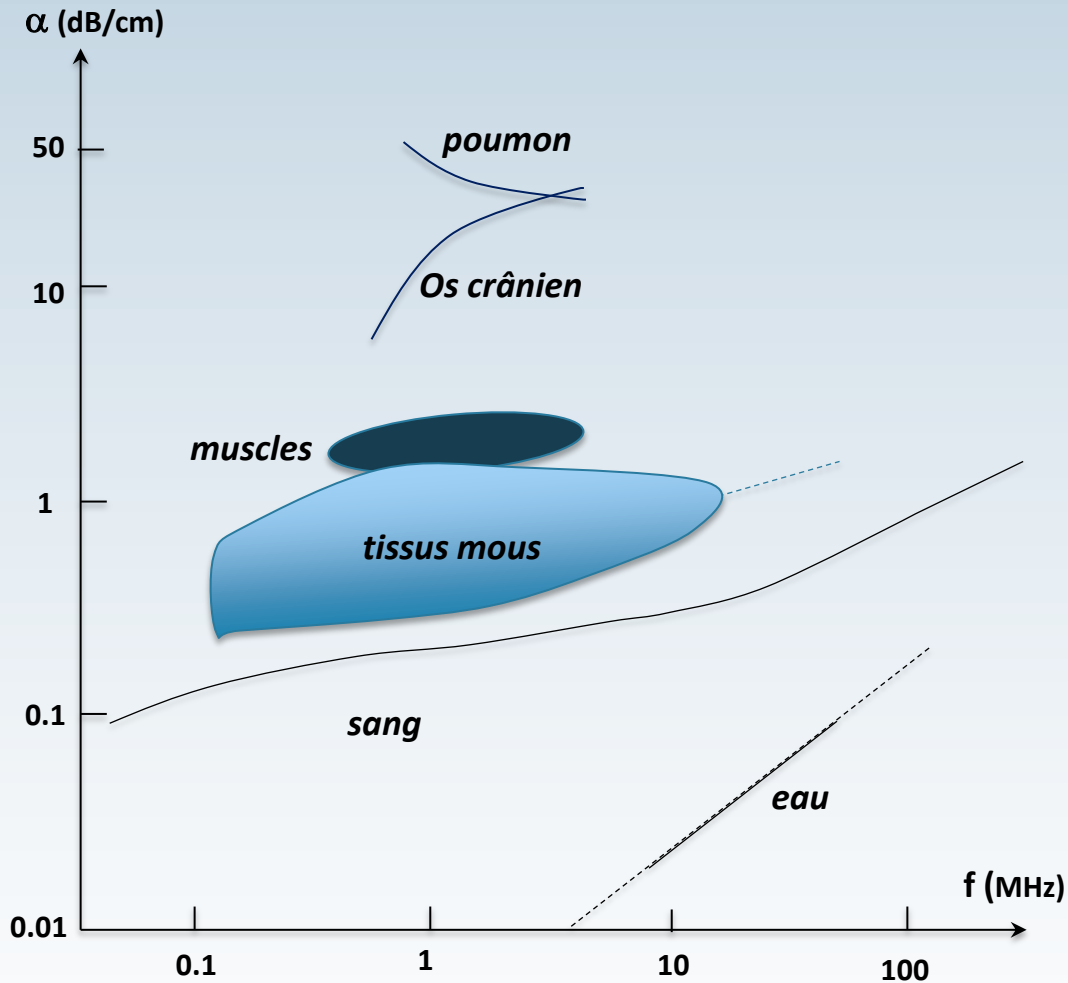
On a donc :

$$\alpha(f) = \beta f$$

en dB/cm

pente de l'atténuation en dB/cm/MHz

Atténuation



$$\beta = 0.5 - 0.7 \text{ dB/cm/MHz}$$

Merci pour votre attention