

DIU Echographie et techniques ultrasonores  
Région Ouest 2016-2017

Bases physiques et technologiques

---

Interactions *Ultrasons-Tissus biologiques*

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



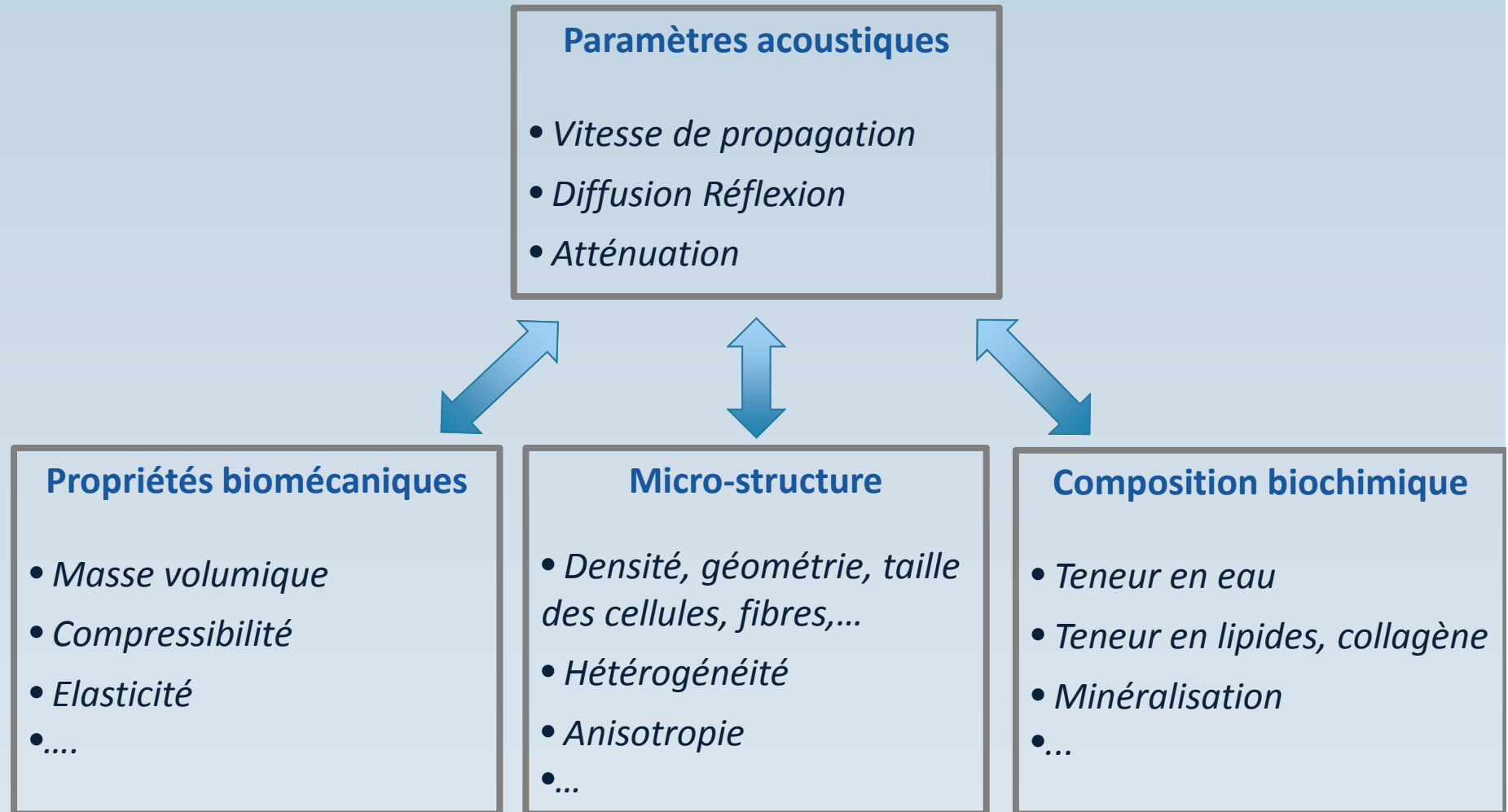
Frédéric OSSANT  
UMR INSERM U930  
CIC-IT 1415

# 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*

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

avec

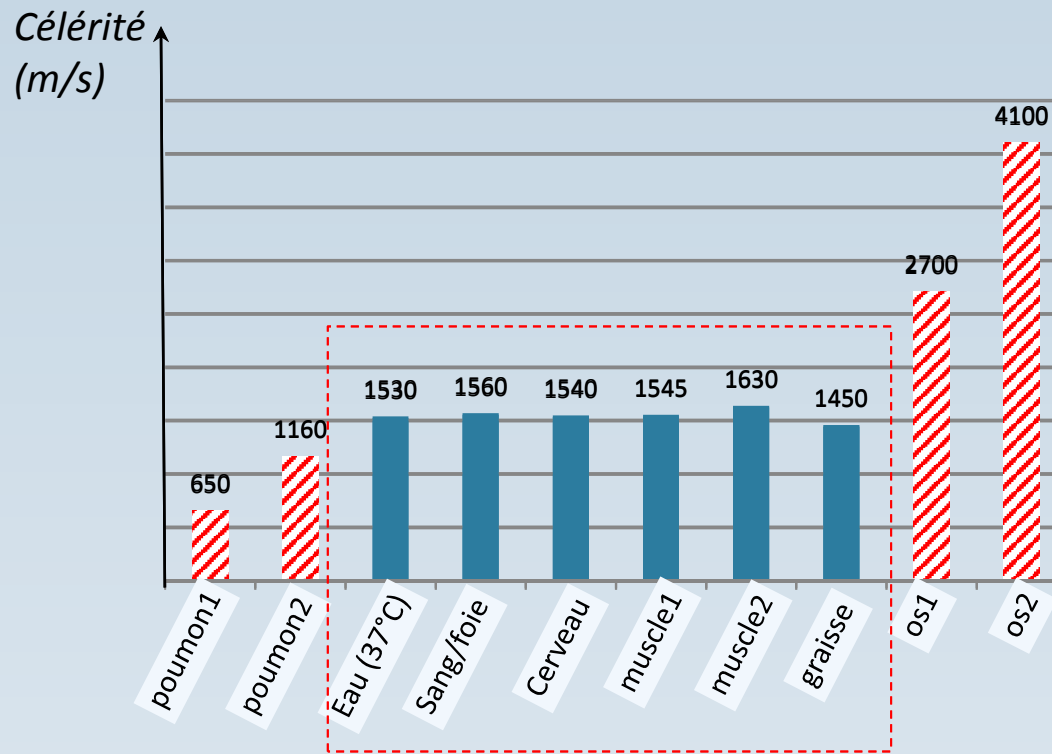
$\rho$  : masse volumique (Kg/m<sup>3</sup>)

$\chi$  : coefficient de compressibilité (m<sup>2</sup>/N ou Pa<sup>-1</sup>)

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

# 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<sup>ère</sup> conséquence d'une célérité « uniforme »**

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

f	1 MHz	5 MHz	10 MHz	15 MHz
$\lambda$	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***

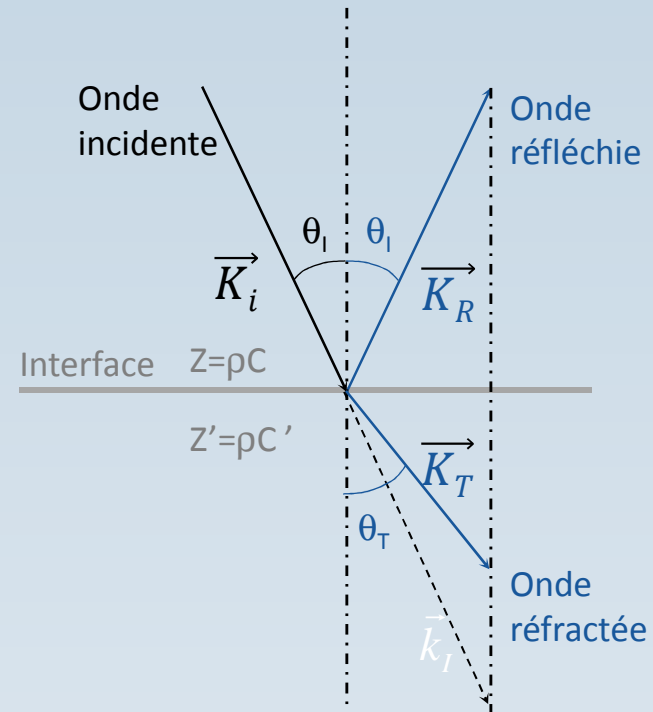


# Célérité ultrasonore

## 2<sup>ème</sup> 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

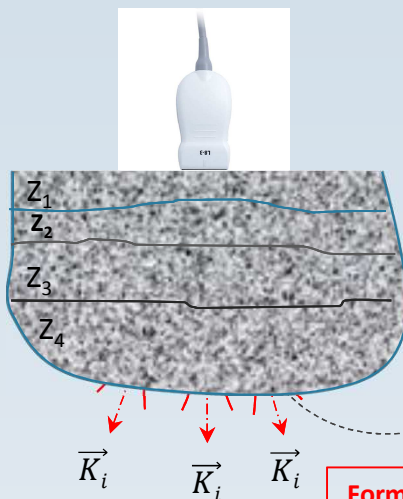
## 2<sup>ème</sup> conséquence d'une célérité « uniforme »

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

$$\theta_T \approx \theta_I$$



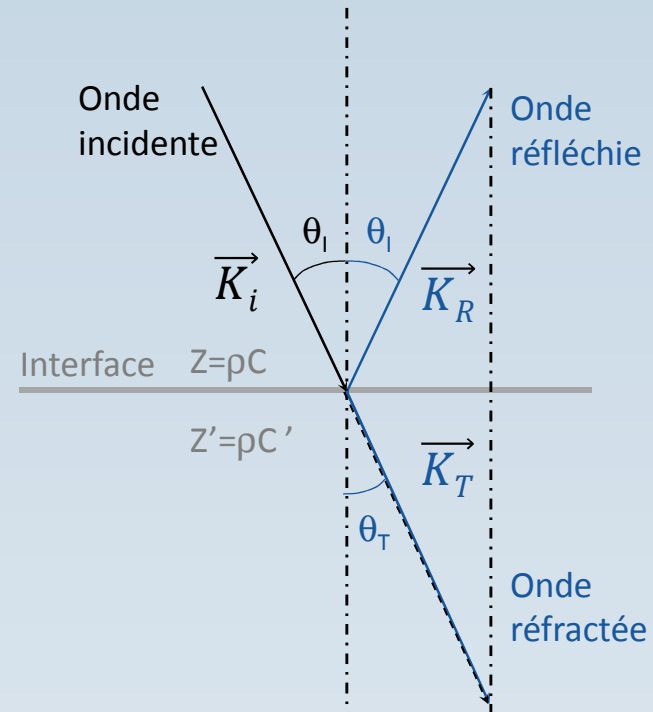
Propagation  $\approx$  en ligne droite des ondes  
acoustiques aux interfaces tissulaires



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

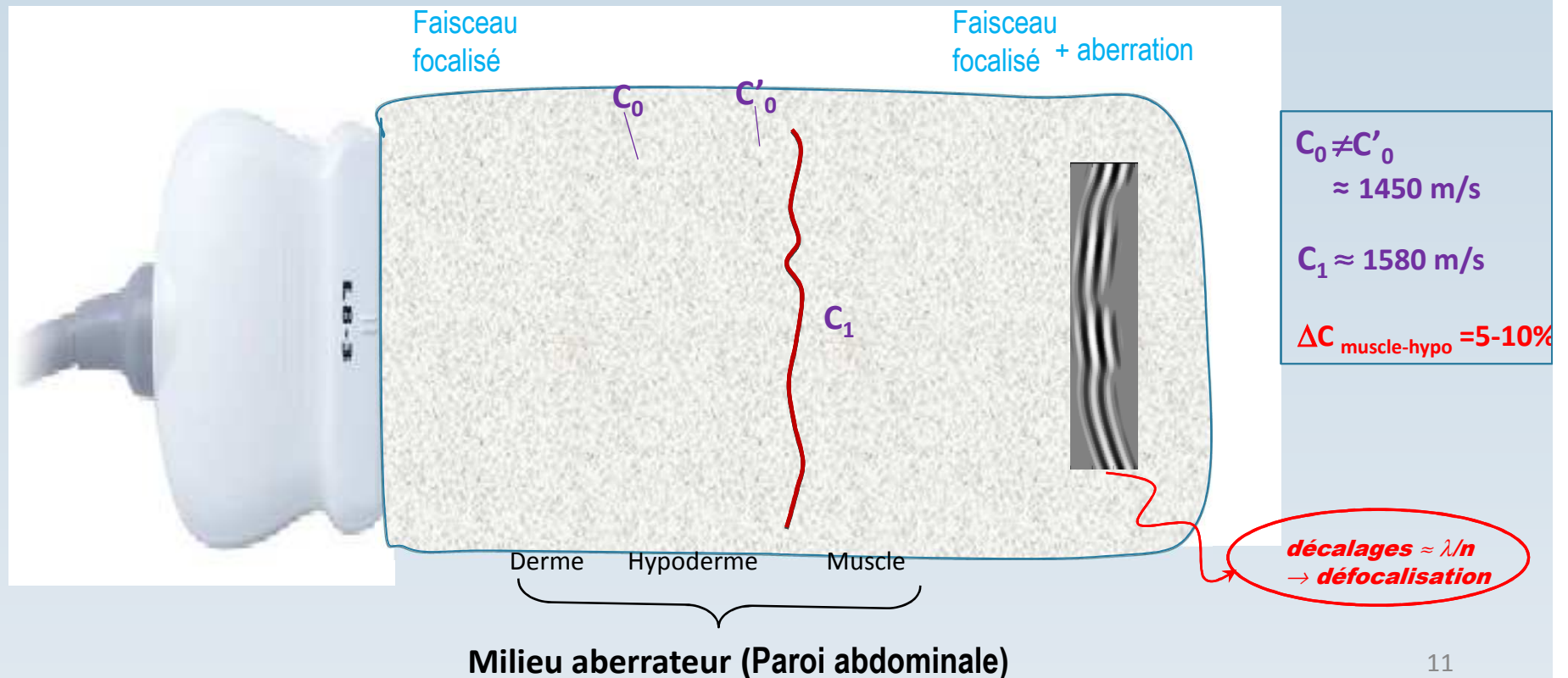


Loi de Snell-Descartes

# Célérité ultrasonore

Cependant  $\exists$  petites  $\Delta C$   $\Rightarrow$  **Aberration de phase (+ aberration d'amplitude)**

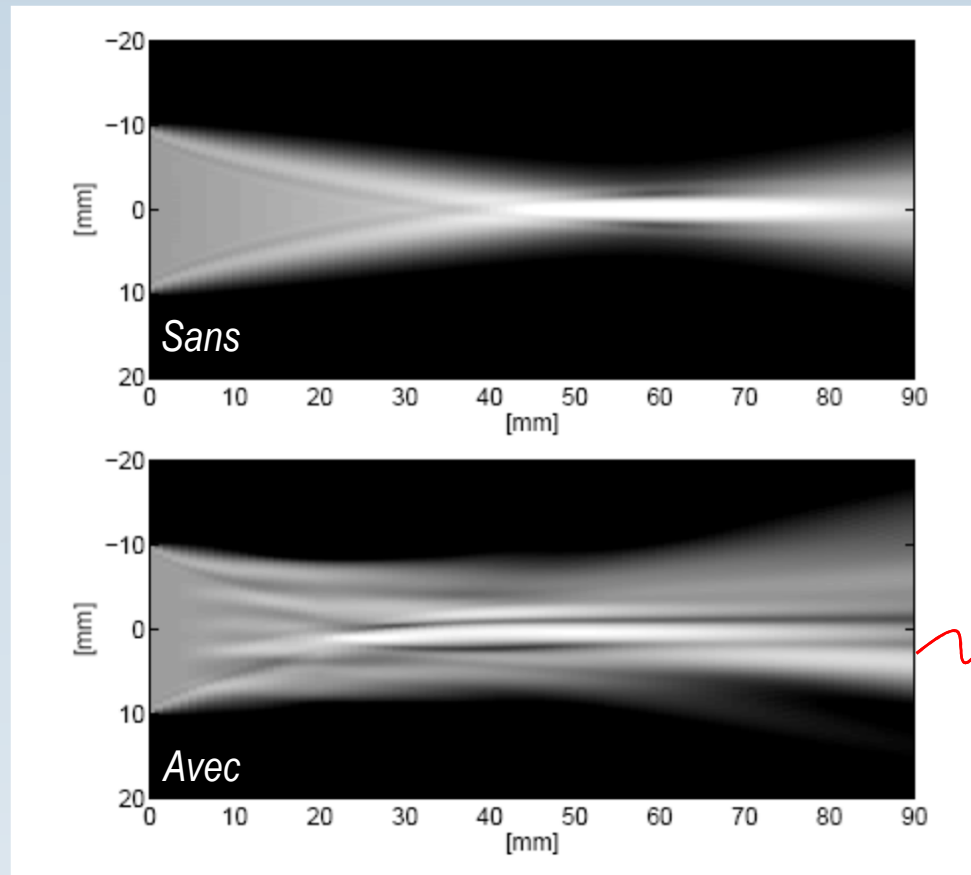
Petites variations spatiales de la vitesse de propagation dans les tissus  
 $\rightarrow$  dégradation de la focalisation du faisceau ultrasonore et donc de la résolution spatiale.



# Célérité ultrasonore

## Aberration de phase

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



**défocalisation**

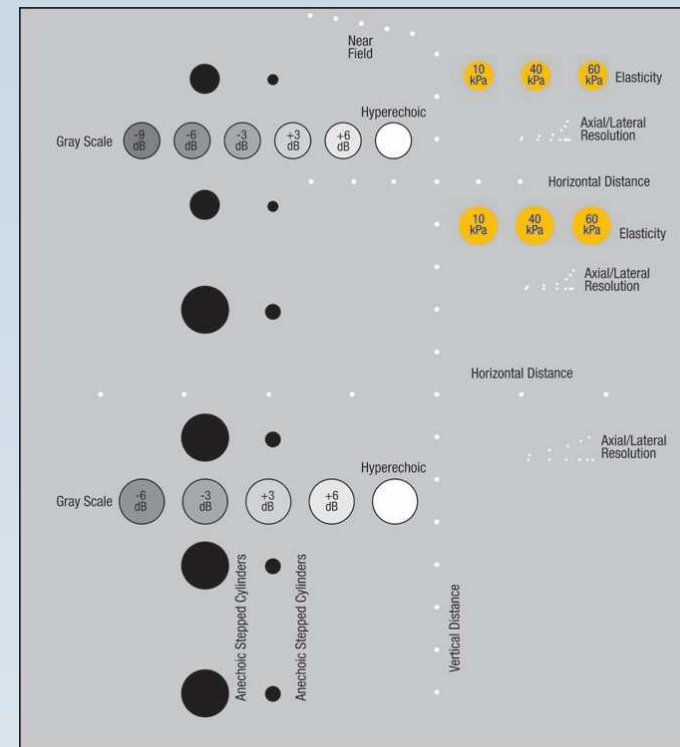
# Célérité ultrasonore

## Aberration de phase

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



Avec

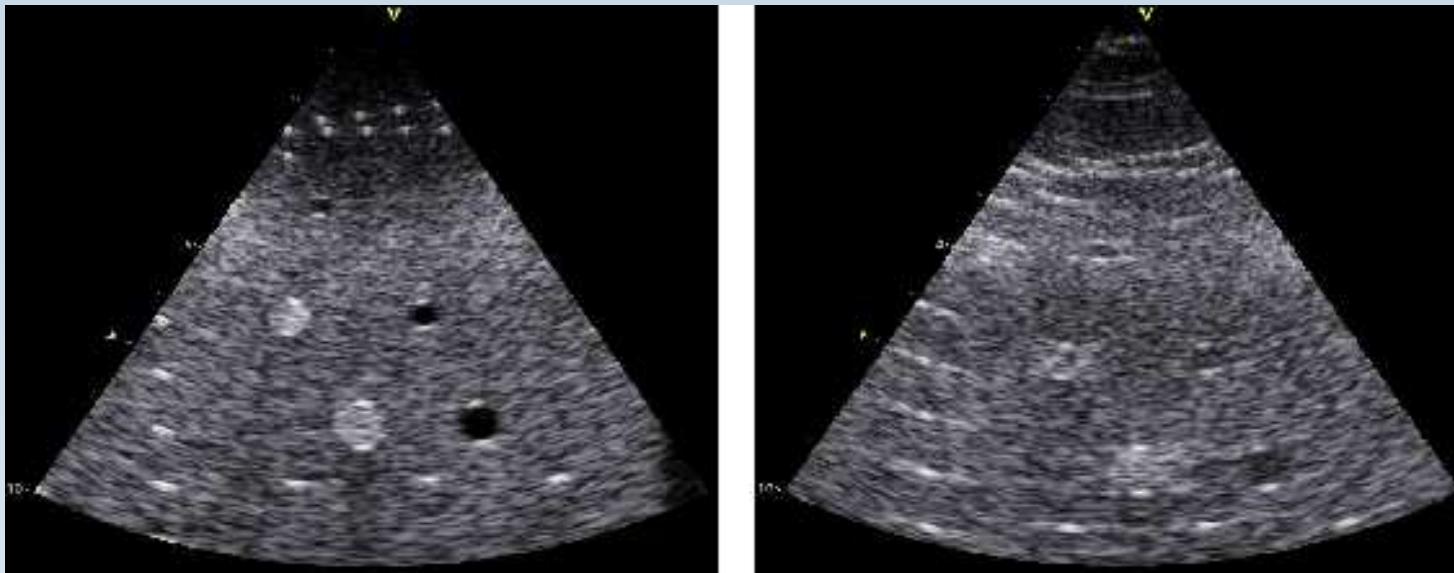


# Célérité ultrasonore

## 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]

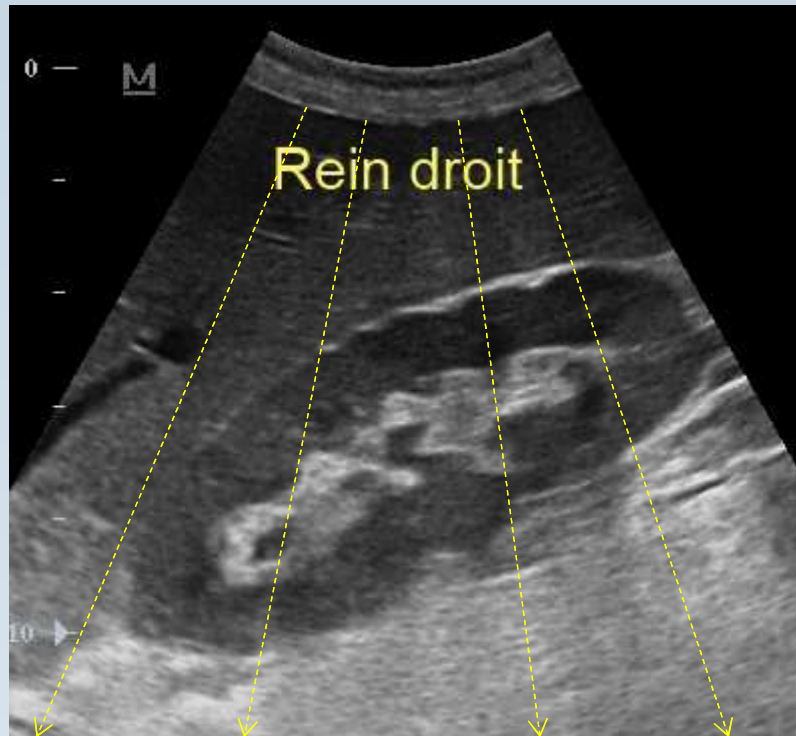
**Du point de vue des structures diffusantes, chaque tissu est spécifique**

- 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...  
*Diffuseurs de Rayleigh* → **Speckle**  
**Associé** au parenchyme tissulaire ou au tissu conjonctif  
**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

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

<b>poumon</b>	0,26	0,00						
<b>graisse</b>	1,35	0,68	0,00					
<b>eau</b>	1,52	0,71	0,06	0,00				
<b>cerveau</b>	1,6	0,72	0,08	0,03	0,00			
<b>foie</b>	1,65	0,73	0,10	0,04	0,02	0,00		
<b>muscle</b>	1,7	0,73	0,11	0,06	0,03	0,01	0,00	
<b>os</b>	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
		<b>poumon</b>	<b>graisse</b>	<b>eau</b>	<b>cerveau</b>	<b>foie</b>	<b>muscle</b>	<b>os</b>

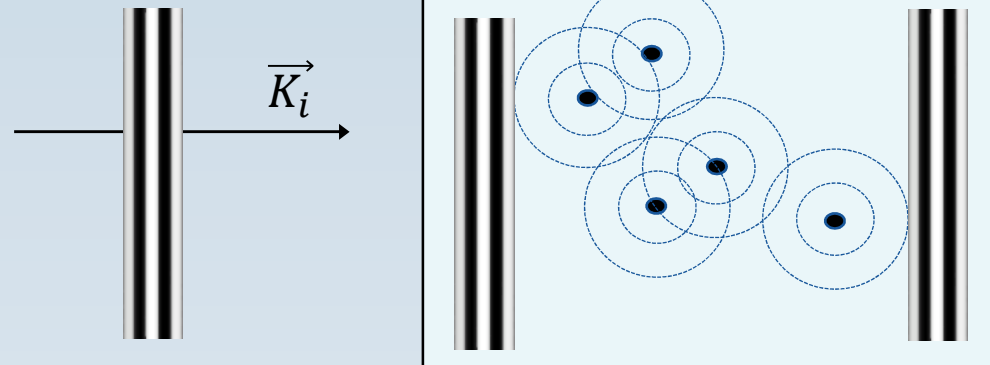
NB :  $R_{\text{air/tissus}} > 0,99$

# Diffusion

- Diffusion

Taille diffuseur  $\ll \lambda$  : diffusion de Rayleigh  
 $\lambda/a \geq 10$

Onde incidente

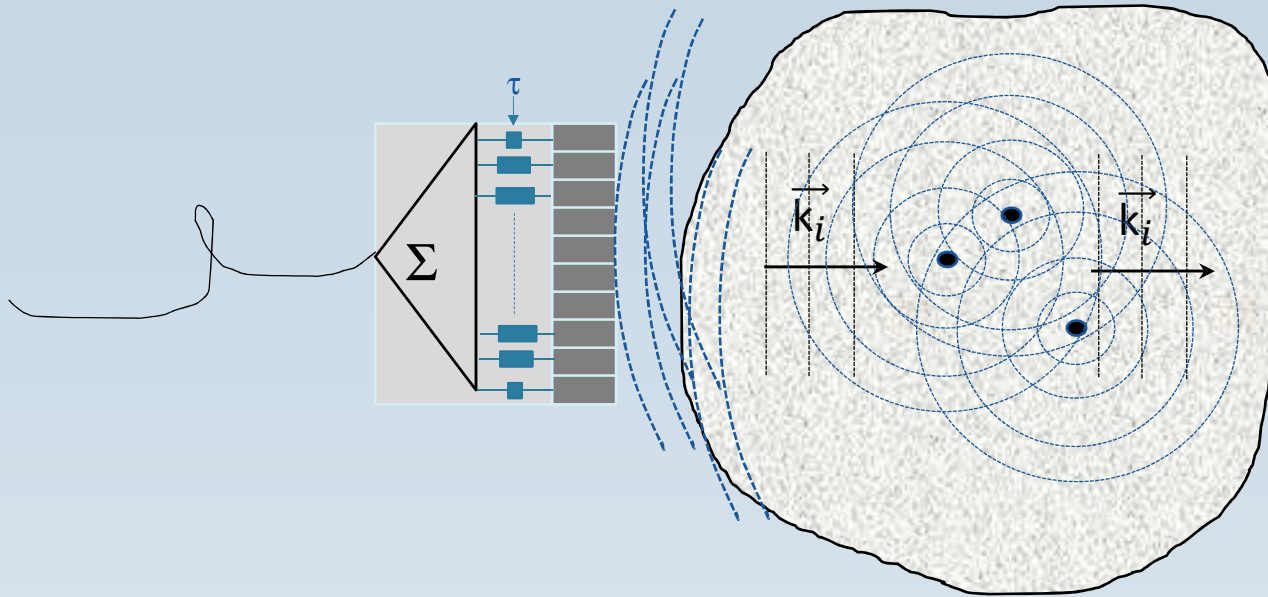


- diffuseurs vibrent et ré-émettent des US dans toutes les directions (ondes quasi-sphériques)
- une multitude d'échos parvient à la sonde : nature du signal recueilli ?

# Diffusion

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

- Diffusion simple/~~multiple~~



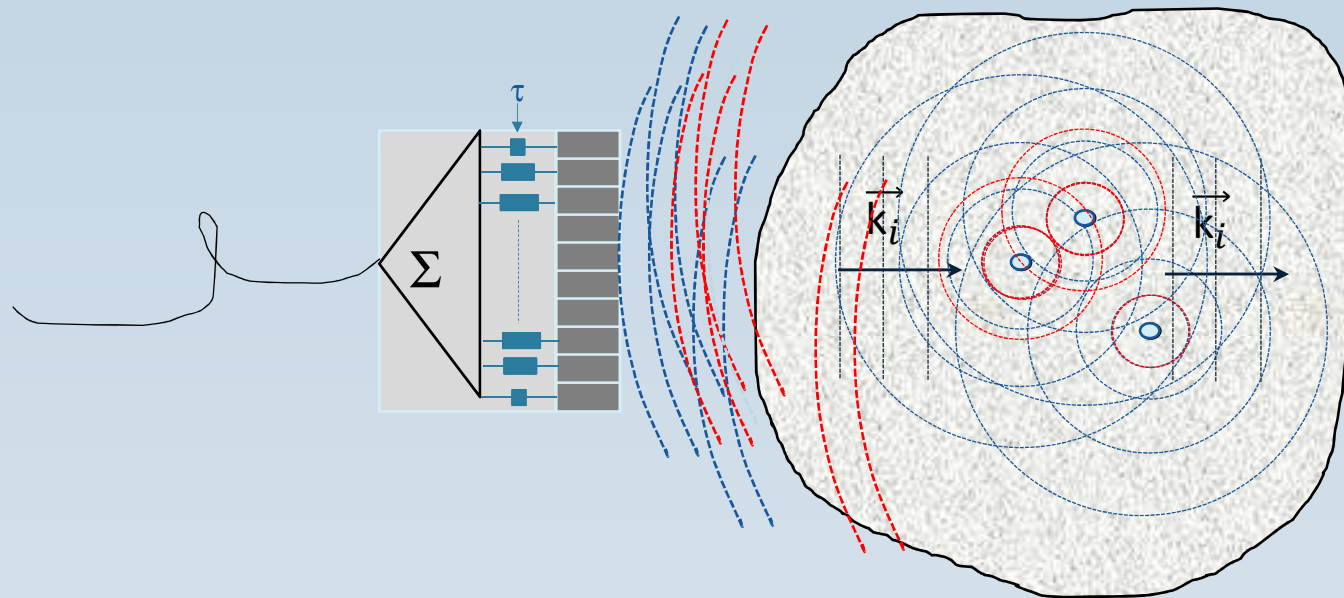
Chaque diffuseur voit  $p_t = p_i$   
et réémet  $p_s$



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

# Diffusion

- Diffusion ~~simple~~/multiple



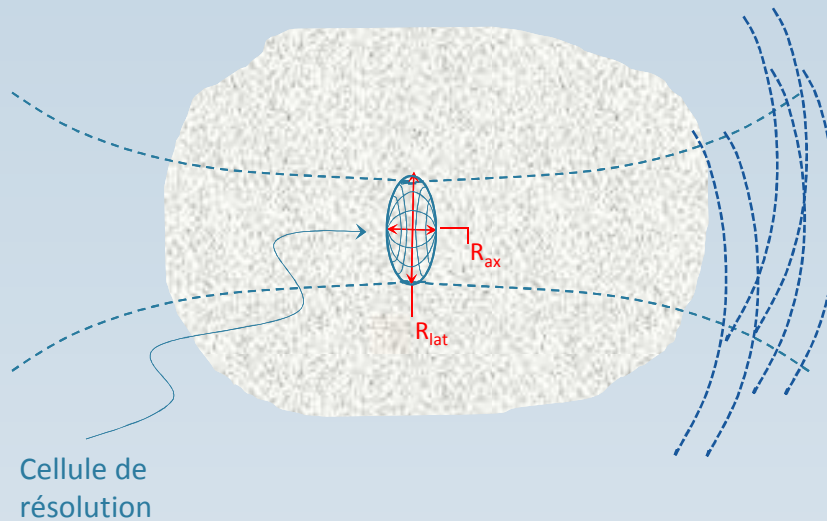
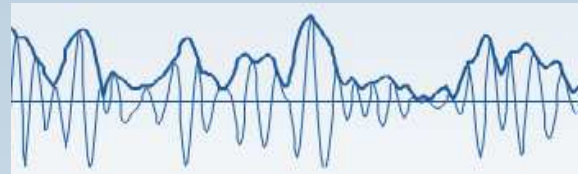
Chaque diffuseur voit  $p_t = p_i + \Sigma p_s$   
 et réémet  $p_s + \Sigma p'_s$

Pas de localisation d'une source unique de diffusion  
 à partir de  $\tau = 2D/C$  et du  $\theta$  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 chaine de mesure  $\Rightarrow$  l'hypothèse  
 de diffusion simple est valide

# Diffusion

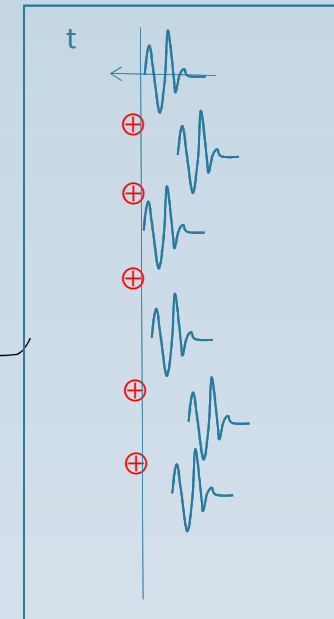
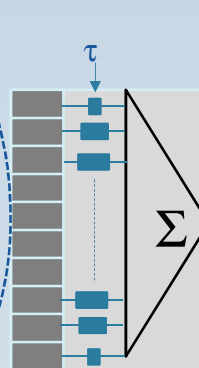
- Formation et propriétés du **speckle**



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

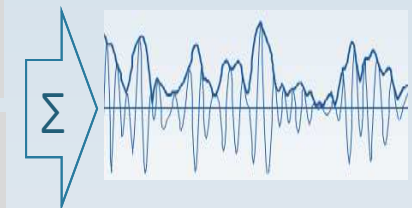
$$V_{CR} = 24\pi\lambda^3 \left\{ \begin{array}{l} \text{OdG} \\ V_{(3\text{MHz})} = 9\text{mm}^3 \\ V_{(10\text{MHz})} = 0,25\text{mm}^3 \end{array} \right.$$

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



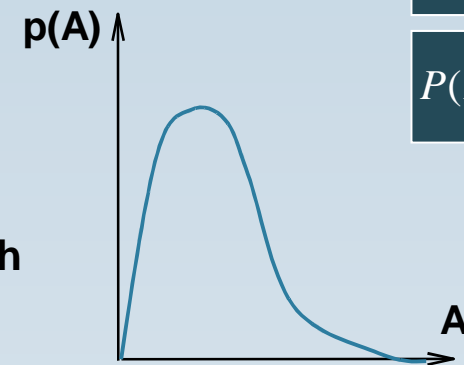
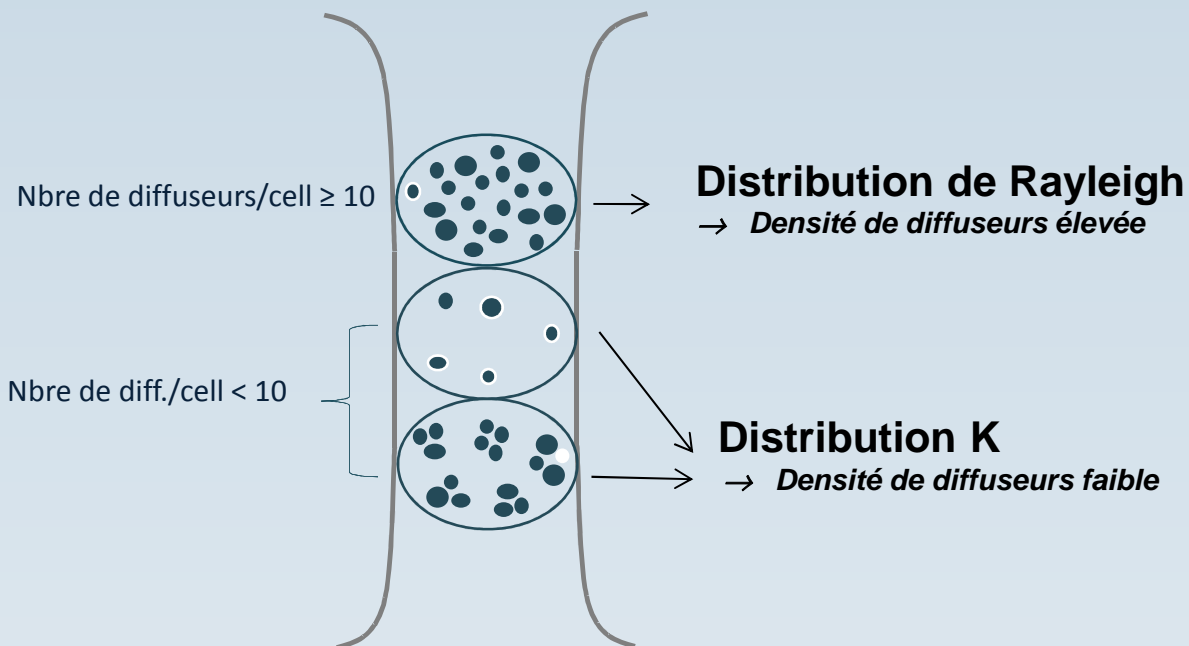
Echos à val. moy. nulle & déphasés à la surface de la sonde

**Sommation cohérente des échos par la sonde**



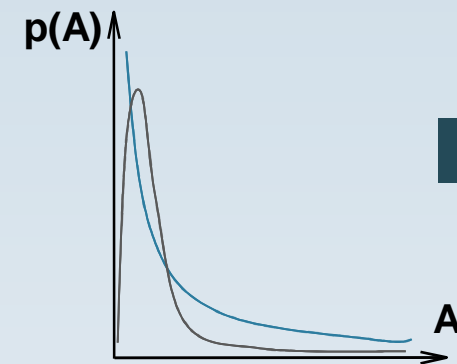
# Diffusion

- Formation et propriétés du *speckle*



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

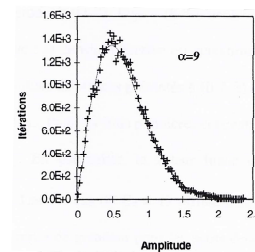
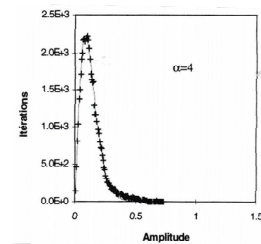
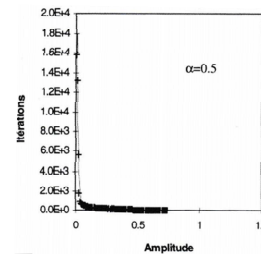
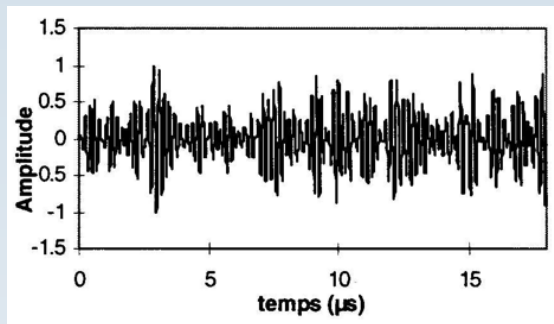
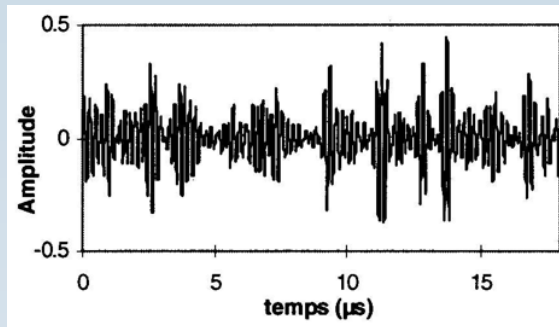
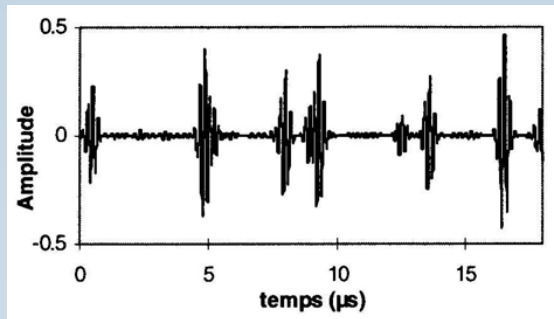
$$P(A) = \frac{A}{\sigma^2} e^{-A^2/2\sigma^2}$$



$$SNR_A < 1.91$$

# Diffusion

- Formation et propriétés du *speckle*



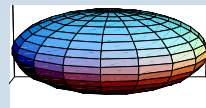
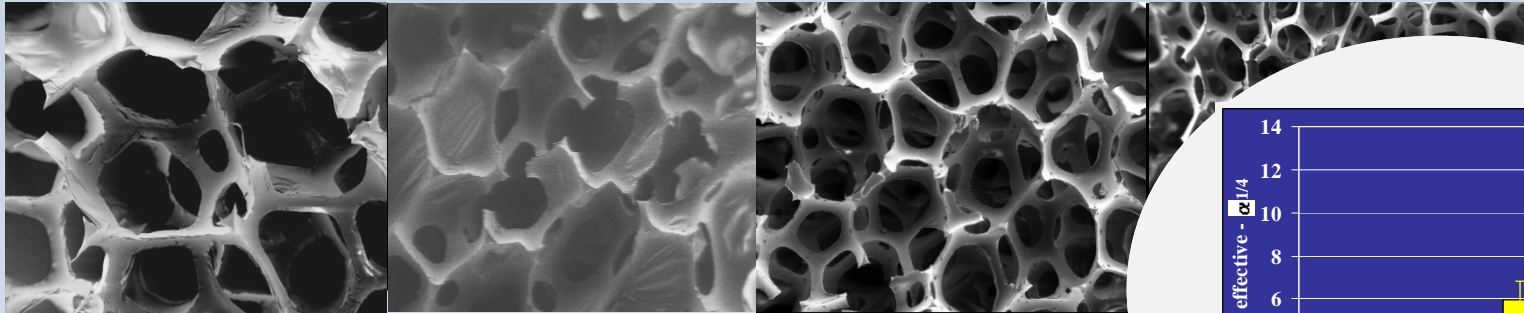
**Distribution de Rayleigh**  
→ Densité de diffuseurs élevée



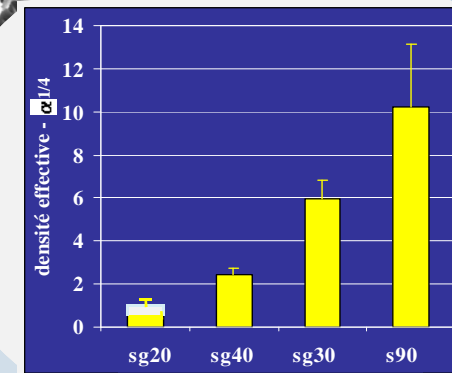
# Diffusion

- Formation et propriétés du *speckle*

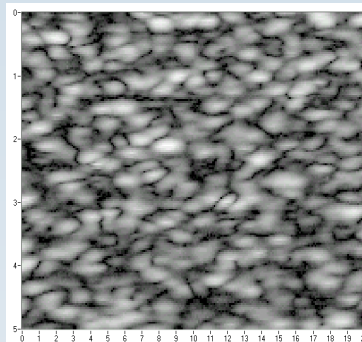
1 mm



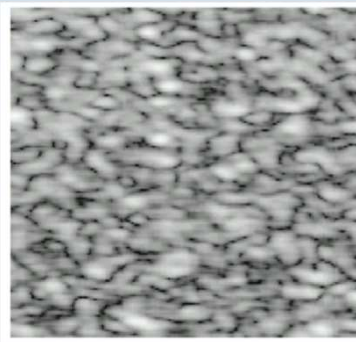
12 dB cell size



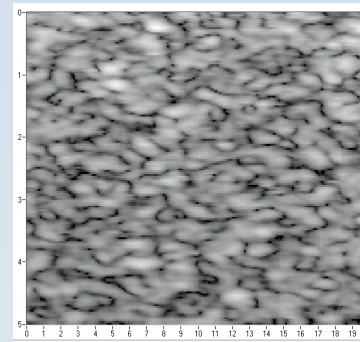
$\alpha=0,9$  diff/cell



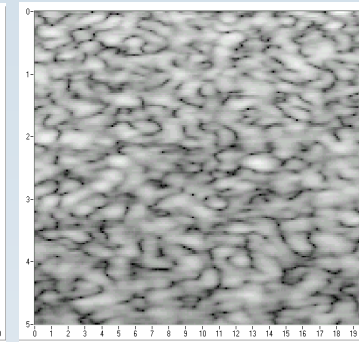
$\alpha=2,5$  diff/cell



$\alpha=6$  diff/cell



$\alpha=10,5$  diff/cell



Quantification

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

# Diffusion

## • Cas du sang

*globules rouges* : 7 à 8  $\mu\text{m}$  de diamètre(+ grande dimension)  
de l'ordre de 40 % du volume total

*plasma* : solution contenant protéines, sels, éléments nutritifs....



Principale  
source de diff

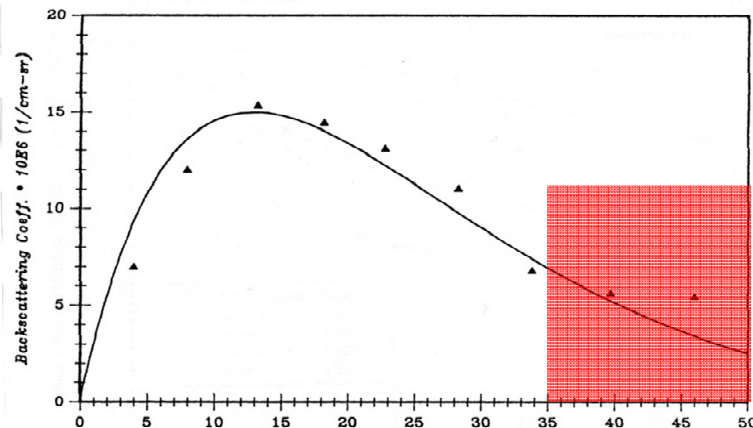
Niveau de rétrodiffusion faible : 2 raisons



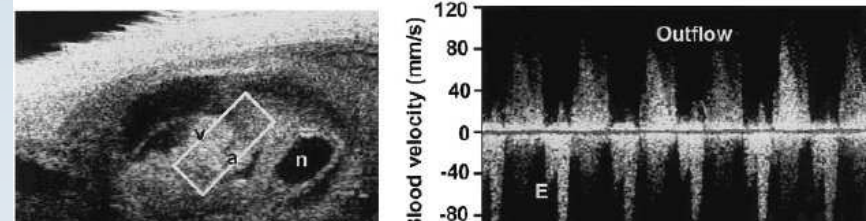
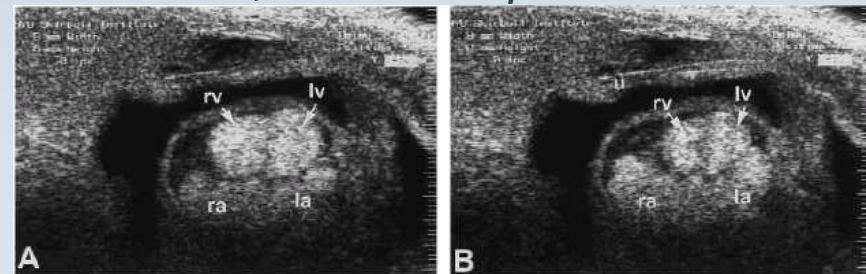
Cœur  
adulte

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



Echogénicité  $\neq$  fonct° linéaire (Ht)



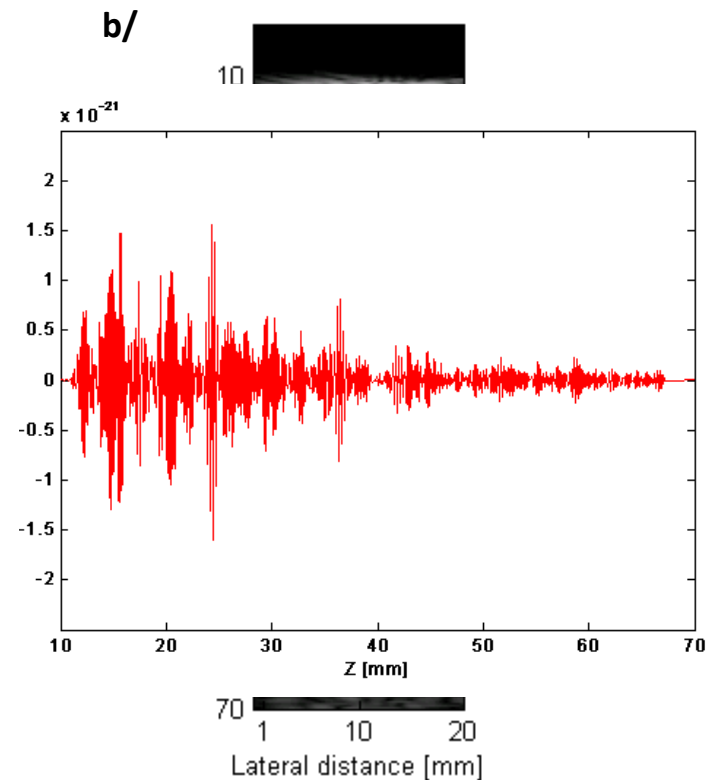
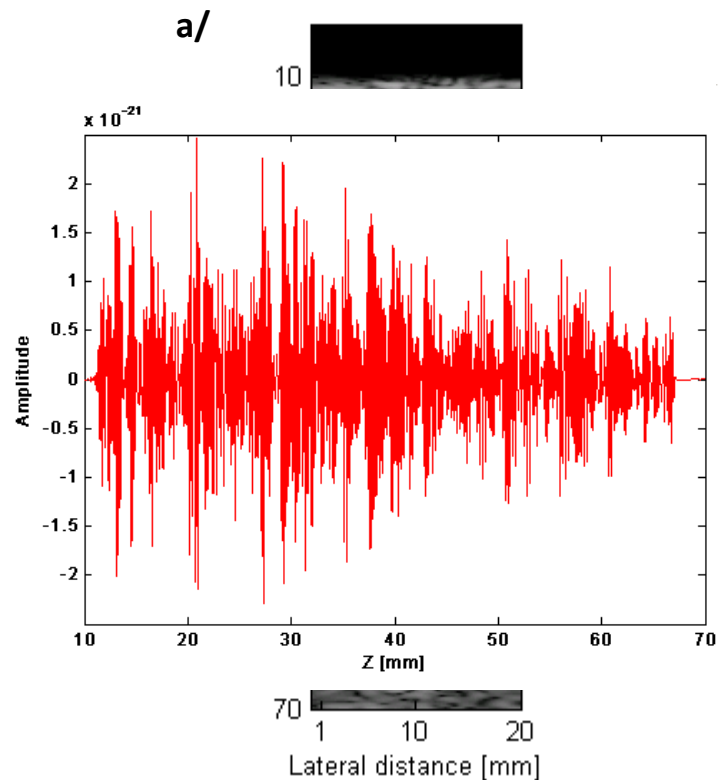
Source diffusion au sein des cellules = noyau

# 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  $f$

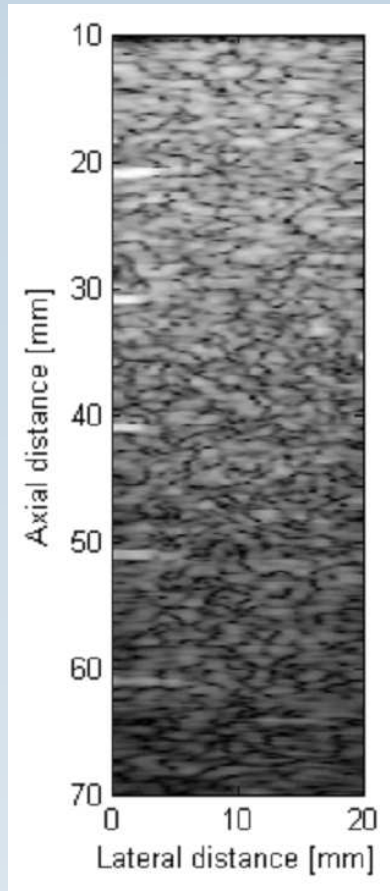


Image B à 3MHz

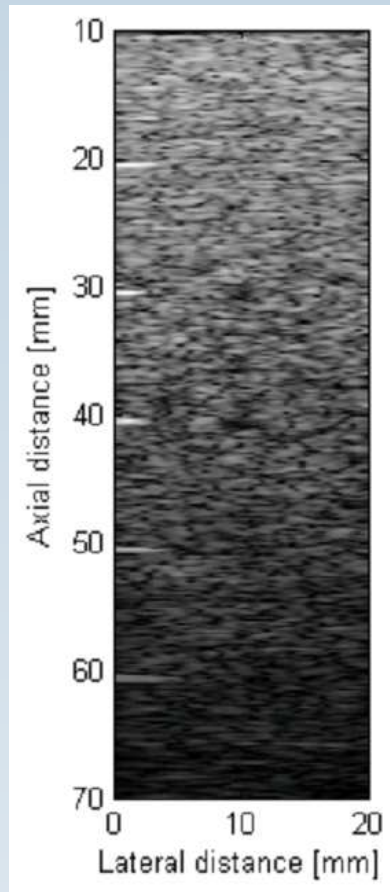


Image B à 6MHz

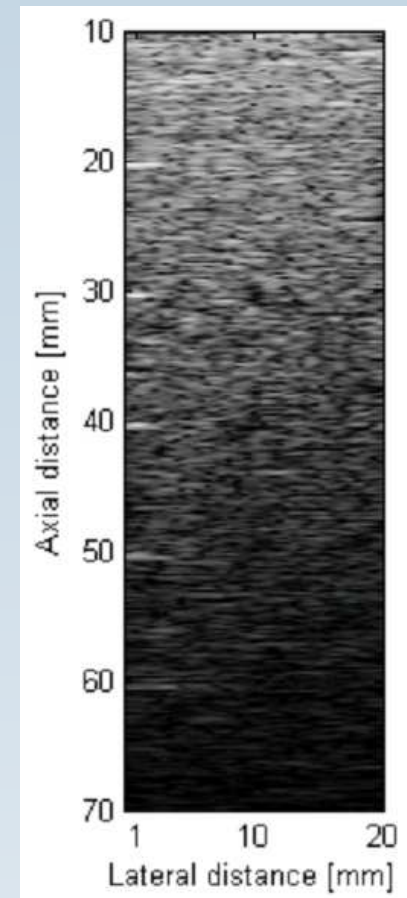


Image B à 9MHz

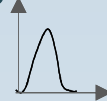
# Atténuation

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  $m \sim 1$

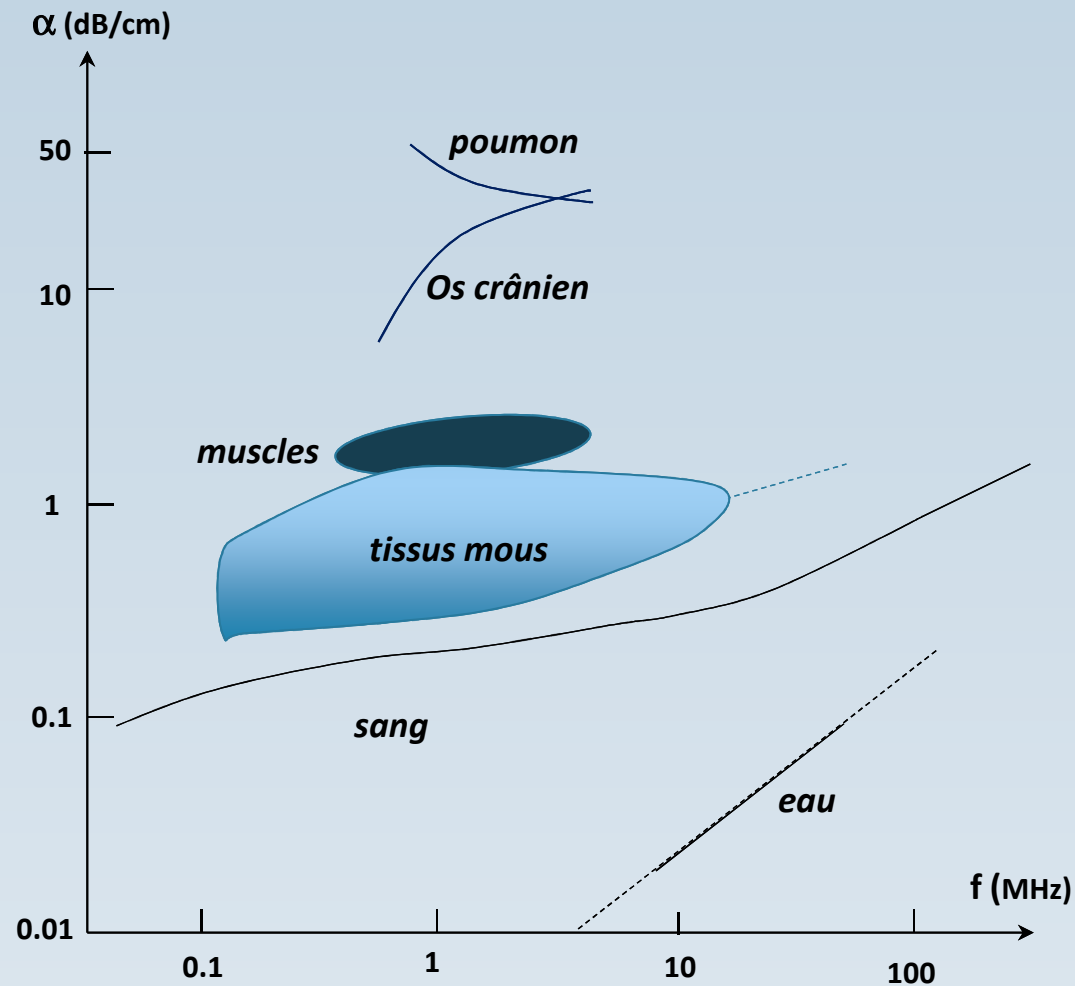
On a donc :

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

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*