

*DIU Echographie et  
Technologies Ultrasonores*



***PHYSIQUE ACOUSTIQUE***

**Pr Frédéric PATAT  
Service Echographie - Doppler  
CIC - Innovation Technologique 1415  
CHRU de Tours  
INSERM U930 – Université F. Rabelais**

# ECHO...GRAPHIE

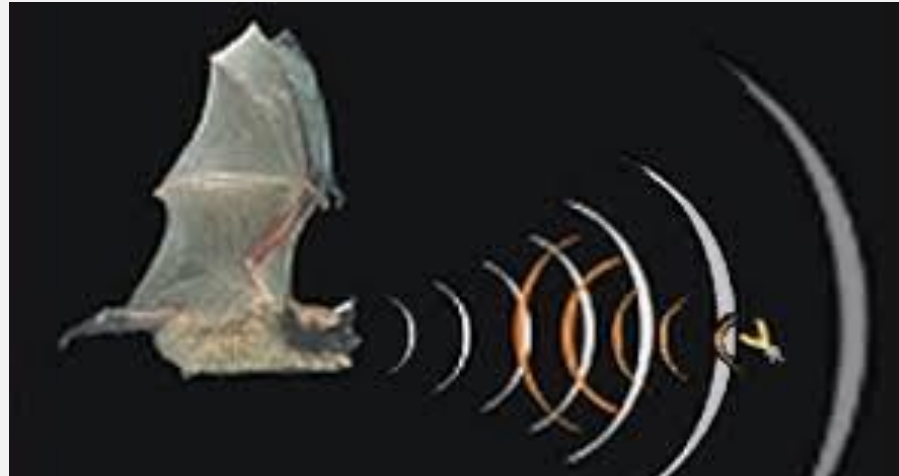
**La nymphe Echo, fut condamnée  
par Héra à répéter les derniers mots qu'elle entendait.**

**Puis amoureuse de Narcisse, elle dépérit, s'effaça**

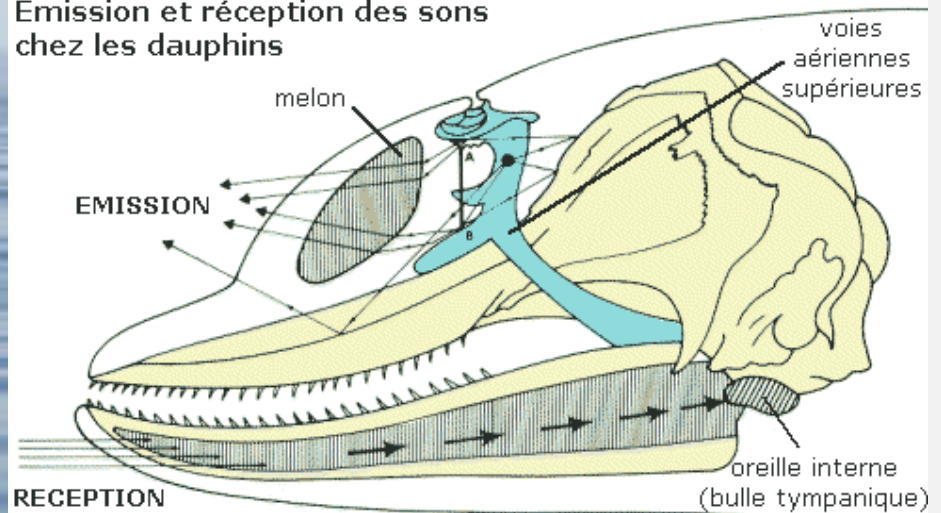
**Seule sa voix subsiste....**



## Echolocation déjà utilisée par certaines espèces

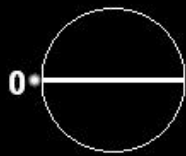


Emission et réception des sons chez les dauphins



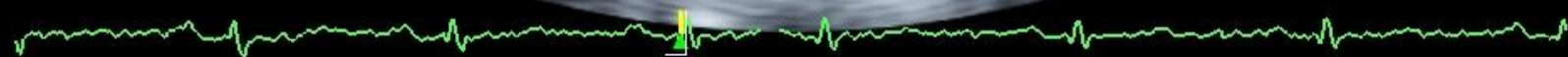
CI 50Hz  
12cm

2D  
63%  
C 52  
P Bas  
HGén



+ Dist 0.963 cm  
× Dist 1.01 cm  
◇ Dist 1.02 cm

C4



80bpm

Objectif : comment fait-on cela ?

# Objectifs du cours

- Donner une intuition des phénomènes fondamentaux
- Concepts acoustiques pour écho
- Définitions indispensables
- Outils pour comprendre les particularités de cette imagerie
- Outils pour discuter technologie et recherche

# Plan de l'exposé

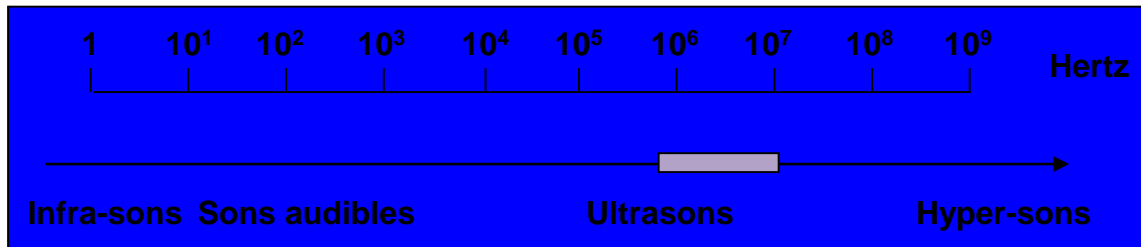
- **Ondes acoustiques - principes**
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- Atténuation et dB
- Imagerie et origine de la sémiologie
- Ondes transversales, élastographie
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion

# Définition :

## Ondes acoustiques

- Déplacement de matière
- Au sein d'un milieu matériel
- Propagatif : célérité  $c$  = vitesse du son
- Moyenne nulle
- Mettant en jeu : Elasticité et Inertie

**Définition des ondes sonores : Propagation de mouvements  
au sein de la matière  
Existent à différentes échelles de temps et d'amplitude**



Tremblements de terre : 0.1 to 1 Hz

amplitudes in cm

Sons audibles : 20 to 20 kHz

amplitudes in nm

Ultrasons : 2 to n x 100 MHz

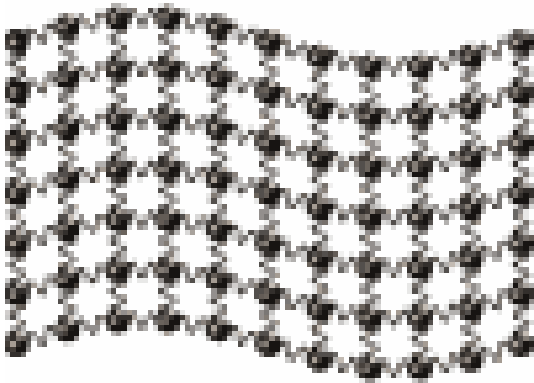
amplitudes in A

# Les ondes acoustiques :

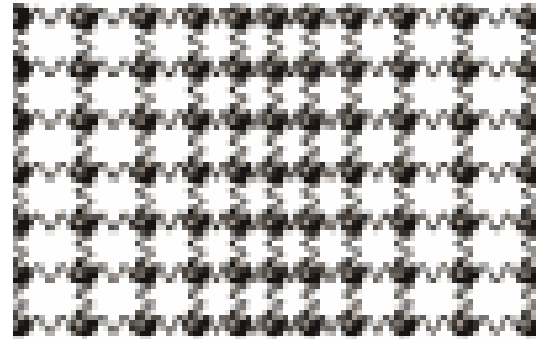
Masses et ressorts

=

Inertie et élasticité

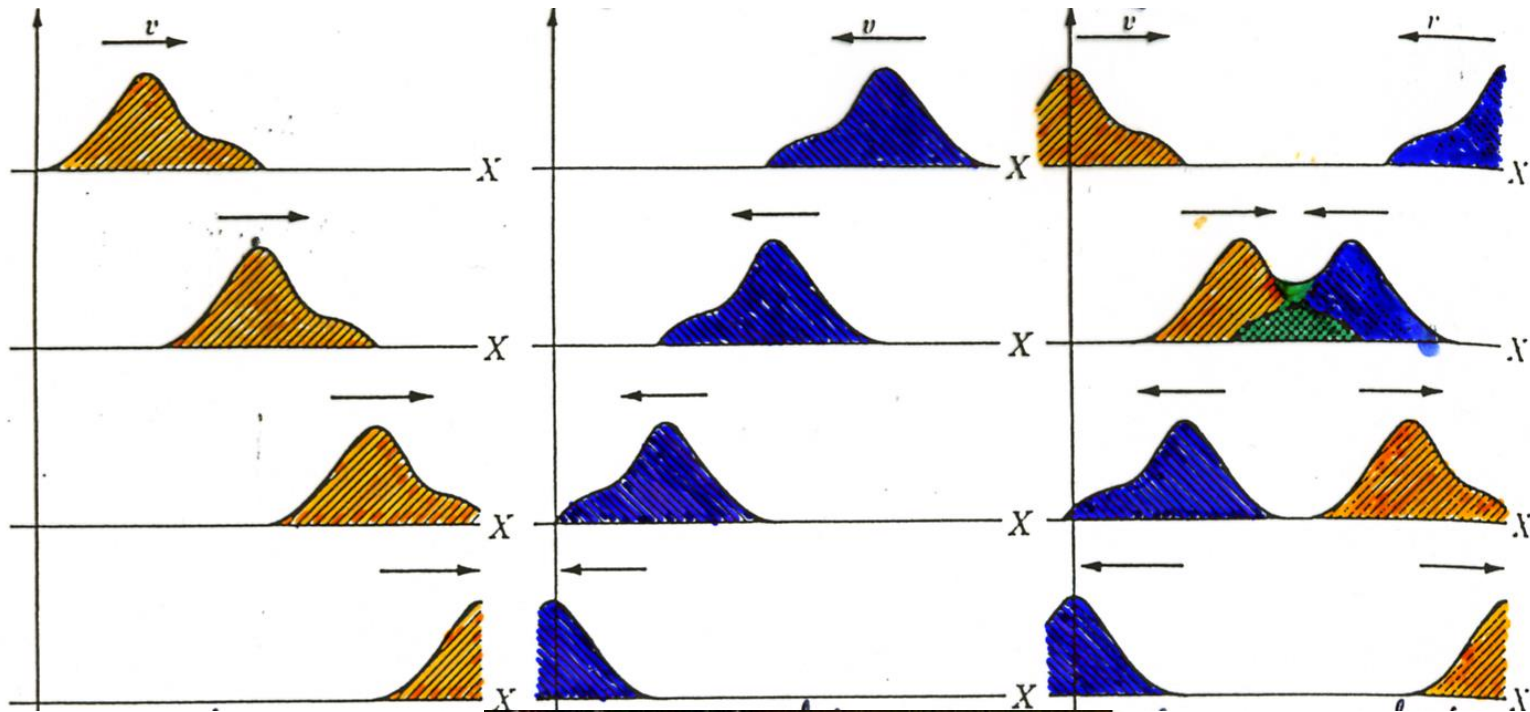


**Onde de cisaillement**



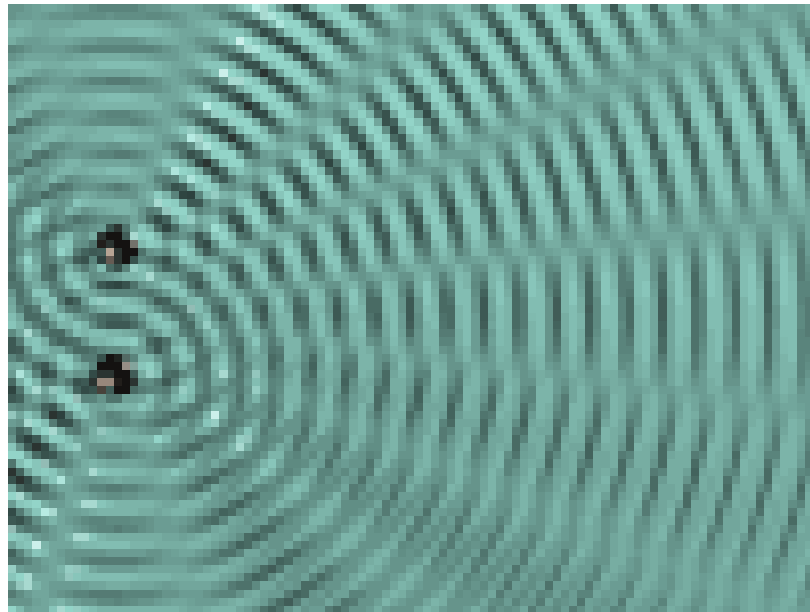
**Onde de compression**

# Les ondes linéaires se croisent, s'ajoutent

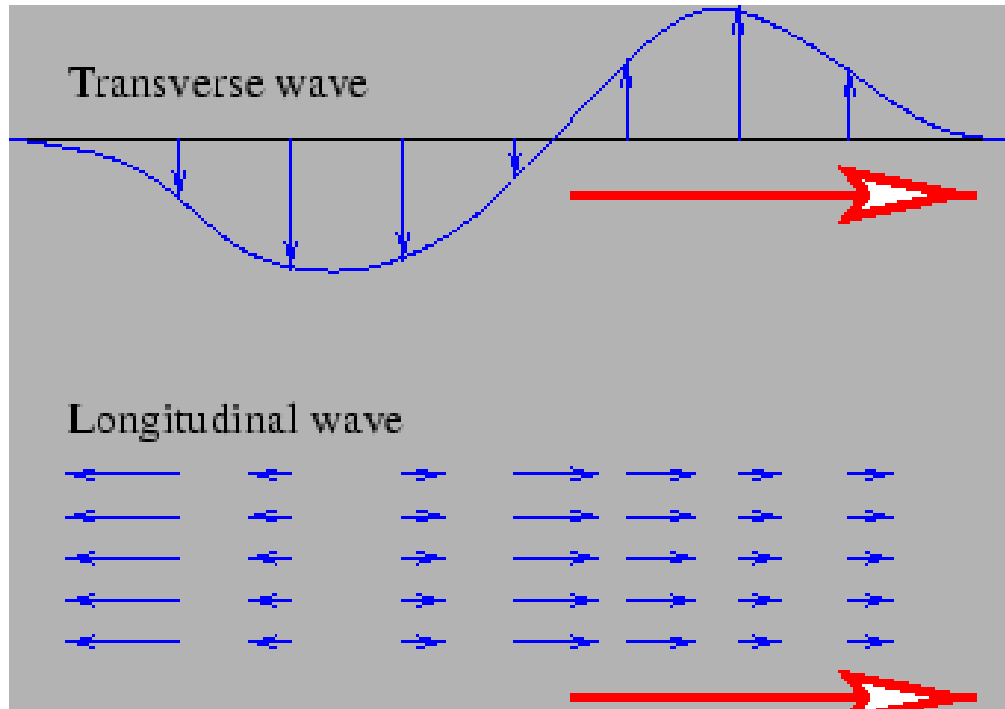


$$c^2 = E / \rho$$

**La célérité au carré est égale à la raideur élastique divisée par la masse volumique**



# 2 types d'ondes :



**Tranverse**

**Longitudinale**



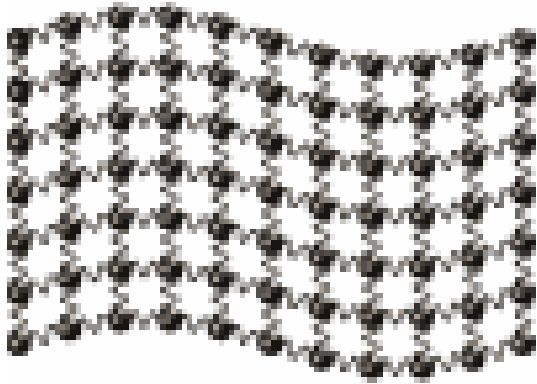
Mouvement des particules



Direction de propagation

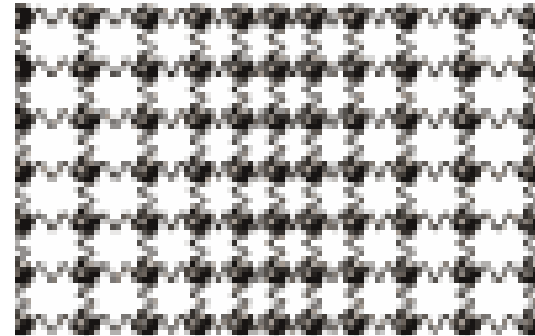
# Les ondes dans un solide

$\mu$  et  $K$  : élasticité ,  $\rho$  masse volumique



Onde de cisaillement

$$c^2 = \frac{\mu}{\rho}$$



Onde de compression

$$c^2 = \frac{K}{\rho}$$

**Célérité d'une onde = Vitesse de propagation = c**

$$c^2 = \text{Raideur} / \text{Inertie} = \text{Coef élastique} / \rho$$

$\rho$  = masse volumique

**Air : c = 340 m/s = 1250 km / h**

**Dépend ( peu) de la température**

**Eau : c = 1500 m/s (très peu compressible mais dense)**

**Dépend peu de la température**

**Célérité dans les tissus mous voisine de 1540 m/s**

# Plan de l'exposé

- Ondes acoustiques - principes
- **Ondes acoustiques - paramètres**
- Interfaces
- Atténuation et dB
- Imagerie et origine de la sémiologie
- Ondes transversales, élastographie
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion

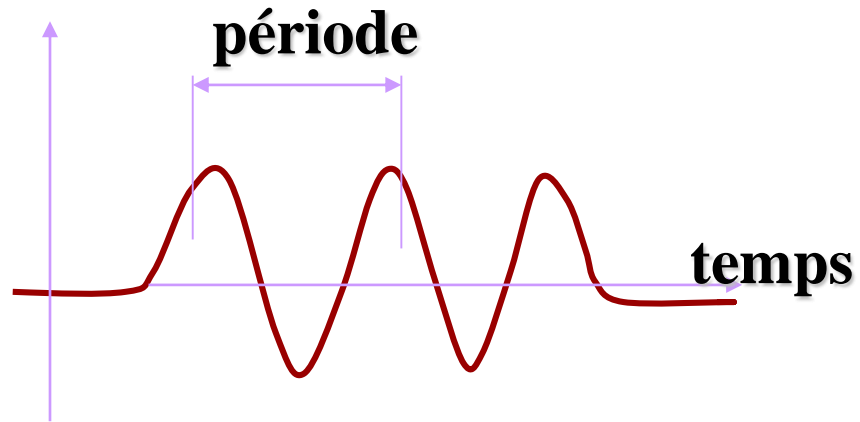
# Ondes périodiques ou continues



**Fréquence  $f$  : Combien de crêtes par secondes ?  
En Hertz, ou kHz ou MHz ( $10^6$  Hz )**

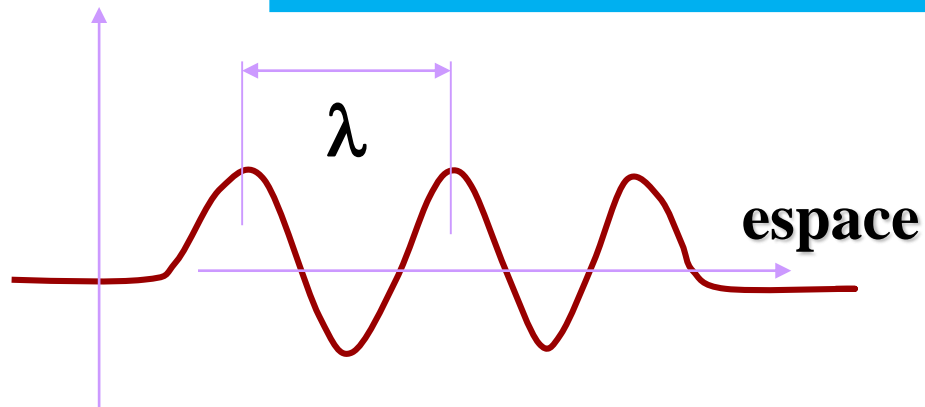
**Période  $T$  : Durée d'un cycle en s, ms ou  $\mu$ s**

**Ondes :**



**Variations de la pression, du déplacement, de la vitesse**

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



# La longueur d'onde est l'échelle de référence pour tous les phénomènes acoustiques : les ordres de grandeur :

1 MHz : 1,5 mm

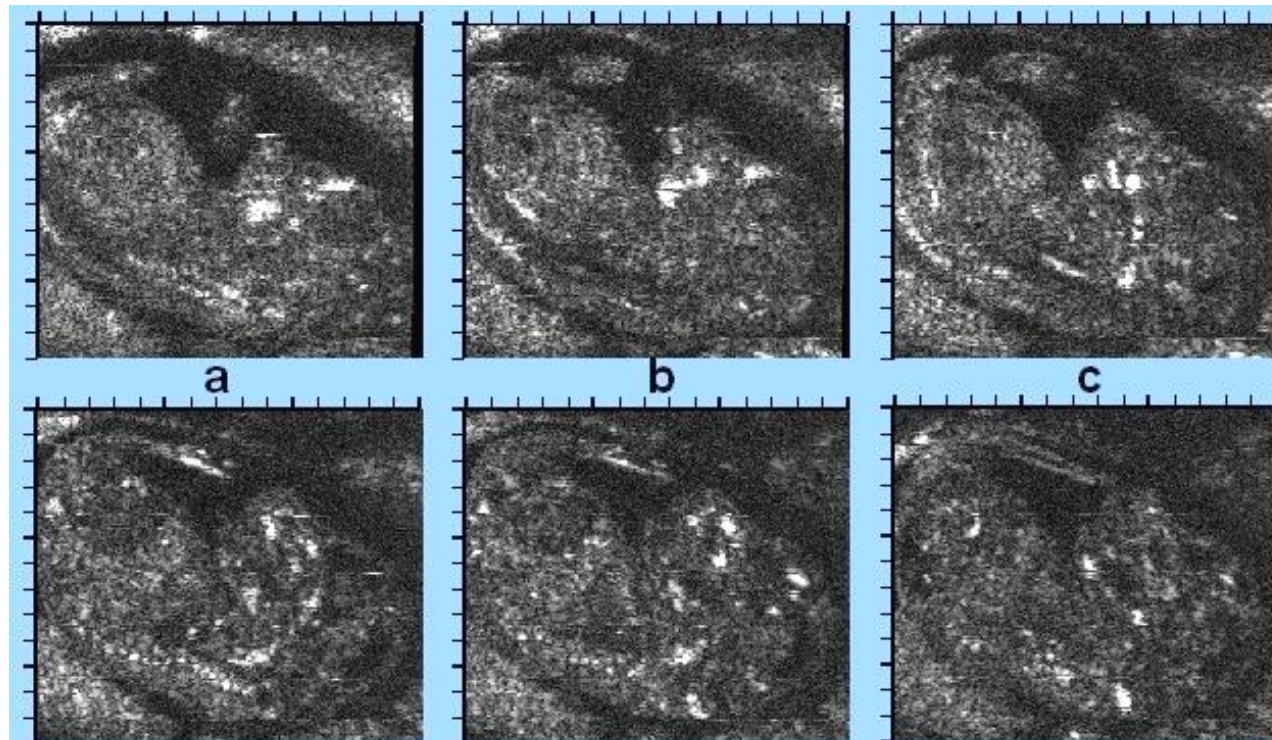
**3 MHz : 0,5 mm**

5 MHz : 0,3 mm

15 MHz : 0,1 mm

50 MHz : 0,03 mm

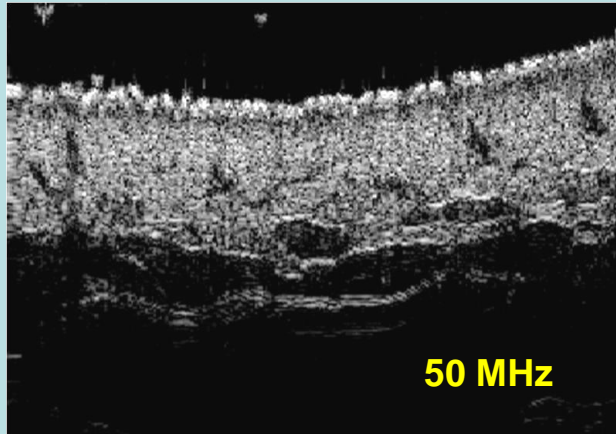
3D of mouse embryo, ED 14.5



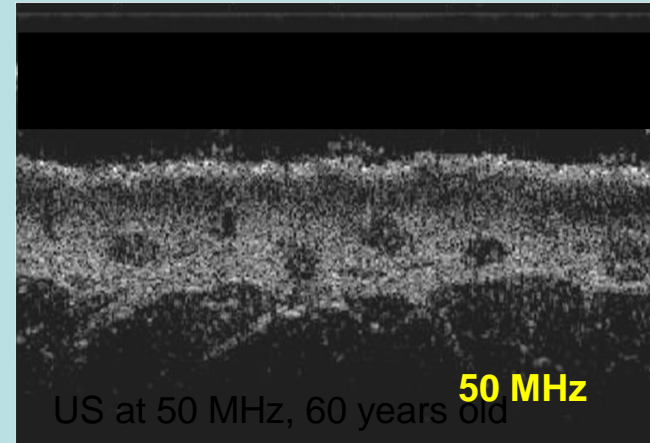
# LA LONGUEUR D'ONDE DONNE L'O de G DE LA RESOLUTION

## Exploration du vieillissement et de la régénération cutanés à 50 MHz

1 mm



*Avant-bras 25 ans*



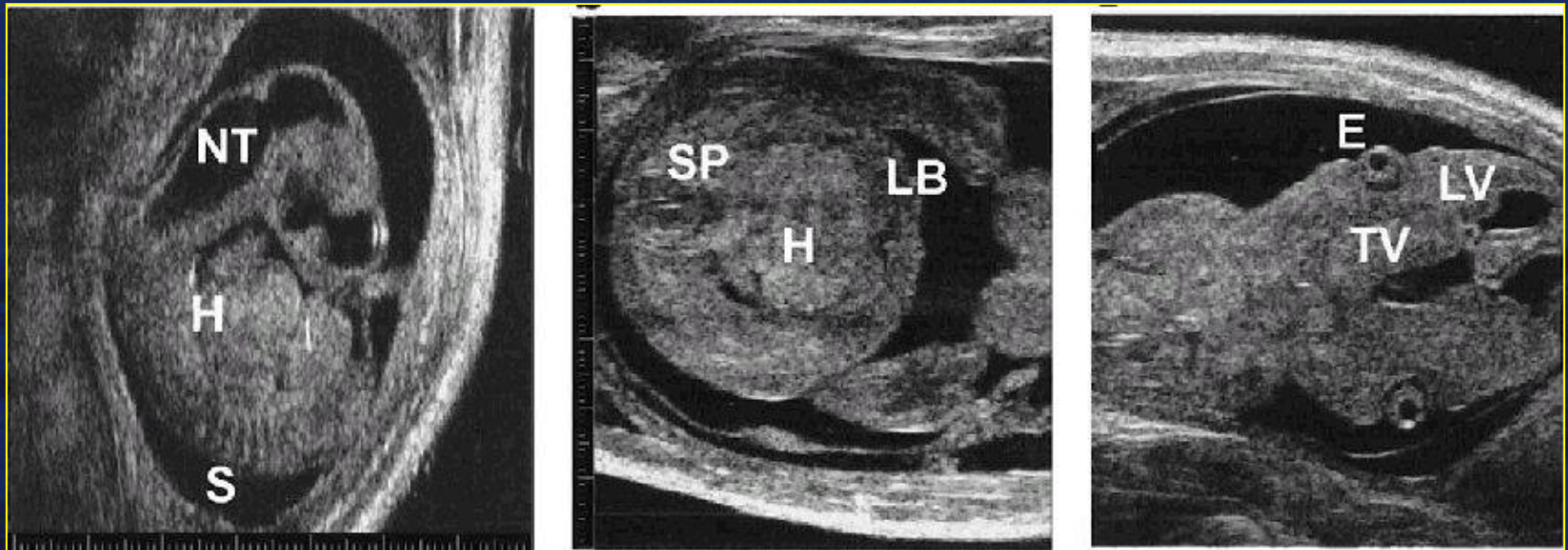
*Avant-bras 60 ans*

Les ultrasons HF sensibles au remaniement des faisceaux de collagène et de la substance fondamentale du derme au cours du vieillissement

→ Extraction de paramètres acoustiques quantitatifs

# 40 MHz Echographie du petit animal

Biologie du développement du fœtus chez la souris:  
11.5 et 13.5 jours



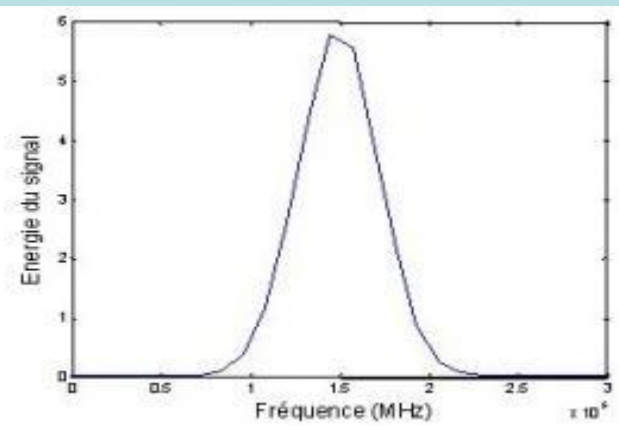
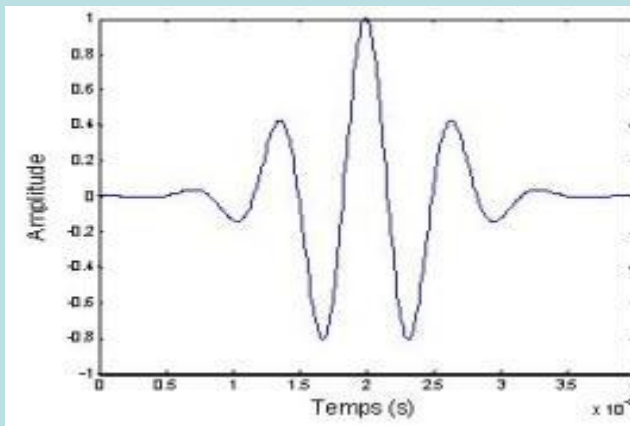
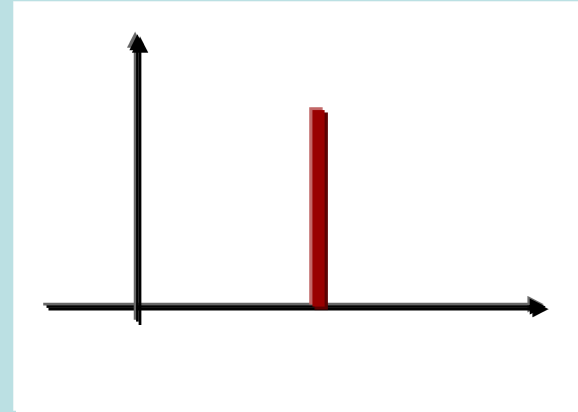
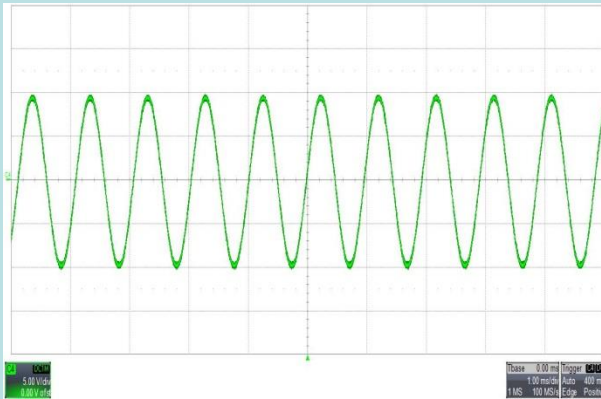
- a) 11.5 jours : tube neural NT, cœur H, ébauche colonne vertébrale S
- b) 13.5 jours (section transversale): ébauche membres, cœur, colonne vertébrale
- c) 13.5 jours : ventricules cérébraux LV, TV, yeux E.

# Emission continue ou pulsée

- Emission continue : Emetteur actif en permanence. Distribution constante dans l'espace du champ acoustique. Exemple la houle ou une note soutenue.
- Emission pulsée : Emetteur actif pendant un instant bref. Vague de champ acoustique. Ex : un tremblement de terre ou un claquement de main.

# Emission continue ou pulsée

## Fréquences



**Signal(t)**

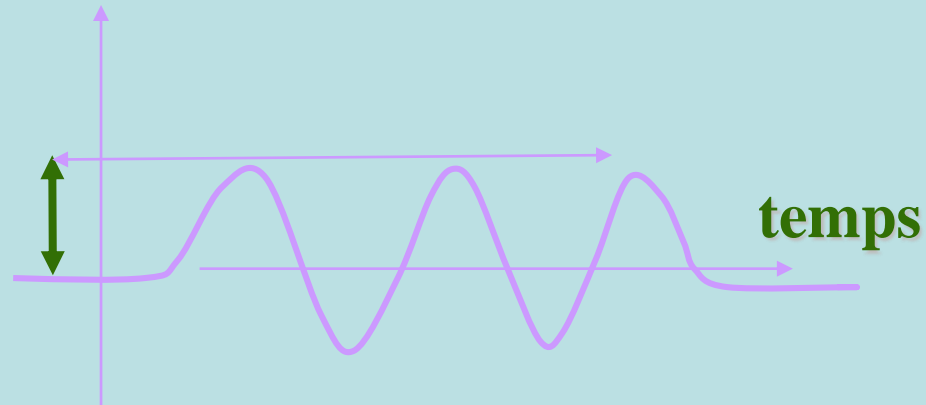
**Spectre de fréquences**

# Bande passante

- Emission continue : Un signal répétitif a une bande passante étroite : fréquence fondamentale + harmoniques.
- Emission pulsée : Un signal très court possède une large bande passante. ( pas de hauteur musicale ) - Intérêt des sondes échographiques large bande (2 à 10 MHz par ex)

**Ondes :**

**Amplitude**



**S'exprime en :**

- **Pression**      **Pascal**
- **Déplacement**      **m**
- **Vitesse**      **m/s**

**ou unités dérivées**

# Plan de l'exposé

- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- **Interfaces**
- Atténuation et dB
- Imagerie et origine de la sémiologie
- Ondes transversales, élastographie
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion

## Ultrasons en Imagerie:

Le corps humain proche de l'eau sauf gaz et os

$$I = 100 \text{ mW/cm}^2 = 10^3 \text{ W/m}^2$$

$$\rho_0 = 1000 \text{ kg/m}^3 \quad c = 1540 \text{ m/s} \quad Z = 1.54 \text{ Ra}$$

$$p = 0.55 \cdot 10^5 \text{ Pascal} : \text{demie atmosphere!} \quad v = 3.7 \text{ cm/s}$$

$$\text{Si } f = 5 \text{ MHz} \quad \lambda = 0.3 \text{ mm}$$

$$u = v/w = 10^{-9} \text{ m} = 10 \text{ Angstr\o{e}m}$$

$$\gamma = v \cdot \omega = 1.1 \cdot 10^6 \text{ m.s}^{-2} : 10^5 \text{ fois } g !!$$

**La relation pression - vitesse dans une onde**

**$p(x,t)$  est proportionnelle à  $V(x,t)$**

**Le coefficient de proportionnalité est  $Z = \rho \cdot c$**

**$Z$  est appelée impédance acoustique**

**Cette propriété des matériaux détermine les réflexions**

**L'impédance est simplement le produit de la masse volumique par la vitesse du son :**

$$Z = \rho_0 \cdot c$$

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

Lord Rayleigh : 1842 - 1919

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

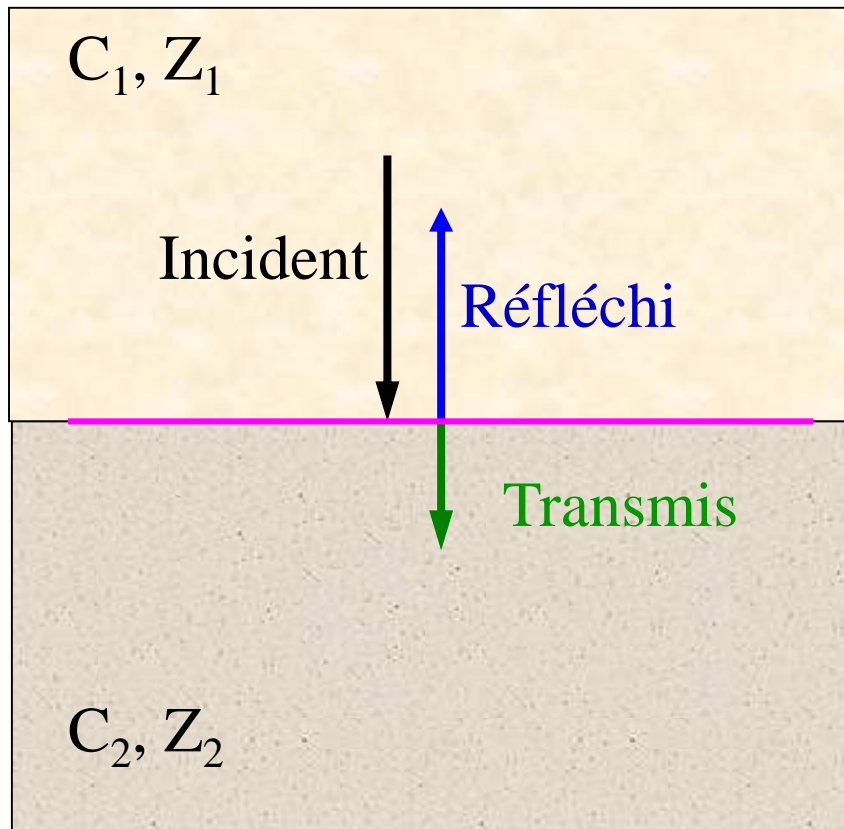
$$\mathbf{Z_{air} = 1.2 \times 344 = 412 \text{ Ra}}$$

$$\mathbf{Z_{eau} = 1000 \times 1500 = 1.5 \text{ MRa}}$$

L'impédance acoustique est le lien entre  $p$  et  $v$  :  $p = Z \cdot v$   
 $p$  la pression,  $v$  la vitesse des molécules (pas de l'onde)

$$Z = \rho \cdot c$$

## L'impédance gouverne la formation des échos



Continuité de pression

$$p_i + p_r = p_t$$

Pas de vide

$$v_i + v_r = v_t$$

L' amplitude des phénomènes de reflexion- transmission est gouvernée par le **rapport des impédances acoustiques** i.e. **le contraste acoustique**.

C'est la même chose pour toutes les ondes (ex indice optique).

En termes d'énergie :

$$R = \left( \frac{p_r}{p_i} \right)^2 = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad T = \frac{p_t^2}{Z_2} \cdot \frac{Z_1}{p_i^2} = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

**Of course  $R + T = 1$  : conservation de l'énergie**

## célérité en m/s et l'impédance acoustique Z de différents milieux

Tissu	c : célérité (m/s)	Z : impédance (MRa)
Air	340	0,0004
Eau	1480	1,48
Poumon	650	0,06 – 0,26
Sang	1566	1,65
Os cortical	3000 - 4000	4,2 - 8
Foie	1560	1,65
Graisse	1450	1,38
Muscle	1550 - 1630	1,65 - 1,74
Rein	1570	1,65
Cerveau	1550	1,6
Peau	1600	1,84
Polyamide	2340	2,9

# C'est pourquoi :

**Tissus mous**                      **peu d'échos, le faisceau continue**

**Os**                                      **gros écho puis plus rien**  
**Calcul**

**Air pulmonaire**                      **gros écho puis plus rien**  
**Air digestif**

**Car  $R + T = 1$  : conservation de l'énergie**

# Un parallèle utile

## Electricité

$U$  la tension électrique

$I$  le courant électrique

$\Pi$  la puissance électrique

$R$  l'impédance électrique

$I_p$  amplitude du courant

$U_p$  amplitude de tension

## Acoustique

$p$  la pression

$v$  la vitesse des particules fluides

$\Pi$  la puissance surfacique = intensité acous.

$Z$  l'impédance acoustique

$v_p$  amplitude de vitesse particulaire

$p_p$  amplitude de pression

Oscillation en sinus

# Un parallèle utile

**Electricité**

$$U = R \cdot I$$

$$\Pi = U \cdot I$$

**Acoustique**

$$p = Z \cdot v$$

$$\Pi = p \cdot v$$

————— **Oscillation en sinus** —————

$$\Pi = \frac{1}{2} R \cdot I_p^2$$

$$\Pi = \frac{1}{2} U_p^2 / R$$

$$\Pi = \frac{1}{2} Z \cdot v_p^2$$

$$\Pi = \frac{1}{2} p_p^2 / Z$$

# Lois des échos

Leur amplitude dépend du contraste acoustique

Leur amplitude dépend de la taille de la structure réfléchissante ou diffusante

Les échos peuvent se superposer (interférences)

Ils ont la même longueur d'onde que l'onde incidente

Ils peuvent se diriger dans une direction différente en fonction de la direction de l'interface

Leur retard dépend de la distance A/R parcourue

CFA

06



# Plan de l'exposé

- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- **Atténuation et dB**
- Imagerie et origine de la sémiologie
- Ondes transversales, élastographie
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion

# Echelle des dB pour : déci Bel

**Pour les amplitudes :**

La puissance est le carré des amplitudes de vitesse ou pression donc :

$$\text{Intensité en dB} = 10 \log (I/I_0) = 10 \log (A^2/A_0^2)$$

soit  $\text{Intensité en dB} = 20 \log (A/A_0)$

**Les 2 façons de calculer sont équivalentes.**

# Echelle des dB pour : déci Bel

**Exercice :**

$$I = 1W$$

$$I_0 = 1mW$$

**Que vaut I en dB ?**

# Echelle des dB pour : déci Bel

Exercice :

$$I = 1W$$

$$I_0 = 1mW$$

Que vaut I en dB ?

Réponse : 30 dB

$$\text{car } I/I_0 = 1000 = 10^3$$

# Echelle des dB pour : déci Bel

**Exercice :**

$$p = 200 \text{ Pa}$$

$$\text{Rq : } \log 2 = 0,3$$

$$p_0 = 10^5 \text{ Pa}$$

**Que vaut p en dB par rapport à  $p_0$  ?**

## Echelle des dB pour : déci Bel

Exercice :

$$p = 200 \text{ Pa}$$

$$Rq : \log 2 = 0,3$$

$$p_0 = 10^5 \text{ Pa}$$

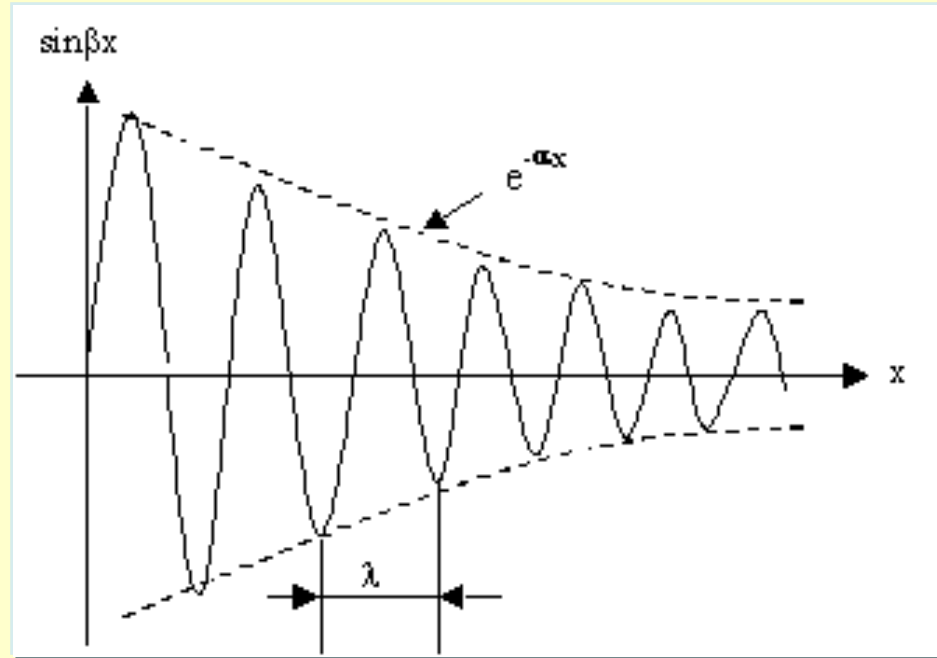
Que vaut p en dB par rapport à  $p_0$  ?

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

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

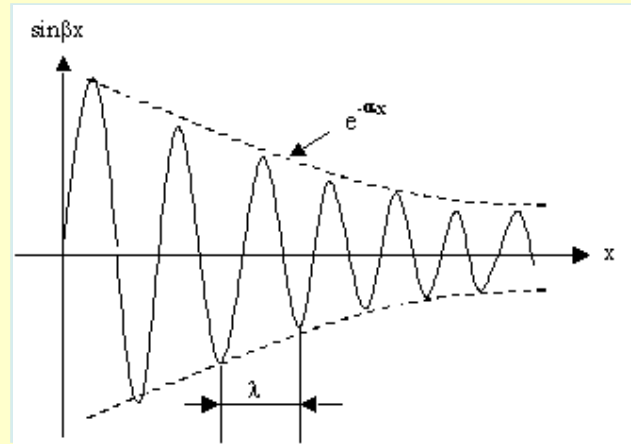
$$\text{Donc } p/p_0 = 20 \times -2,7 = -54 \text{ dB}$$

# Atténuation des ondes ultrasonores



L'amplitude diminue avec la propagation

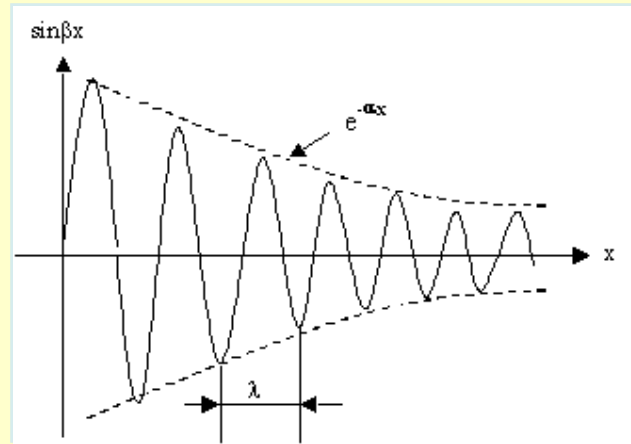
# Atténuation des ondes ultrasonores



$$I(x) = I_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot x) = I_0 \cdot \exp(-\beta \cdot f \cdot x)$$

$\alpha$  en  $\text{cm}^{-1}$  et proportionnel à la fréquence  
 $\alpha = \beta \cdot f$                        $\beta$  typique 1 dB /cm/ MHz

# Atténuation des ondes ultrasonores



$$I(x) = I_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot x) = I_0 \cdot \exp(-\beta \cdot f \cdot x)$$

**Exemple : différence de puissance entre échos venant de 2 cibles identiques à 2 cm et 12 cm à 4 MHz ? NB :  $\beta = 0,8 \text{ dB.MHz}^{-1}.\text{cm}^{-1}$**

## Atténuation des ondes ultrasonores

$$I(x) = I_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot x) = I_0 \cdot \exp(-\beta \cdot fx)$$

**Exemple : différence de puissance entre échos venant de 2 cibles identiques à 2 cm et 12 cm à 4 MHz ?**

**Réponse :**

**Trajet supplémentaire  $2 \times 10 = 20$  cm à 4 MHz**

**Atténuation :  $0,8 \times 20 \times 4 = 64$  dB**

## **TRES IMPORTANT**

**L'atténuation amène à faire le compromis :**

**Profondeur / Résolution**

**Plus haute fréquence = plus petite longueur d'onde**

**= meilleure résolution = moins de pénétration**

## *Correction d'atténuation*

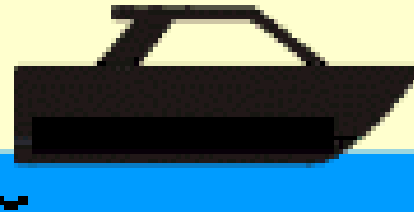
La correction d'atténuation est faite globalement pour toute l'image, ce qui entraîne des différences du niveau d'énergie US d'une ligne d'exploration à l'autre à une profondeur donnée.

**Attention les échographes récents proposent des « magic touch » qui reformatent les réglages de gain et correction en fonction de la profondeur pour une « belle » image.**

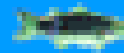
**Utile mais peut être piégeur.**

# Plan de l'exposé

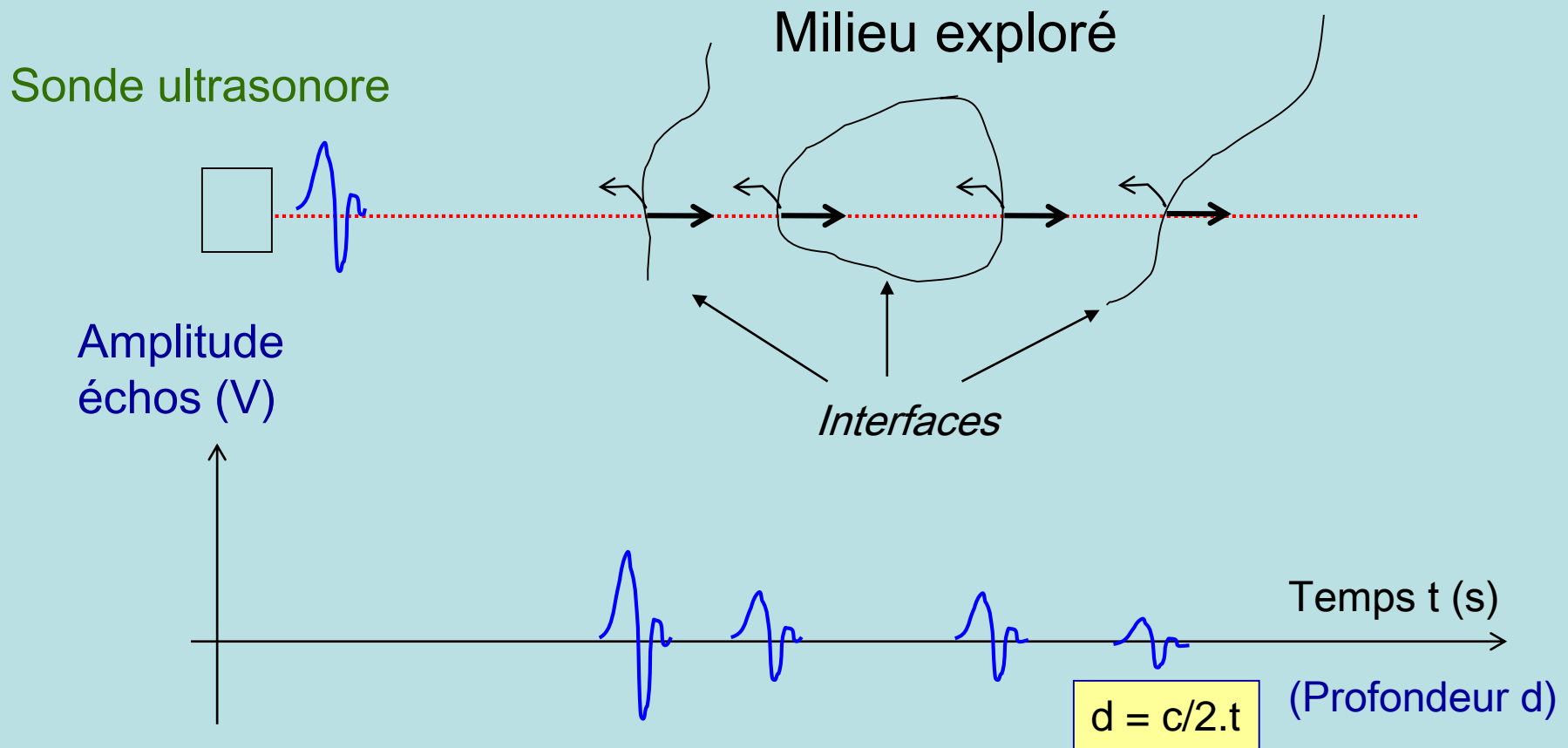
- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- Atténuation et dB
- **Imagerie et origine de la sémiologie**
- Ondes transversales, élastographie
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion



## Le principe du SONAR



# Formation d'une ligne échographique



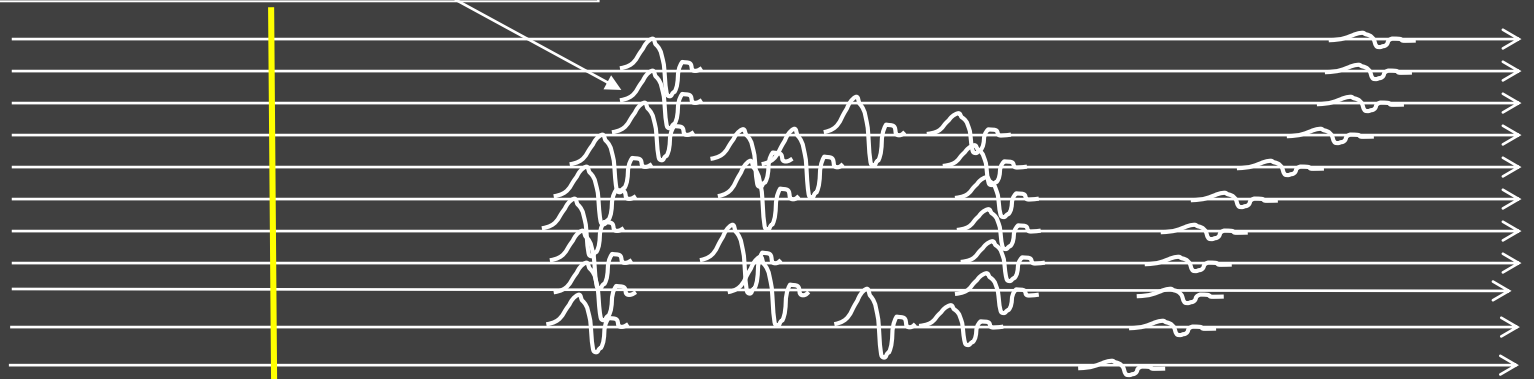
# Formation de l'image en échographie-Doppler

Balayage  
(Déplacement  
émission/réception)



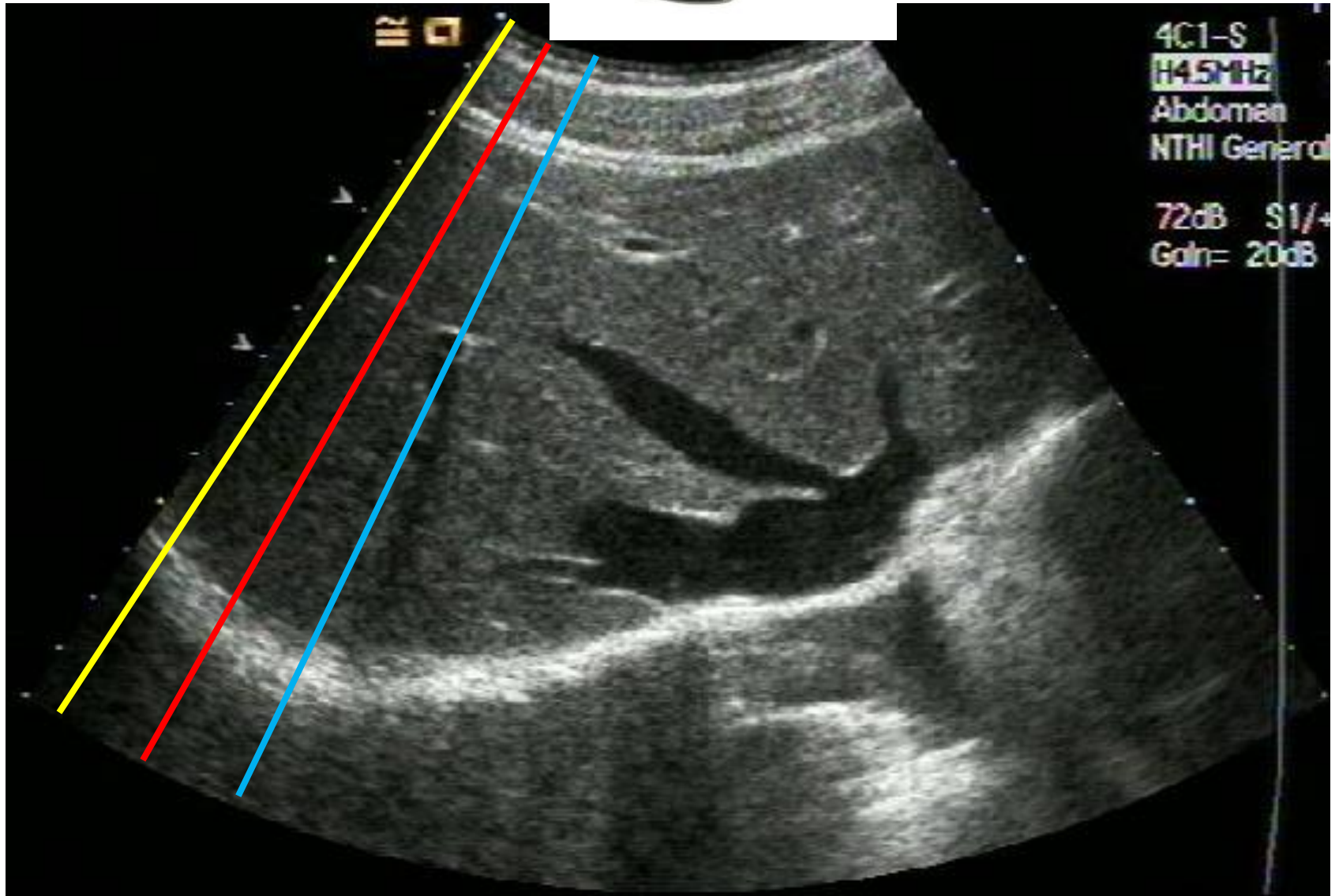
Structures explorées

Amplitude des échos



Lignes  
de l'image

Temps  
(Profondeur)



# Cadence d'image

- Si profondeur  $z = 15 \text{ cm}$ ;  $c = 1500 \text{ m/s}$ ;  
image de 200 lignes  $\rightarrow$  cadence image?
- Temps de vol:  $t_{\text{vol}} = 2.z / c = 200\mu\text{s}$
- Durée formation image:
  - $t_{\text{image}} = 200 \times 10^{-6} \times 200 = 4 \times 10^{-2}$  secondes
  - Cadence =  $1/t_{\text{image}} = 25 \text{ images/s}$

**Les échos peuvent être  $-120$  dB voire  $-140$  dB sous le niveau d'émission . Les déplacements correspondant sont de l'ordre de  $10^{-5}$  A**



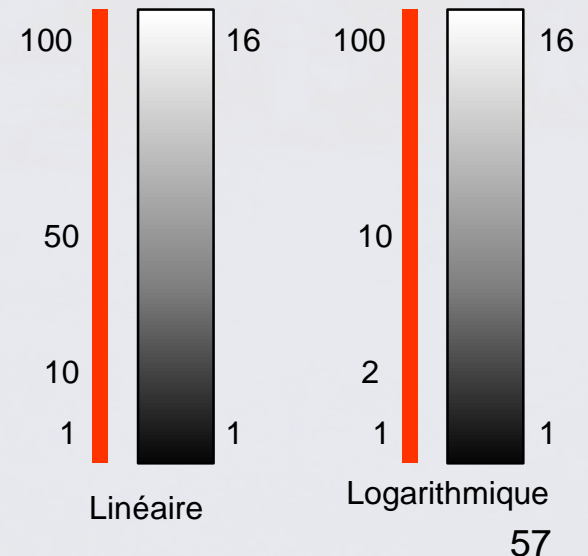
# Conséquences de la nature des échos et de l'atténuation

- **Amplification log, échelle des échos en dB**
- **Coexistence d'échos 1000 ou 10 000 fois plus puissants que d'autres = échelle dynamique 60 ou 80 dB**
- **Correction de gain en fonction de la profondeur**
- **Gain général pour image plus ou moins grise ou blanche (attention à ne pas saturer)**

# Dynamique de l'image

- Différence entre les échos les plus faibles et les plus forts utiles au diagnostic
- Il existe un rapport d'amplitude au moins égal à 100, même après TGC

- Œil ~ 64 nvx de gris
- Changement d'échelle



# Plan de l'exposé

- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- Atténuation et dB
- Imagerie et **origine de la sémiologie**
- Ondes transversales, élastographie
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion

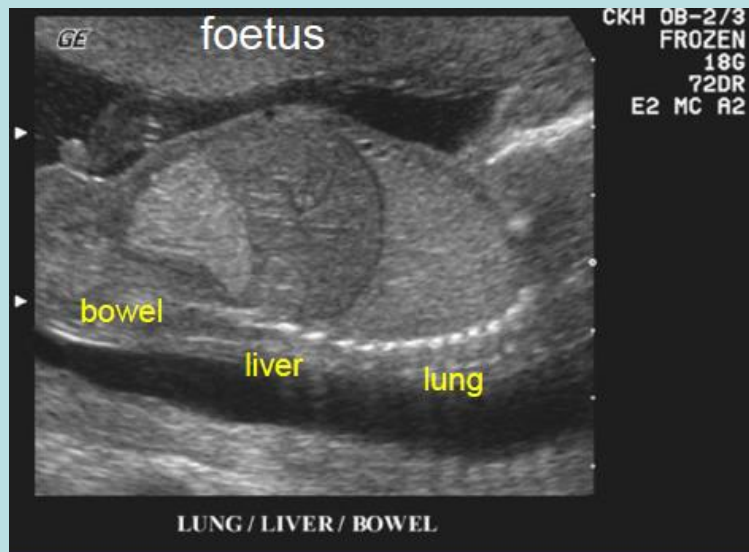
- Les milieux parfaitement homogènes n'ont pas de rupture d'impédance, donc sont anéchogènes

- Exemples:

- Sang
- Urine
- Amnios
- Bile
- etc

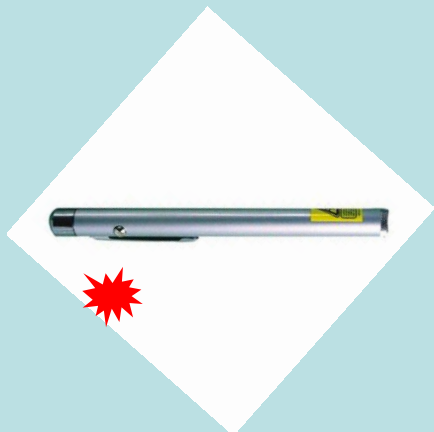
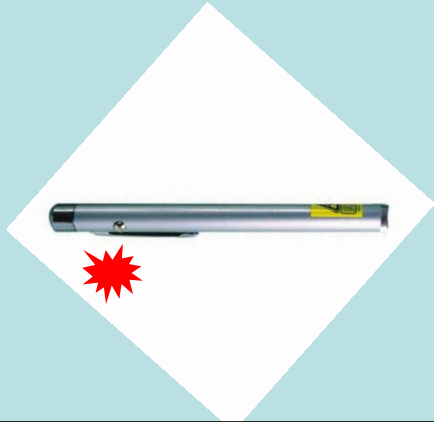


# Autre type de réflexion



D'où viennent toutes ces petites réflexions qui forment du « grain » sur l'image?

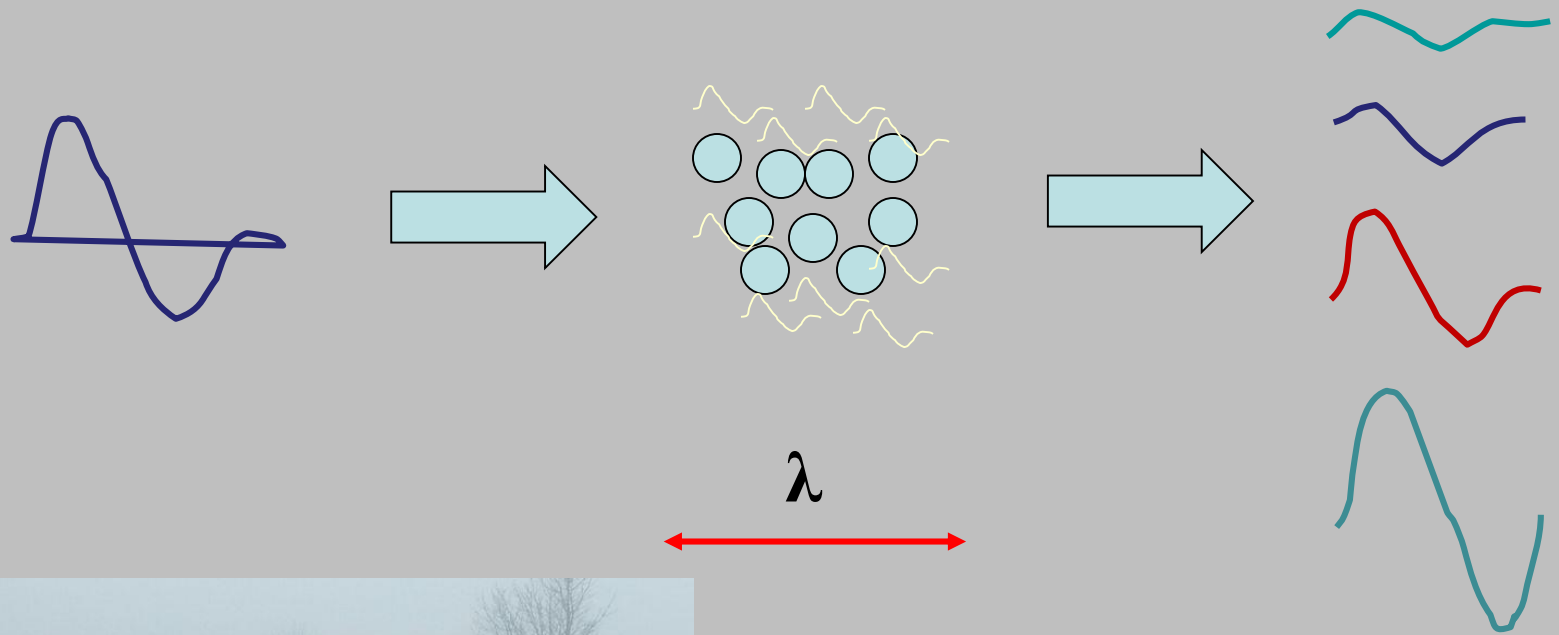
# Expérience laser



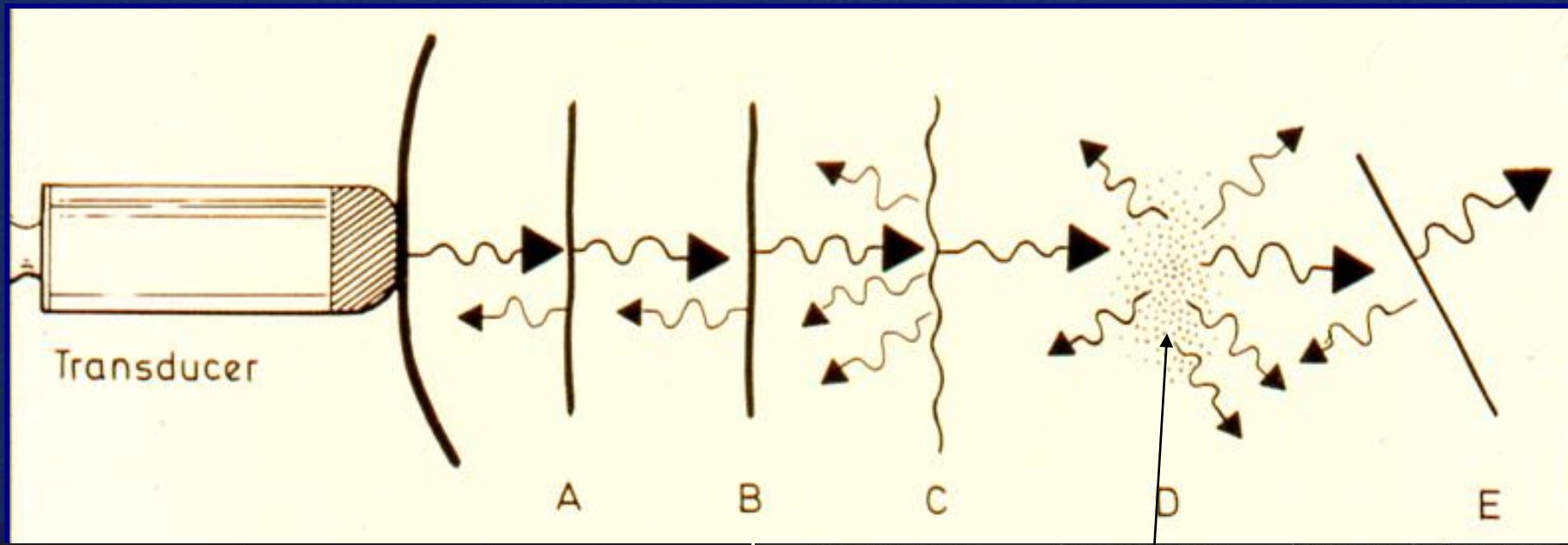
On « voit » le faisceau  
laser via les  
particules de craie



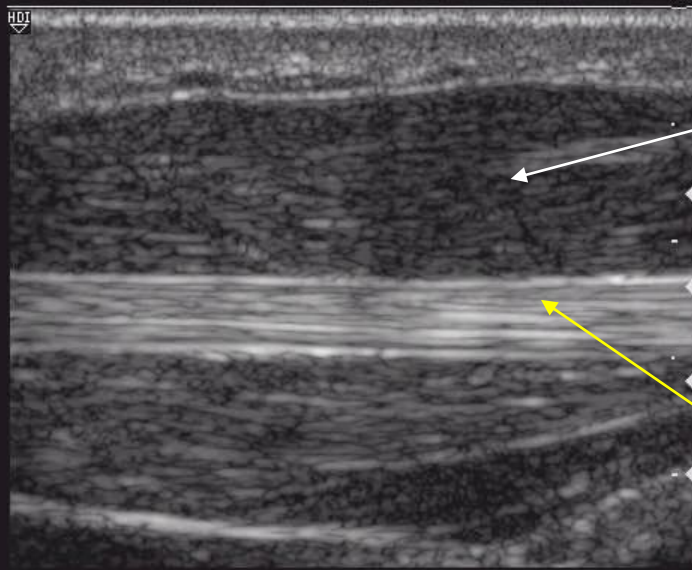
# Echos de diffusion (speckle)



# Interaction ultrasons/milieu de propagation

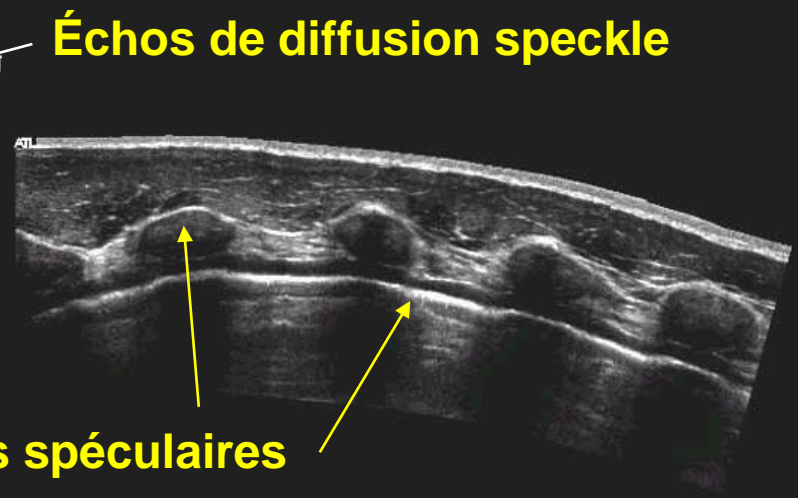


Map 3  
150dB/C4  
Persist Med  
Fr Rate Med  
2D Opt:Res



THENAR FLEXOR POLLICIS LONGUS

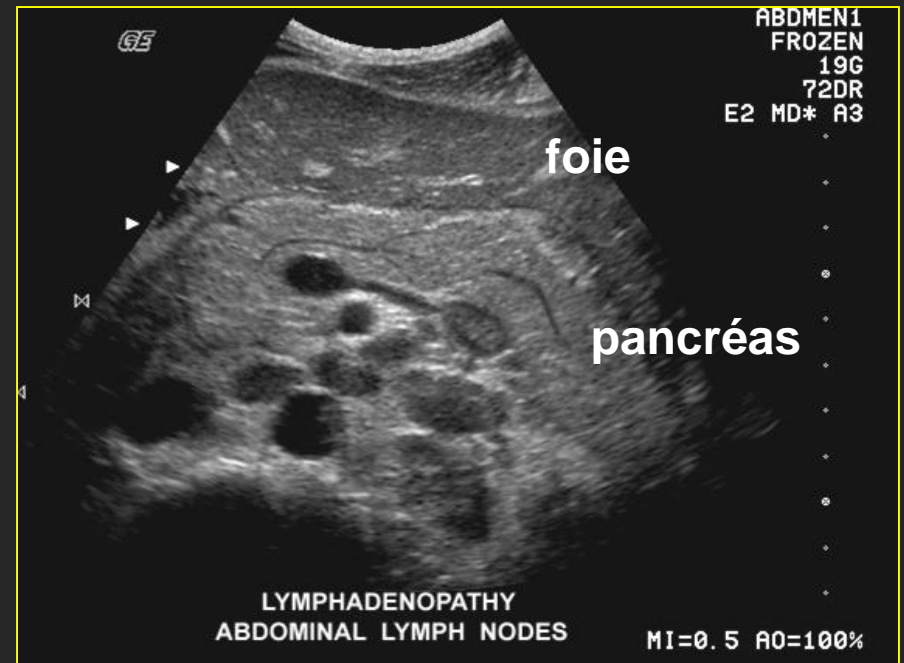
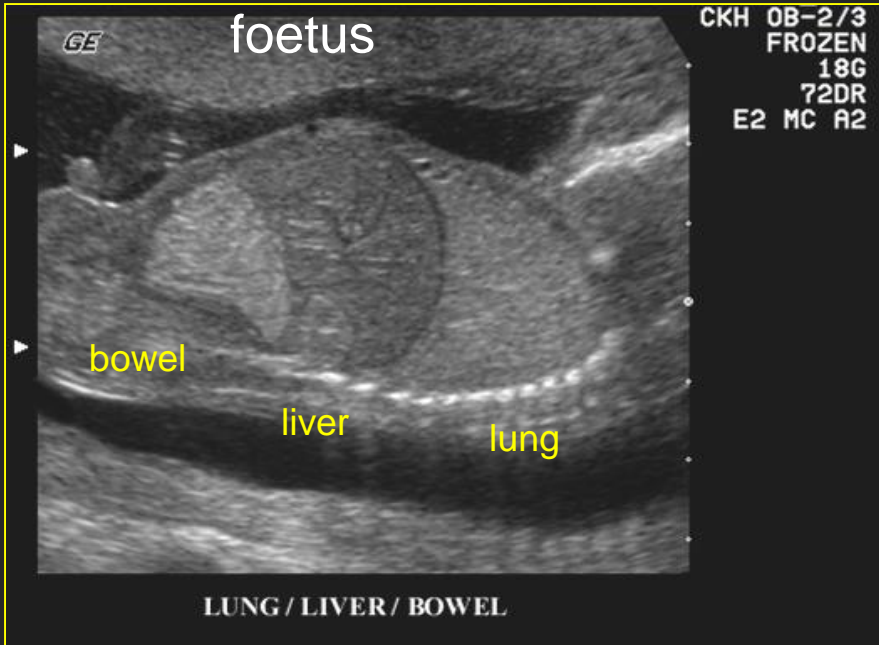
Map 2  
170dB/C 3  
2D Opt:FSCT  
SonoCT



Échos de diffusion speckle

Échos spéculaires

INTERNAL MAMMARY ARTERY  
PANORAMIC SonoCT™ IMAGING

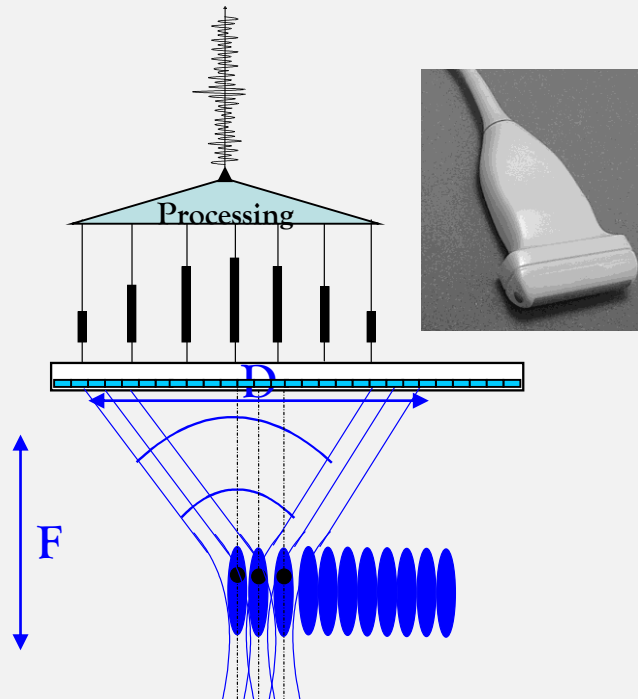


# Réponses tissulaires échographiques

# Principe des modes ultrarapides

## From Conventional Ultrasound to ultrafast Plane Wave Imaging

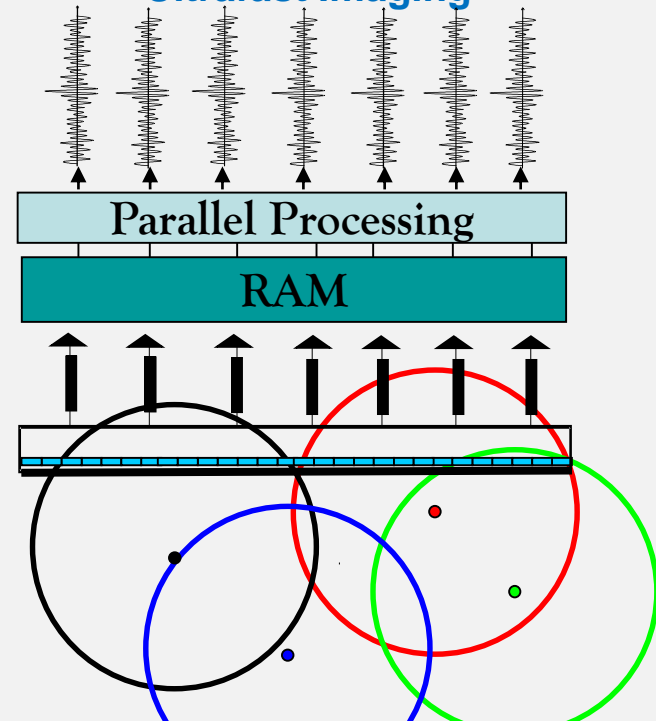
### Conventional Imaging



**128 to 512 transmits for a full image**  
**(typically 10 to 50 ms)**



### Ultrafast Imaging



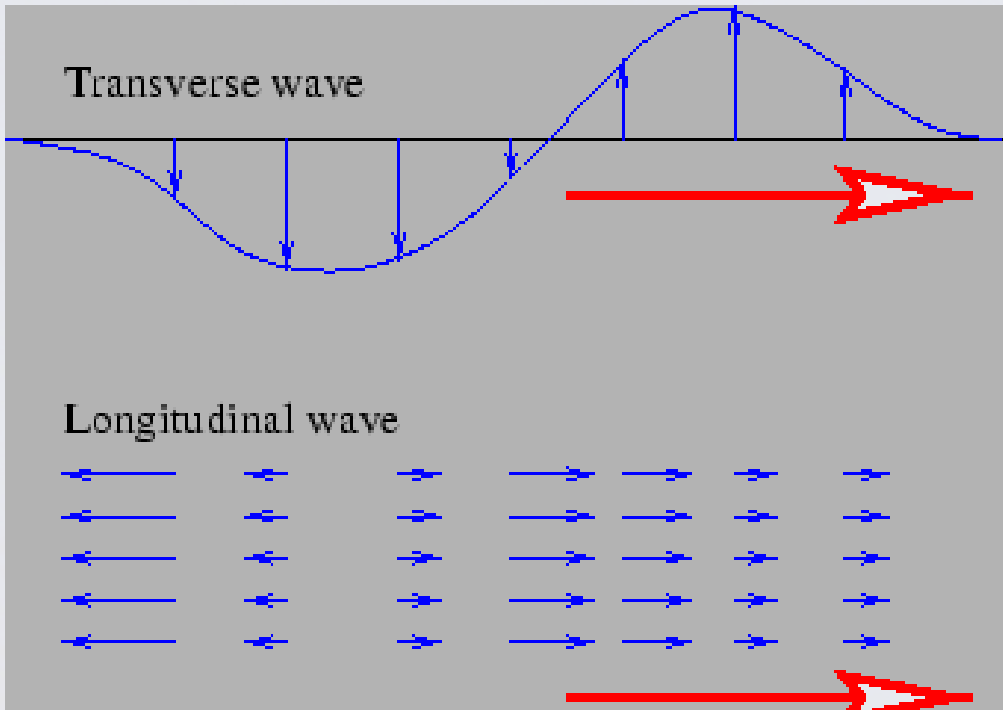
**1 single transmit for a full image**  
**(typically 100 to 500  $\mu$ s)**

L. Sandrin, S. Catheline, M. Tanter, X. Hennequin, M. Fink, *Ultrasonic Imaging* 21(4), 259—272, 1999

M. Tanter, J. Bercoff, L. Sandrin, M. Fink. *IEEE Transactions on Ultrasonics*, 49 (10), pp 1363-1374, 2002

# Plan de l'exposé

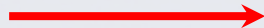
- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- Atténuation et dB
- Imagerie et origine de la sémiologie
- **Ondes transversales, élastographie**
- Repères historiques
- Synthèse et conclusion



**N'existe pas dans les liquides**

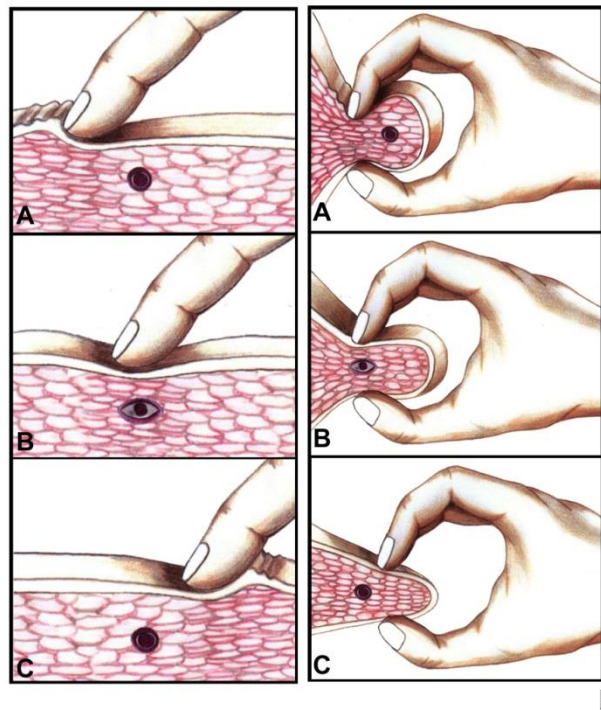


Particule movement



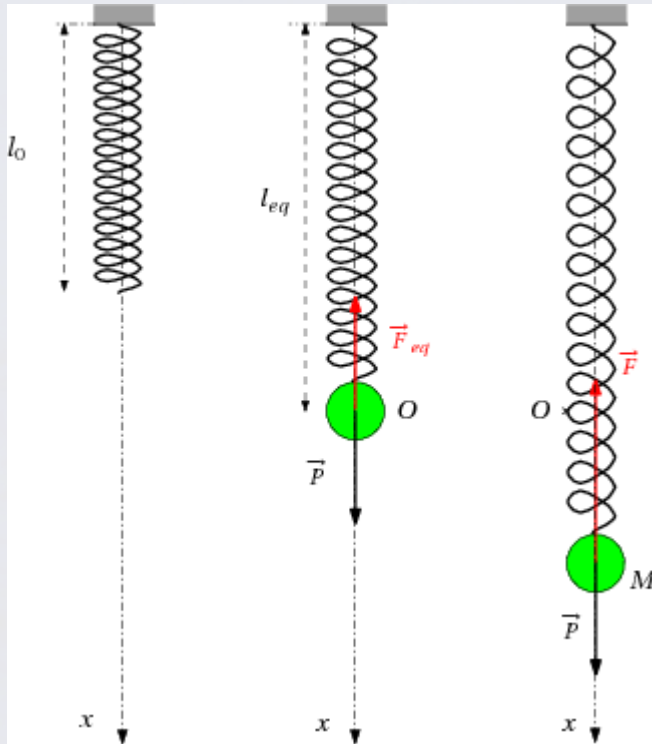
Wave propagation

Comment faire pour distinguer le dur du mou ?



On compare force et déplacement

# Concept de raideur élastique



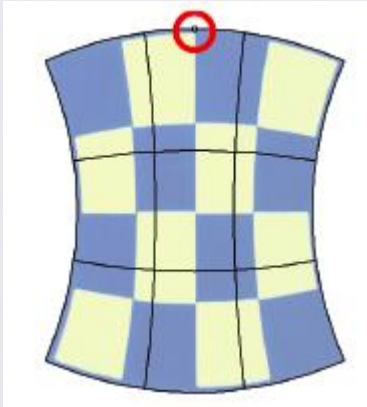
$$\mathbf{F} = \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}$$

K est la raideur du ressort

$$K = F / x = \text{Force} / \text{déplacement}$$

Force importante pour petit déplacement  
= raideur élevée

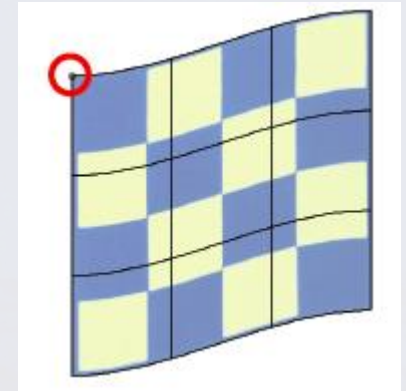
# Et dans les solides ?



**CAS ISOTROPE :**

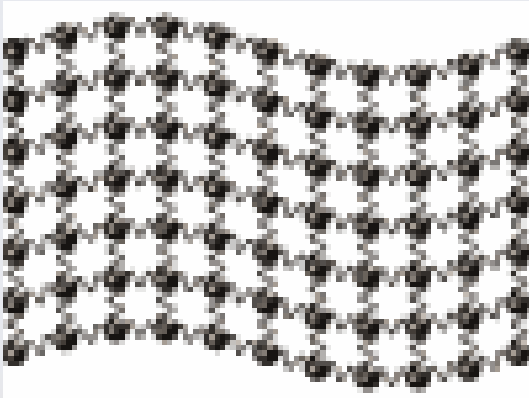
**2 Elasticités différentes :**

**Compression et cisaillement**



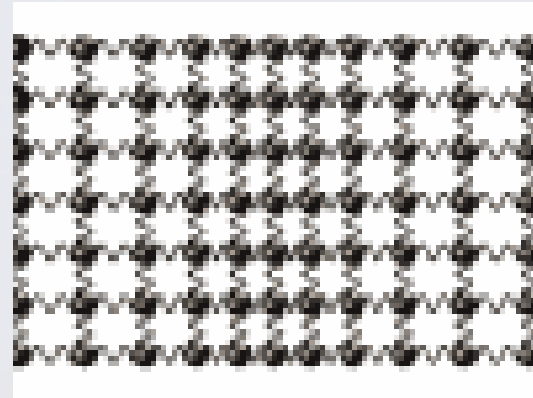
**C'est parfois très compliqué : 21 élasticités différentes!**

## Les ondes correspondantes :



Onde de cisaillement

$$c^2 = \frac{\mu}{\rho}$$



Onde de compression

$$c^2 = \frac{K}{\rho}$$



**Souvenez vous de l'importance du cisaillement !**

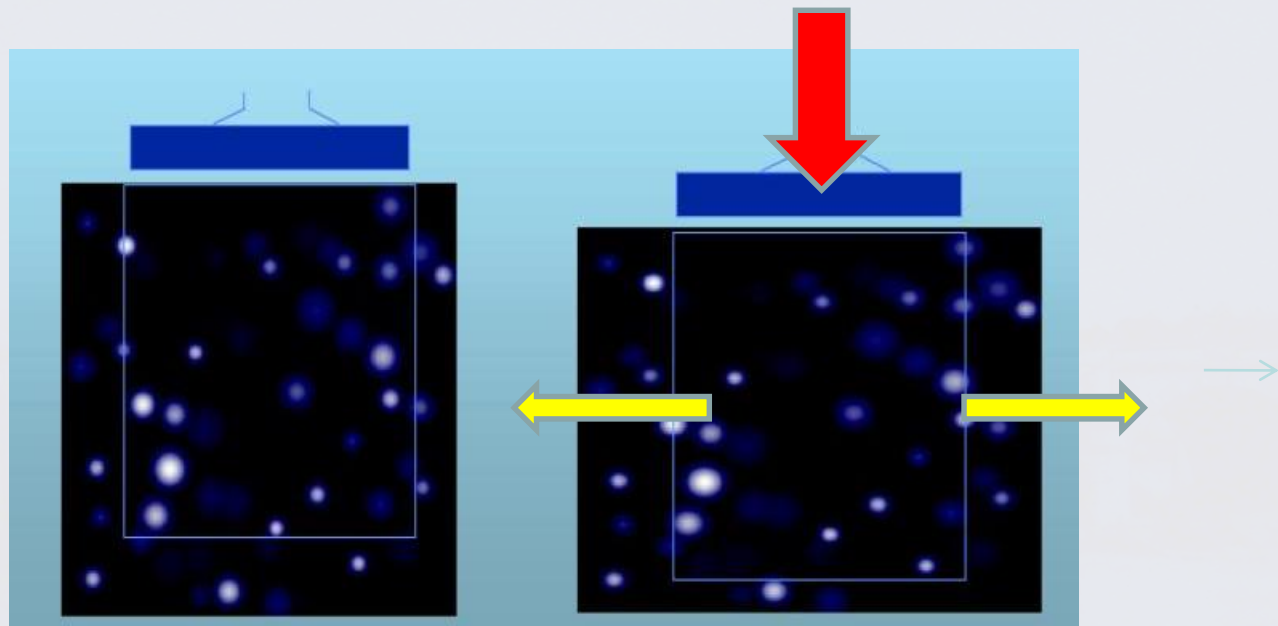
**Mesurer l'onde transverse**

**C'est mesurer le cisaillement**

**C'est différencier le dur et le mou**

## Principes de base: modèle de compression des tissus

- Comprimer les tissus

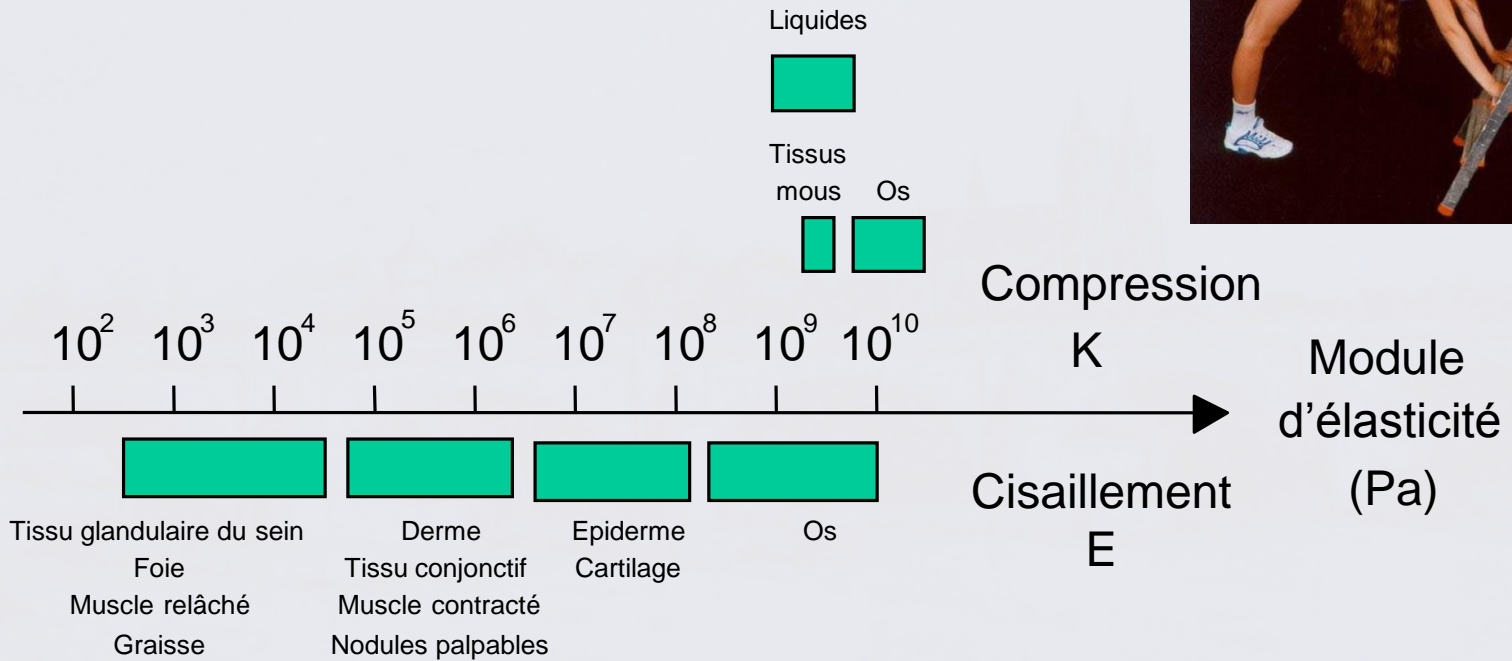


Avant compression

Après compression

Comment se sont-ils déformés en cisaillement ?

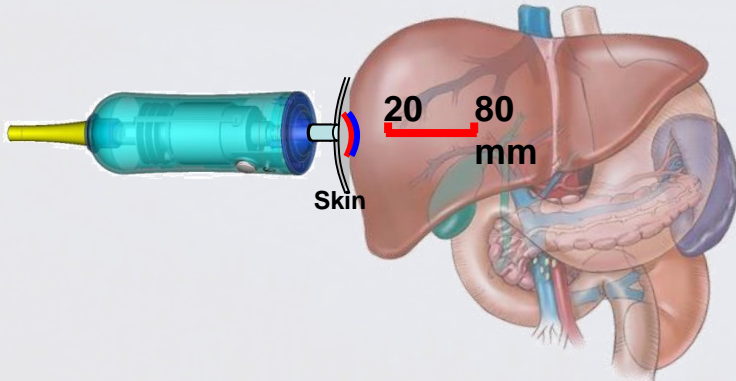
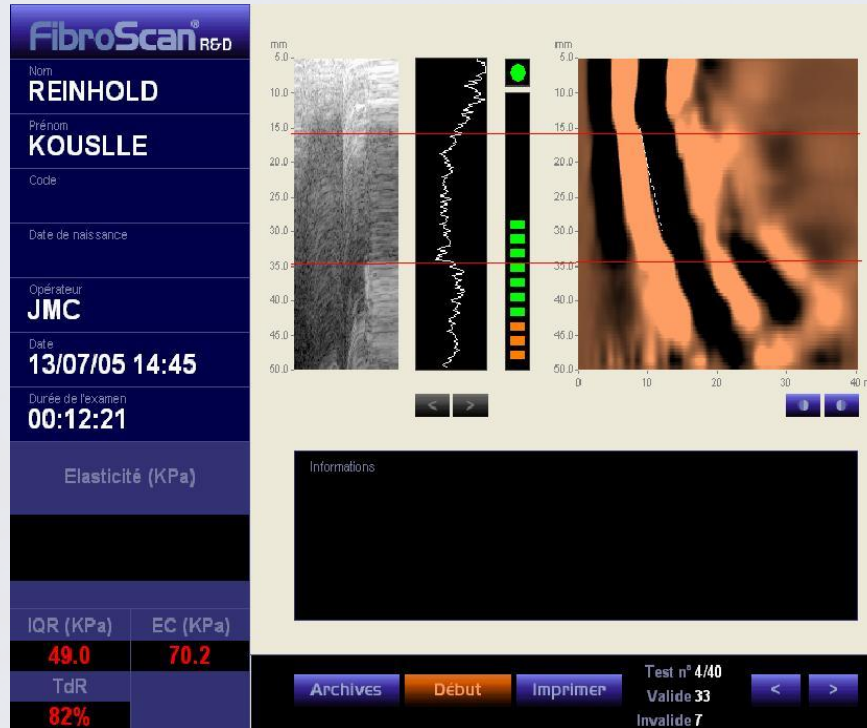
# Les paramètres élastiques dans différents tissus



**L'imagerie du paramètre de cisaillement  $\mu$  ( $E = 3 \mu$ ) est très prometteuse**

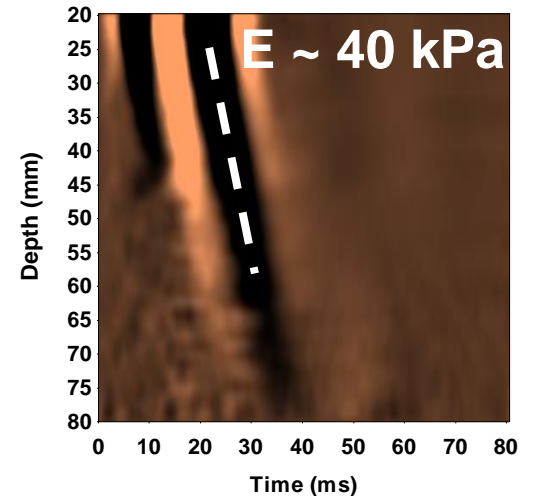
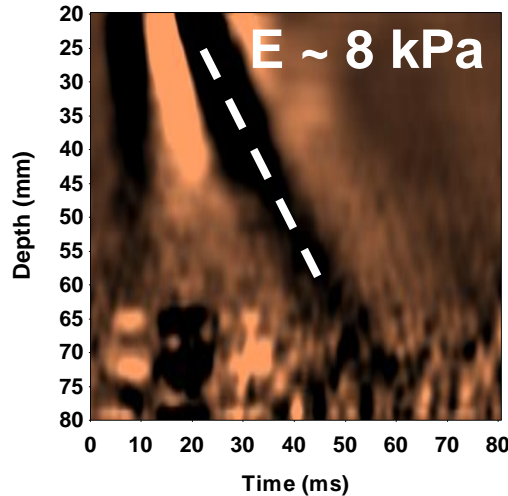
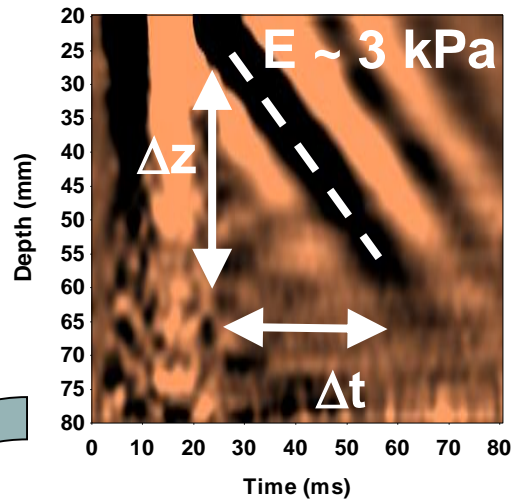
...

# 1<sup>ère</sup> Application : comprimer et mesurer Fibroscan<sup>®</sup> (Echosens)



# Score de Metavir

Le score Métavir apprécie deux éléments: l'activité (grade) [AO = sans activité, A1 = activité minime, A2 = activité modérée, A3 = activité sévère] et la fibrose (stade) [F0 = sans fibrose, F1 = fibrose portale sans septa, F2 = fibrose portale et quelques septas, F3 = fibrose septale sans cirrhose, F4 = cirrhose].



**METAVIR**  
**score**  
**(biopsy)**

F0

F1

F2

F3

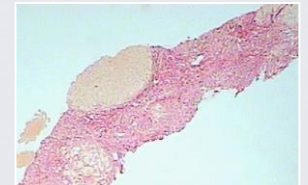
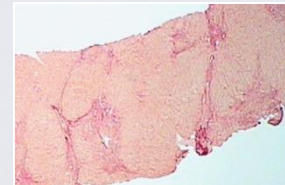
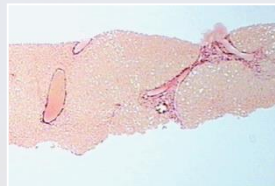
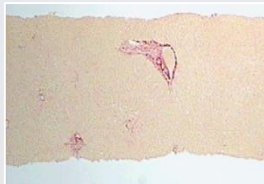
F4

Few fibrosis

Significant

Extensive

Cirrhosis



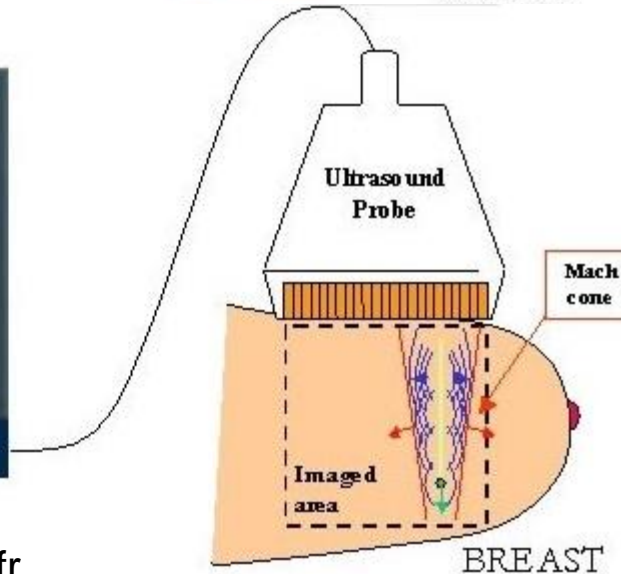
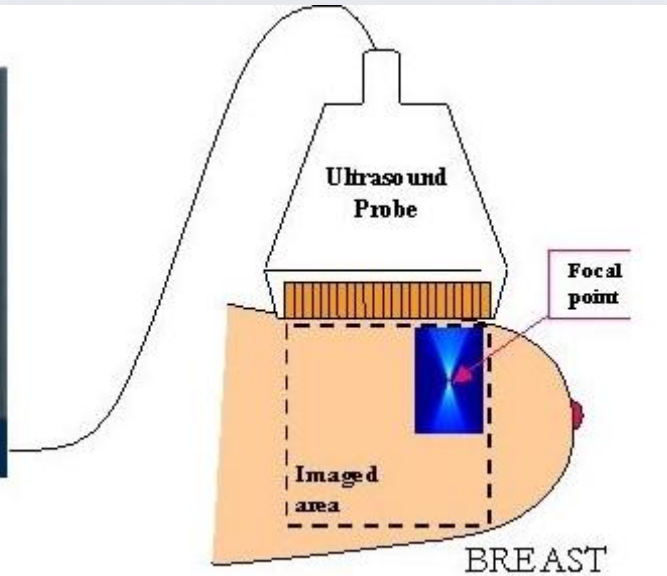
# La force de radiation - la fontaine acoustique -

**Les ultrasons ça pousse !!**



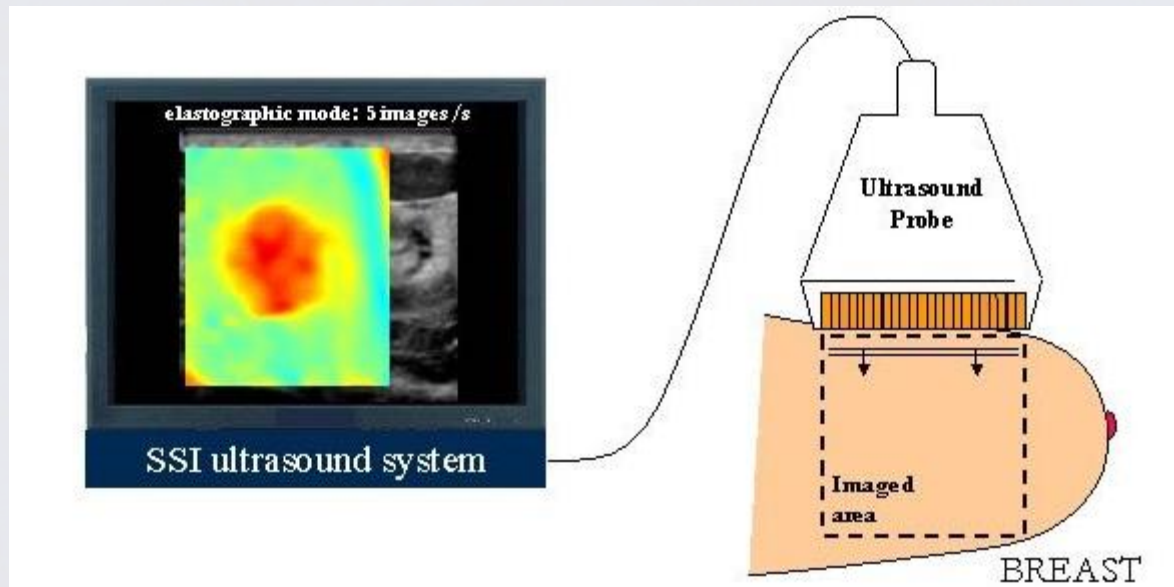
# La force de radiation

## - Génération de l'onde de cisaillement -

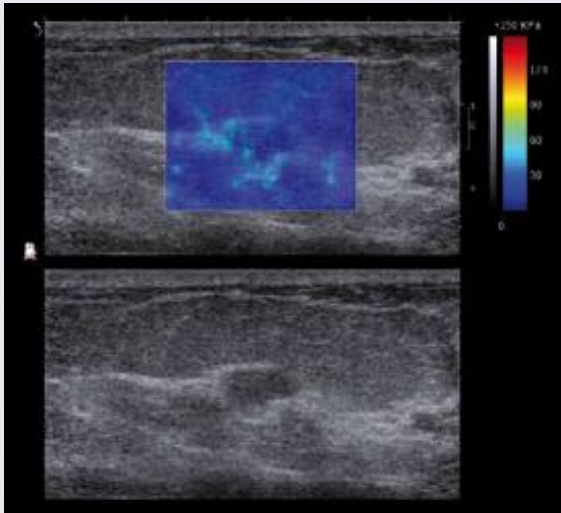


# Une machine qui affiche le module de cisaillement en kPa

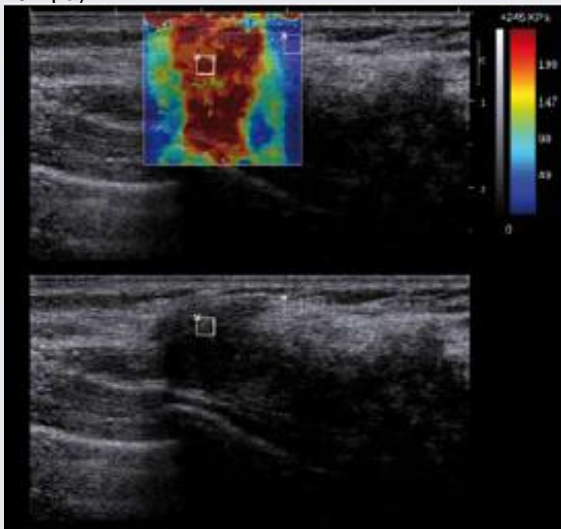
$$\rho_0 \frac{\partial^2 \vec{u}_t}{\partial t^2} = \mu \vec{\nabla}^2 \vec{u}_t \quad \longrightarrow \quad \mu(x, z) = \frac{\vec{\nabla}^2 \vec{u}_t}{\rho_0 \frac{\partial^2 \vec{u}_t}{\partial t^2}}$$



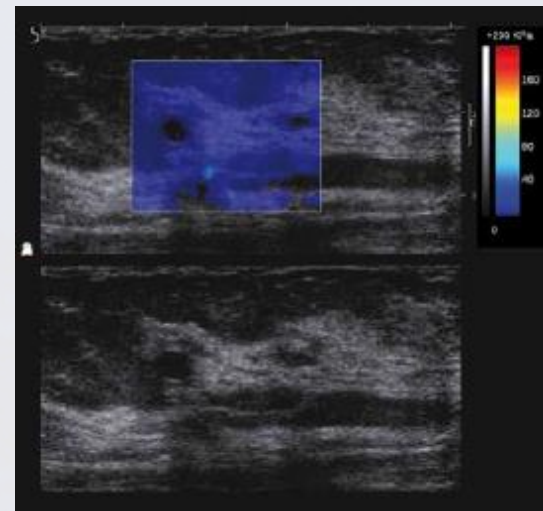
# Résultats « in vivo » sur le sein



Fibradénome qui présente une élasticité moyenne faible (28kPa) mais un contour légèrement plus dur (moyenne de 40 Kpa).



La lésion, classée ACR4 dans la classification BI-RADS apparait, sur l'image élastographique, comme très dure (moyenne de 270 Kpa) et entourée de tissus mous (environs 30 Kpa).



L'absence de valeur d'élasticité sur une partie de l'image peut aussi être une source d'information: les ondes de cisaillement ne se propagent pas dans les liquides purs, aucune valeur d'élasticité ne peut donc en être déduite. Deux petits kystes apparaissant sur la carte d'élasticité sans aucune valeur d'élasticité, indiquant ainsi qu'il s'agit probablement de contenus liquides.

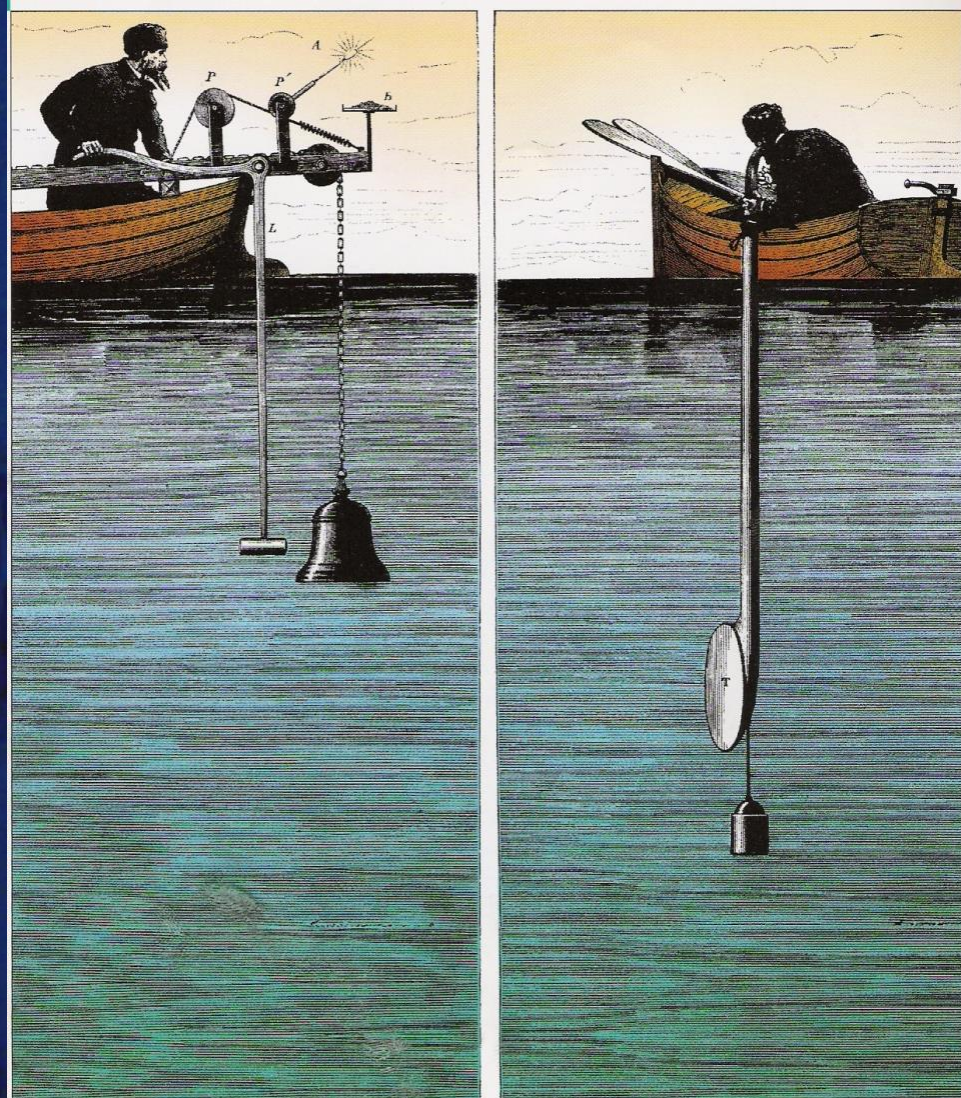
# Conclusions générales sur la physique échographique

- Supportée par une physique extrêmement riche
- Extraordinaire vitalité technologique du domaine
- Demain : agents de contraste ciblés, thérapeutiques élargies, élastographies nouvelles, 3D généralisé, capteurs implantés...

# Plan de l'exposé

- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- Atténuation et dB
- Imagerie et origine de la sémiologie
- Ondes transversales, élastographie
- **Repères historiques**
- Synthèse et conclusion

# Mesure de la vitesse du son dans le lac Léman

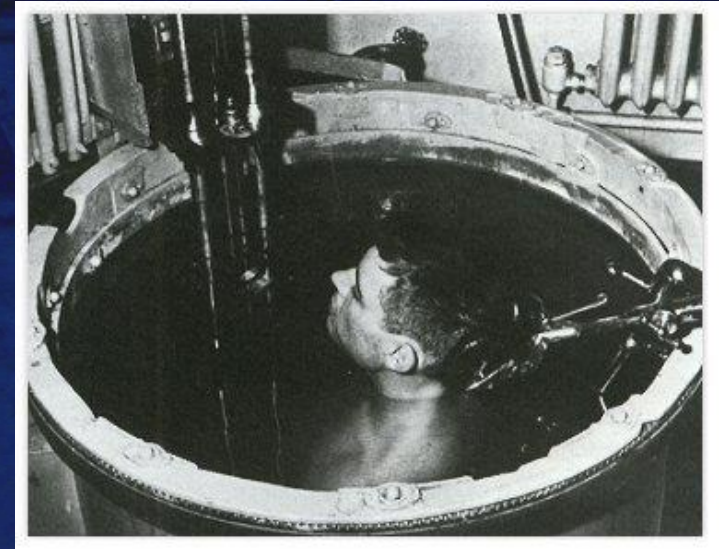
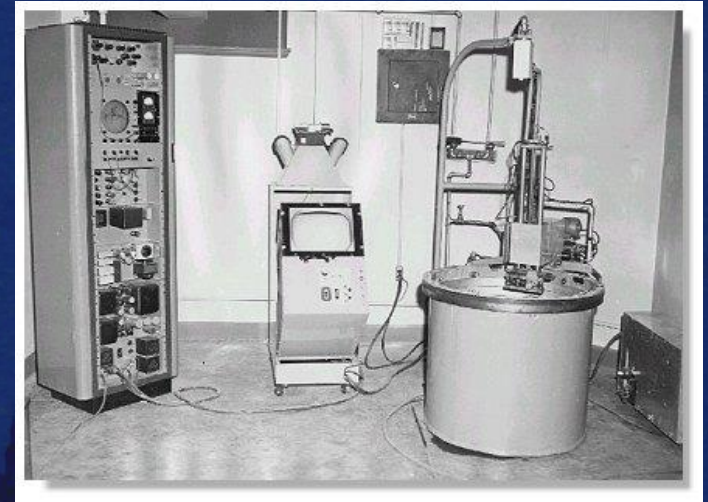
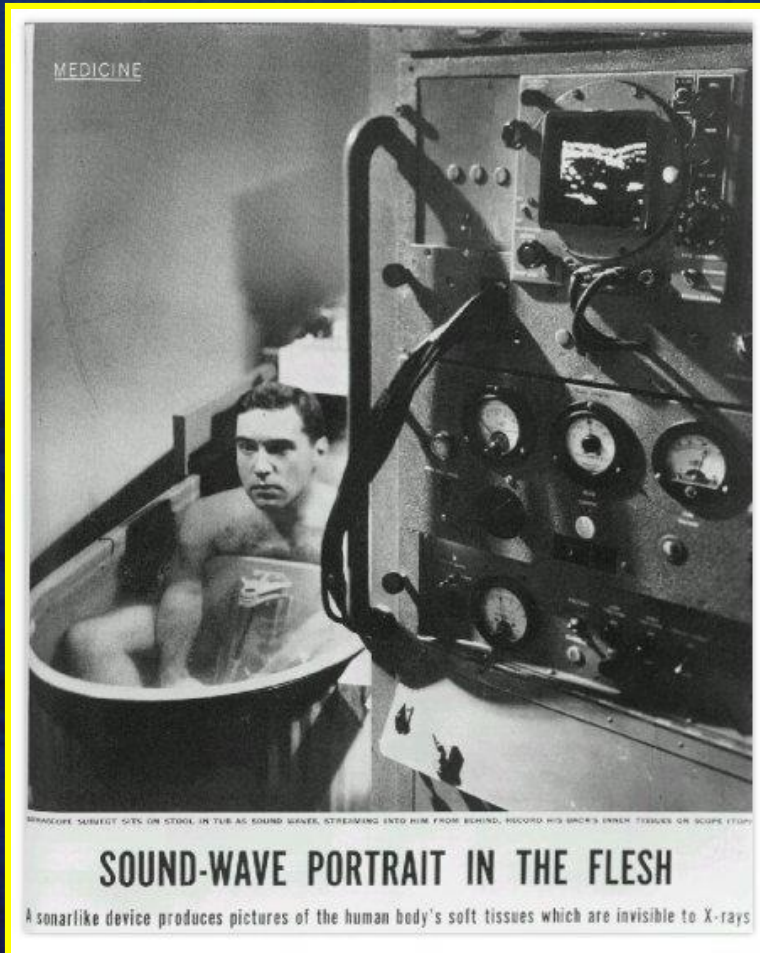


Sounding out shallow waters

Tout

# ↪ Histoire

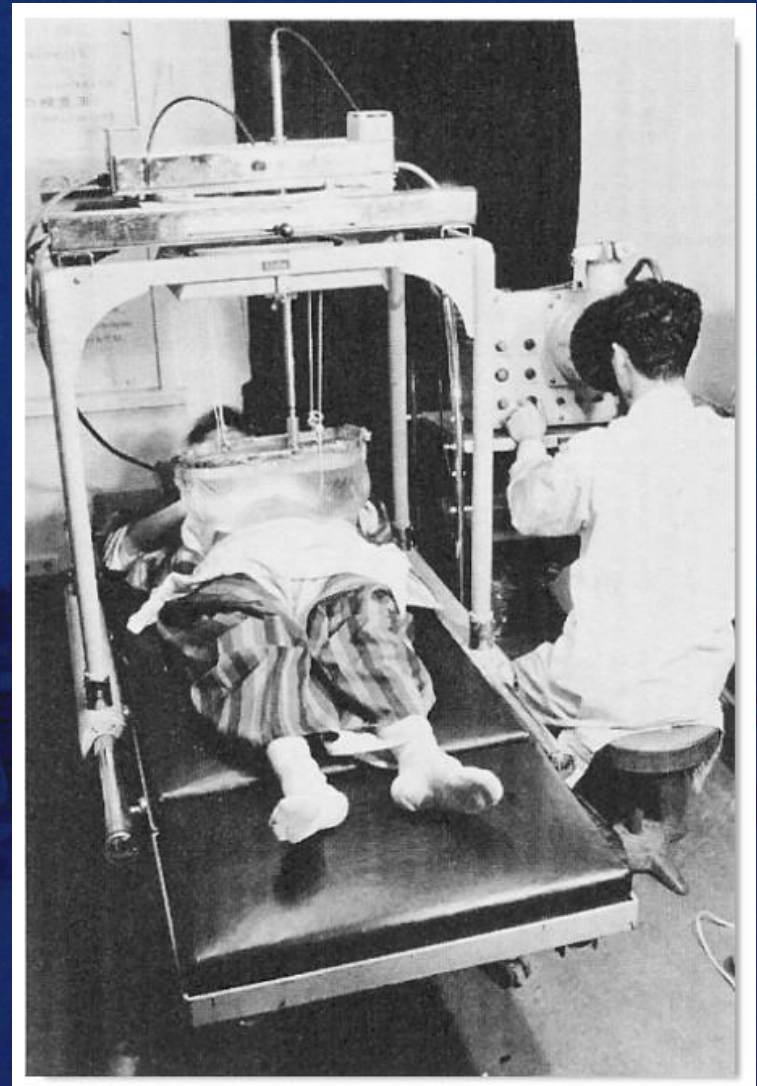
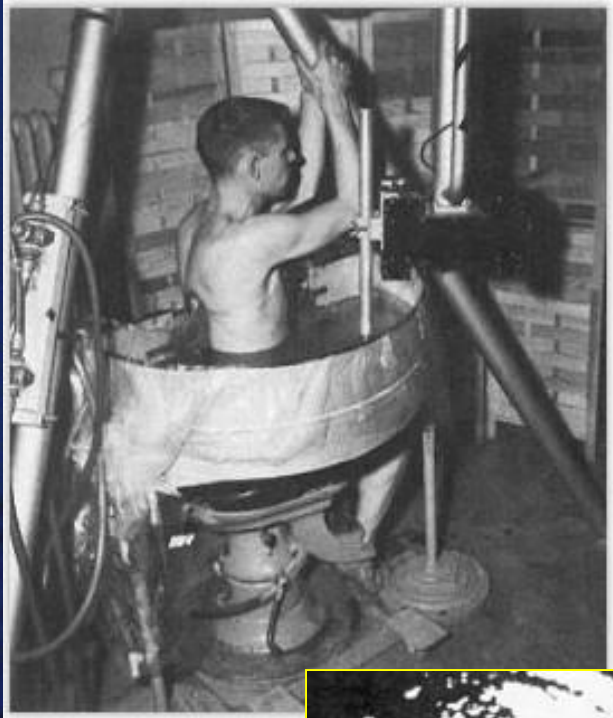
1950 : les premiers appareils d'échographie



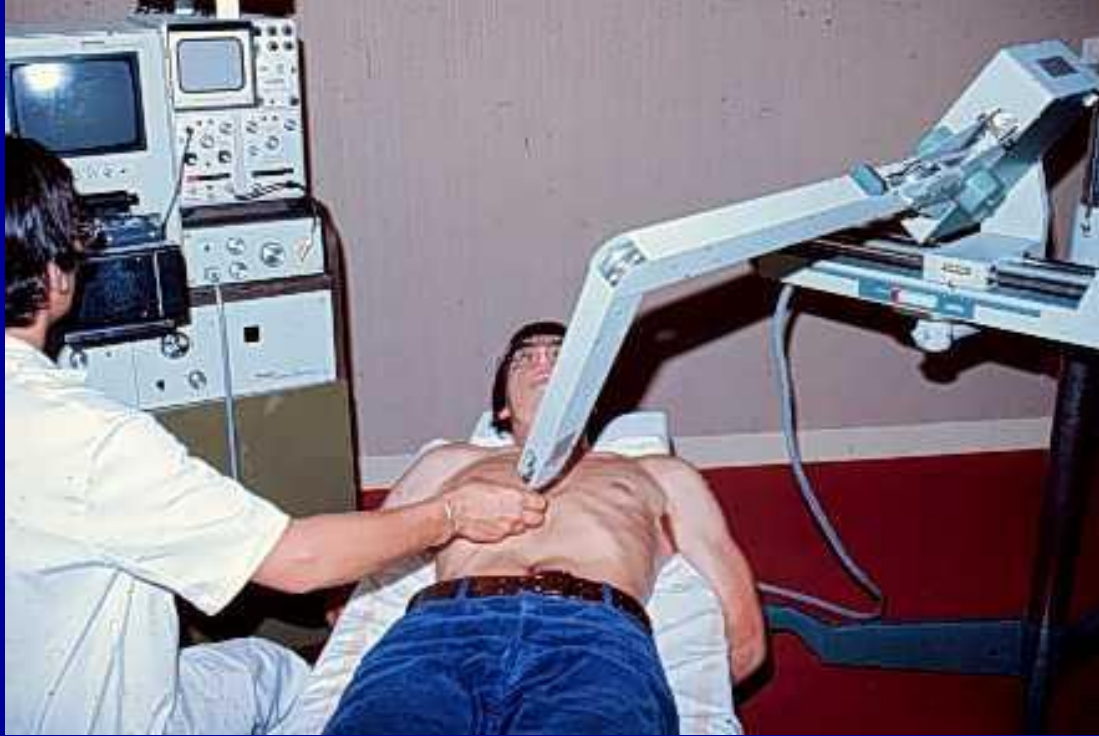
*(Tourelle de B29)*

## ↪ Histoire

1957 : le Pan Scanner

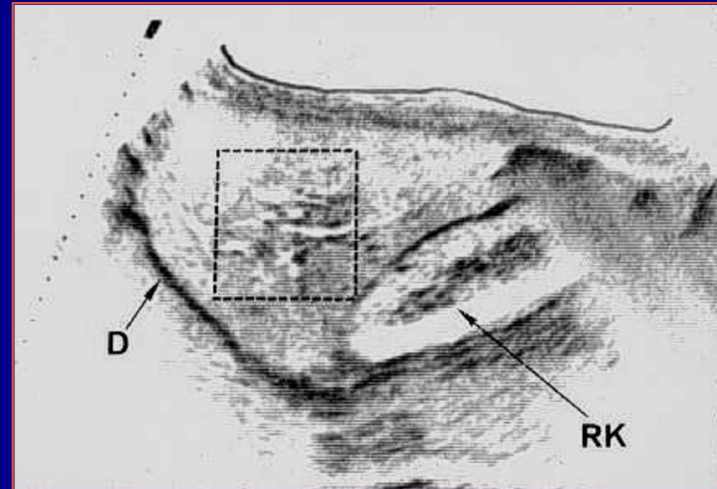


1960 : premier échographe japonais commercial ALOKA SSD1



Echographe à balayage manuel et échelle de gris, 1973

**L'imagerie  
échographique  
des années 1970**

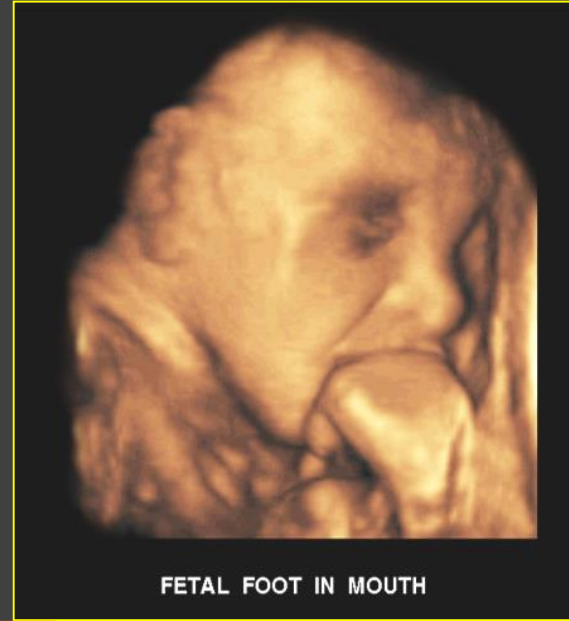


Coupe parasagittale droite passant par le foie et le rein dt

# 3D rendu de surface



Jumeaux 12<sup>e</sup> semaine



FETAL FOOT IN MOUTH



24e semaine

jambes et insertion du cordon



FETAL PROFILE

# Miniaturisation des échographes



# L'échographie

- Une technique d'imagerie simple
- Plus gros marché en imagerie
- Prolongement de la palpation
- Non ionisante
- Possible au lit du patient
- Opérateur dépendante
- Patient dépendante
- Moins ré interprétable à distance
- Susceptible d'artéfacts
- Demande une pratique constante
- Exigence nécessaire sinon danger d'erreurs

MERCI POUR VOTRE ATTENTION