

Tours le 12 Nov. 2014
DIU Echo Région OUEST



Tronc commun

PHYSIQUE ACOUSTIQUE

Pr Frédéric PATAT
Biophysique Médicale et Med. Nucléaire
CIC - Innovation Technologique 1415
INSERM U930 – Université F. Rabelais
Hôpital BRETONNEAU - CHRU de Tours

Objectifs du cours

- Donner une intuition des phénomènes fondamentaux
- Concepts acoustiques pour écho
- Définitions indispensables
- Outils pour conduire un réglage de qualité
- Outils pour discuter technologie avec constructeurs

Plan de l'exposé

- Ondes acoustiques - principes
- Ondes acoustiques - paramètres
- Interfaces
- Atténuation et dB
- Sémiologie physique et artéfacts
- Historique et conclusion

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....



ONDES ACOUSTIQUES

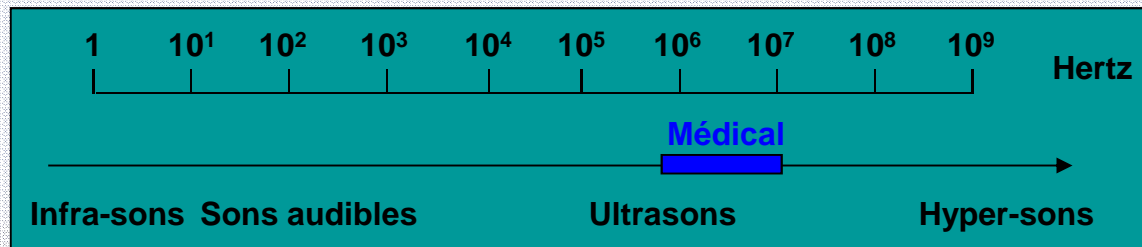
Principes



Ondes acoustiques ?

- Déplacement de matière
- Au sein d'un milieu matériel
- Moyenne nulle
- Mettant en jeu : Elasticité et Inertie

Définition du son: 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

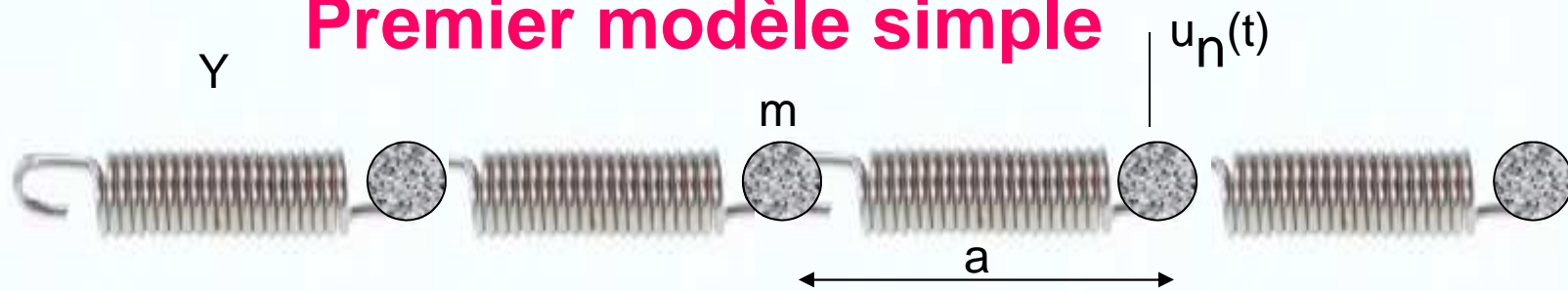
Sons audibles : 20 to 20 kHz

amplitudes in nm

Ultrasons : 2 to n. 100 MHz

amplitudes in A

Premier modèle simple



Sur une masse :

$$F_n = Y \cdot [(u_{n+1} - u_n) - (u_n - u_{n-1})]$$

Alors

$$m \frac{\partial^2 u_n}{\partial t^2} = Y \cdot (u_{n+1} - 2u_n + u_{n-1})$$

A la limite où $a \longrightarrow 0$

$$u_{n+1} - 2.u_n + u_{n-1} = a^2 \cdot \frac{\partial^2 u_n}{\partial x^2}$$

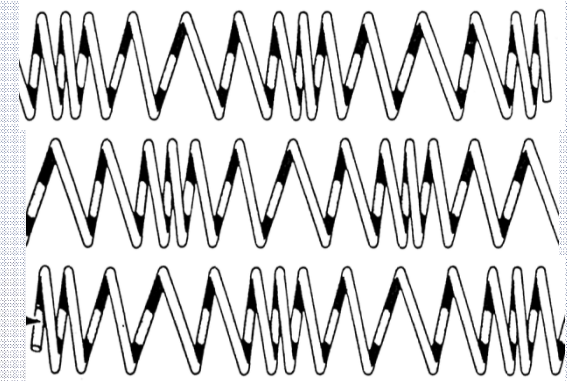
Alors :

$$\frac{\partial^2 u_n}{\partial t^2} = \frac{Y.a}{m/a} \cdot \frac{\partial^2 u_n}{\partial x^2} = \frac{C}{\rho} \cdot \frac{\partial^2 u_n}{\partial x^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 u_n}{\partial x^2}$$

**La signature de la propagation : la dérivée seconde en temps
proportionnelle à la dérivée seconde en espace.**

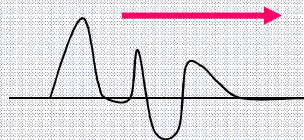
En autres termes :

$$\left(\frac{\partial u}{\partial t} - c \cdot \frac{\partial u}{\partial x}\right) \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial t} + c \cdot \frac{\partial u}{\partial x}\right) = 0$$



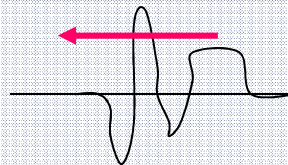
Montre 2 solutions independantes :

Vers les x positifs :

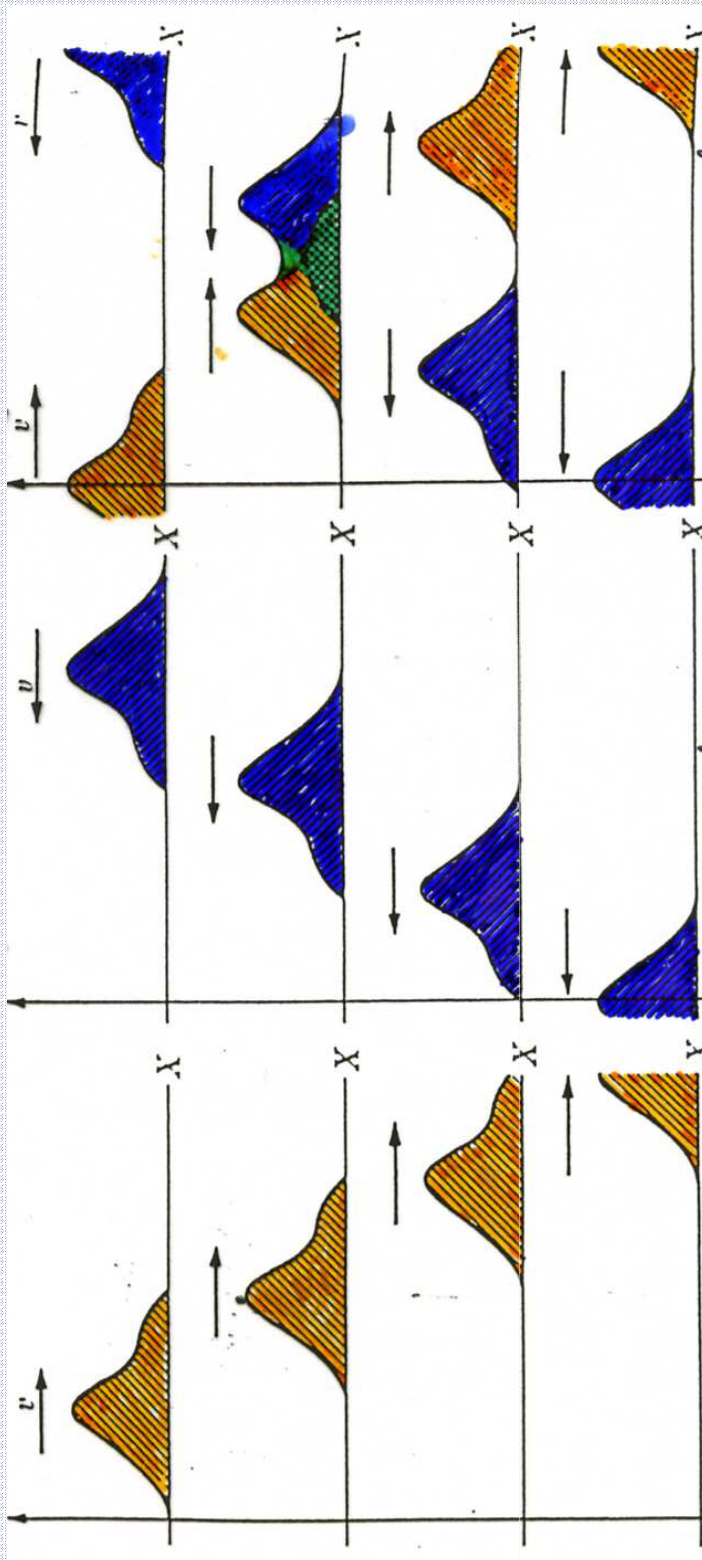


$$u^+(x, t) = g(x - ct)$$

Vers les x négatifs:

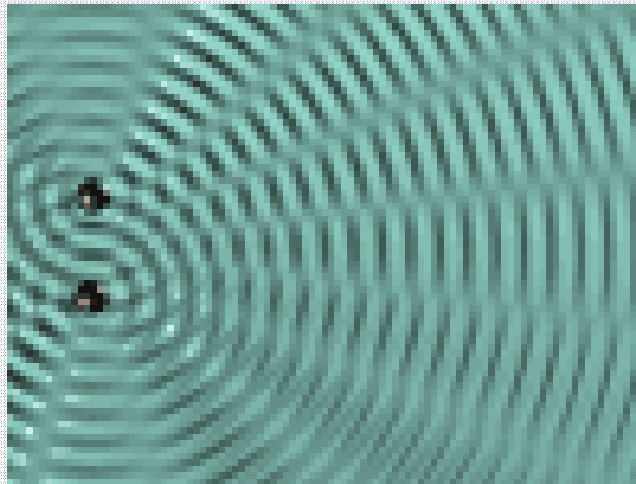


$$u^-(x, t) = h(x + ct)$$

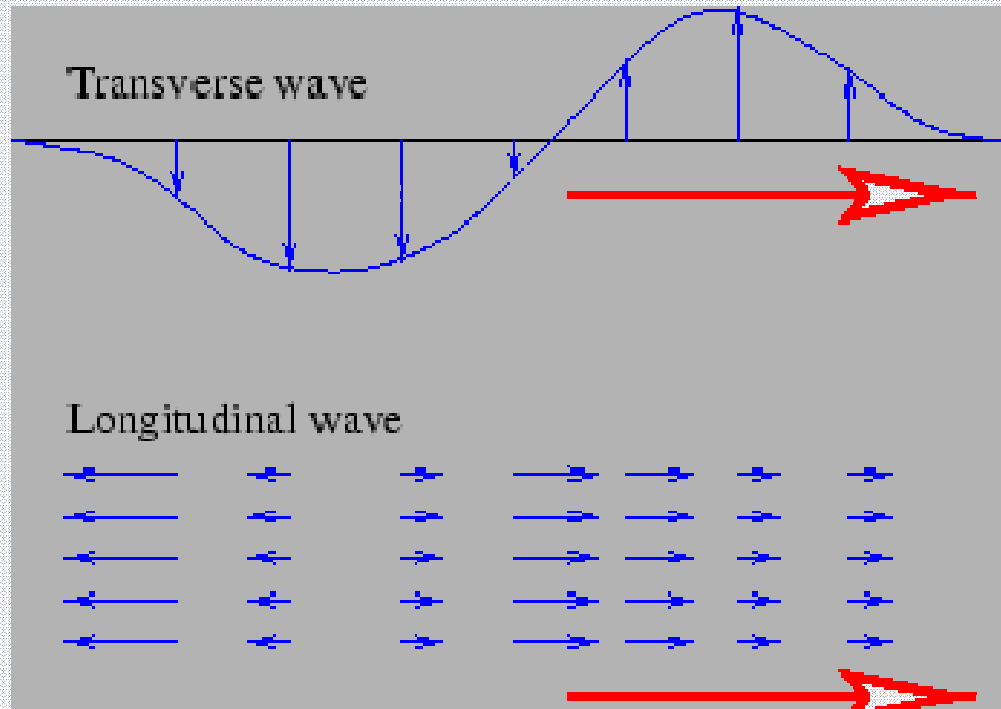


$$c^2 = C/\rho$$

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



2 types d'ondes



Tranverse

Longitudinale



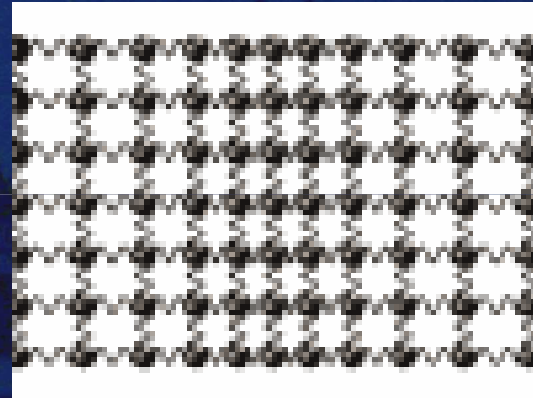
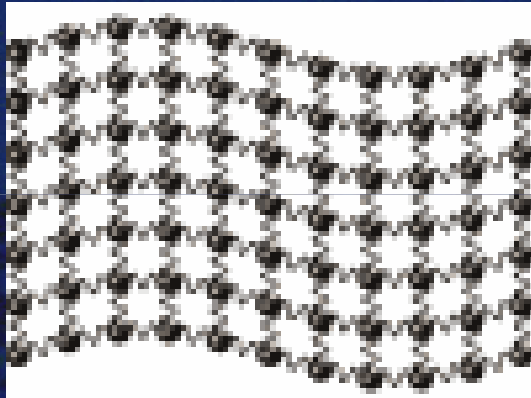
Mouvement des particules



Direction de propagation

Différents types d'onde ;

Onde transversale (cisaillement) ou onde longitudinale (compression)



ONDES ACOUSTIQUES

Paramètres



Célérité d'une onde = Vitesse de propagation = c

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

ρ = masse volumique

Air : $c = 340 \text{ m/s} = 1250 \text{ km/h}$

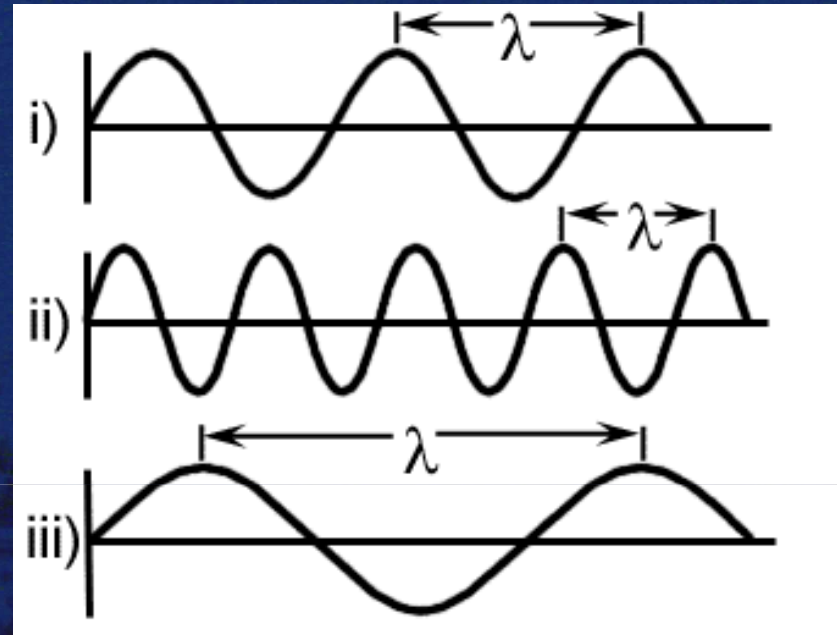
Dépend (peu) de la température

Eau : $c = 1500 \text{ m/s}$ (très peu compressible mais dense)

Dépend peu de la température

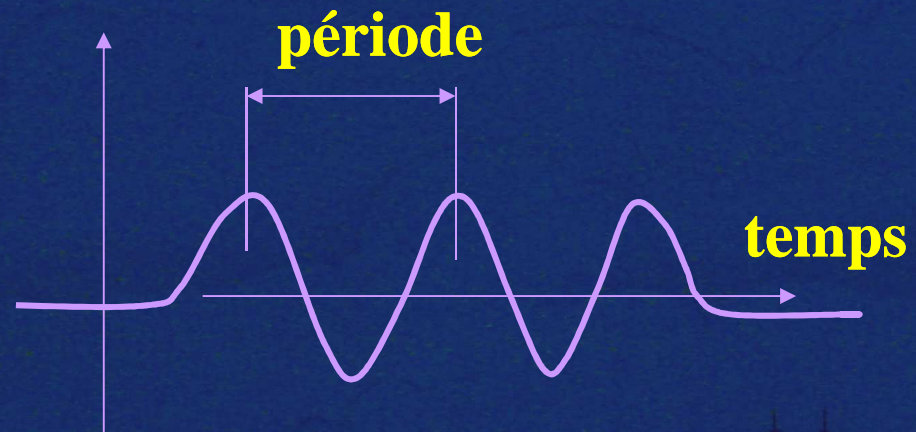
Célérité dans les tissus mous voisine de 1540 m/s

Ondes périodiques ou continues



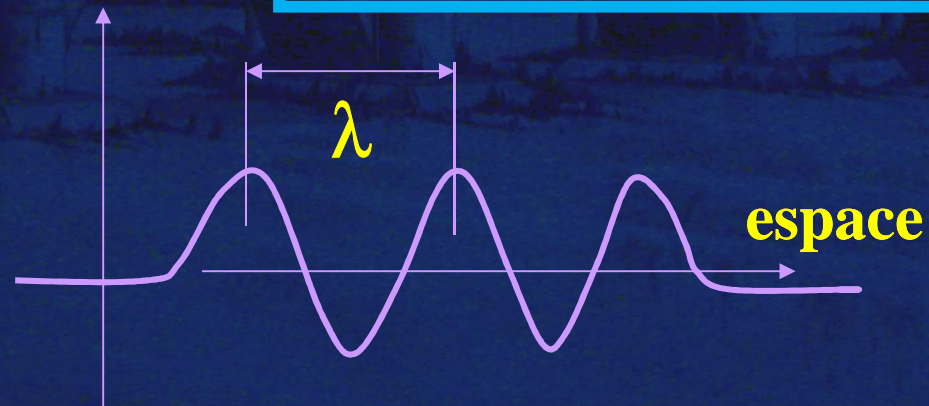
Fréquence f : Combien de crêtes par secondes ?
En Hertz, ou kHz ou MHz (10^6 Hz)
Période T : Durée d'un cycle en s, ms ou μ s

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

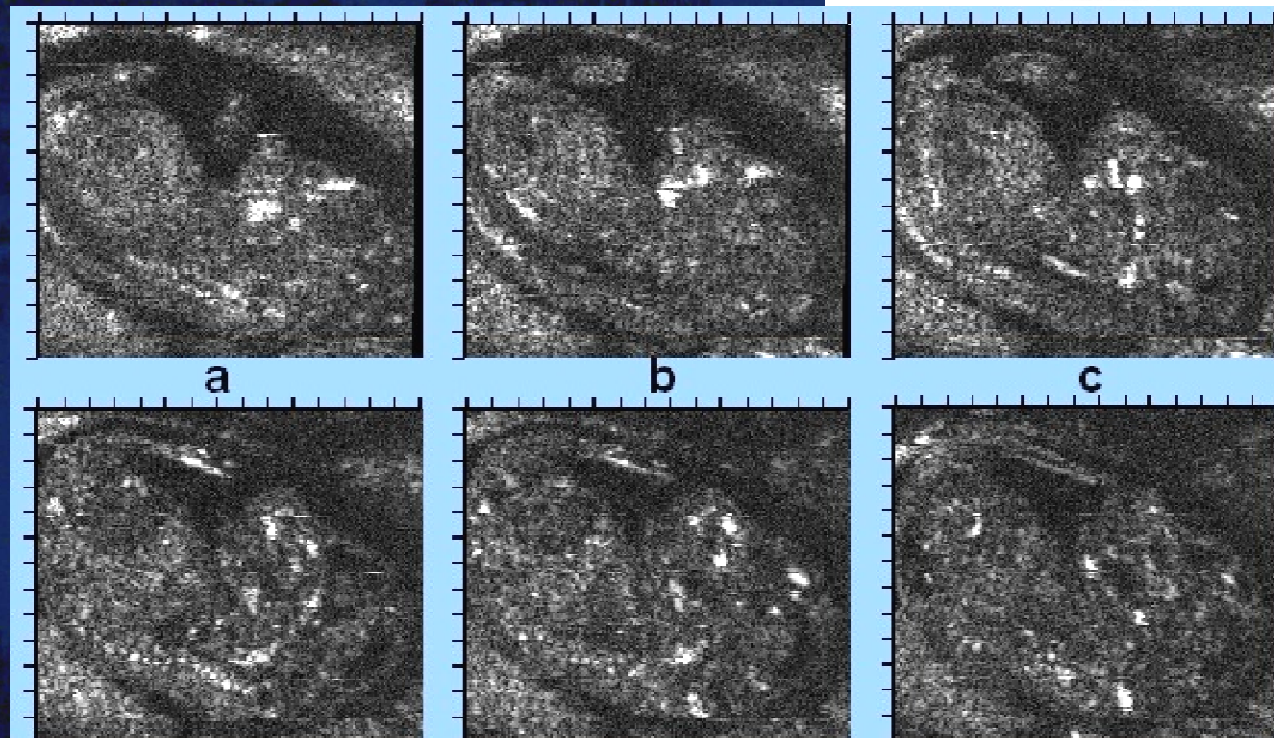
3 MHz : 0,5 mm

5 MHz : 0,3 mm

15 MHz : 0,1 mm

50 MHz : 0,03 mm

3D of mouse embryo, ED 14.5



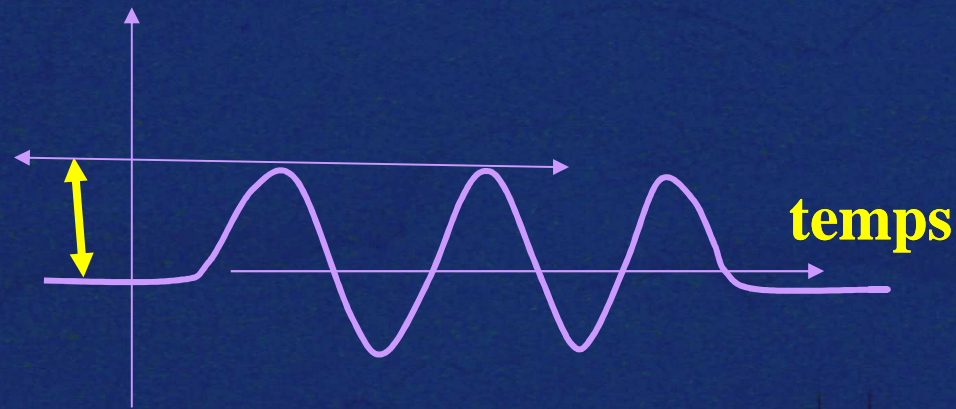
Valeur de la longueur d'onde dans les tissus mous

$$\lambda \text{ en mm} = 1,5 / f \text{ en MHz}$$

$$\text{Ex 5 MHz : } \lambda = 0,3 \text{ mm}$$

Ondes :

Amplitude



S'exprime en pression, déplacement, vitesse

Unités : Pascal, m, m/s ou dérivées

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

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

$$Z = \rho_0 . c$$

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

Lord Rayleigh : 1842 - 1919

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

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

$$\text{Zeau} = 1000 \times 1500 = 1.5 \text{ MRa}$$

Un parallèle utile

Electricité

U la tension électrique

I le courant électrique

Π la puissance électrique

R l'impédance électrique

Acoustique

p la pression

v la vitesse des particules fluides

Π la puissance surfacique = intensité acous.

Z l'impédance acoustique

Oscillation en sinus

I_p amplitude du courant

U_p amplitude de tension

v_p amplitude de vitesse particulaire

p_p amplitude de pression

Un parallèle utile

Electricité

$$U = R.I$$

$$\Pi = U.I$$

Acoustique

$$p = Z . v$$

$$\Pi = p . v$$

————— **Oscillation en sinus** —————

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

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

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

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

INTENSITE ACOUSTIQUE

L' intensité acoustique I se calcule selon :

$$I = p^2 / 2 Z (W.m^{-2})$$

soit aussi :

$$I = v^2 / 2 Z$$

$$\text{car } p = Z \cdot v$$

I : Intensité est la puissance qui traverse chaque unité de surface

Ultrasons en Imagerie:

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

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

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

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

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

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

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

ONDES ACOUSTIQUES



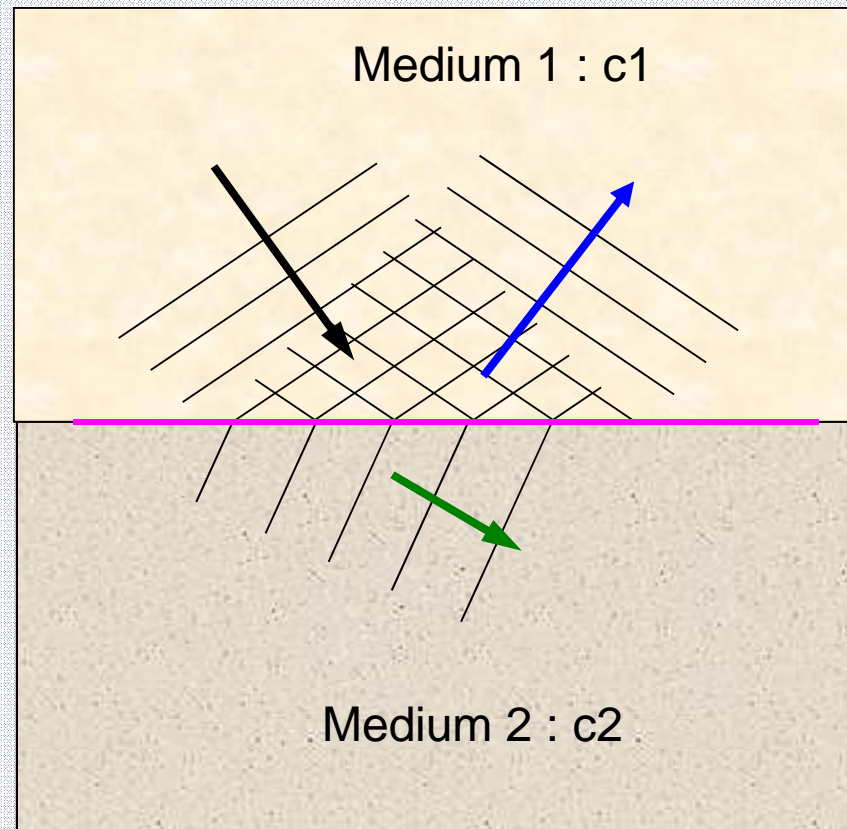
Interfaces

Réflexion – Réfraction

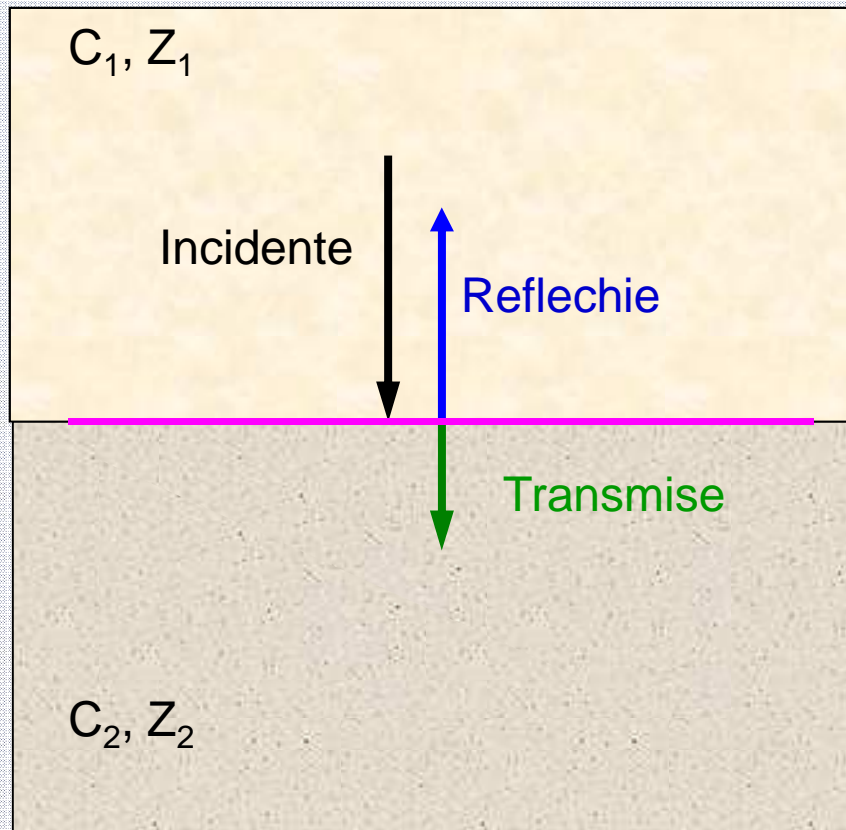
Echos

Réflexion – Réfraction

- Une onde incidente
- Une onde réfléchie
- Une onde transmise (réfractée)



Incidence normale



Continuité des contraintes

$$p_i + p_r = p_t$$

Pas de vide à l'interface

$$v_i + v_r = v_t$$

Sachant que:

$$p_i = Z_1 v_i \quad \longrightarrow$$

$$p_r = -Z_1 v_r \quad \longleftarrow$$

$$p_t = Z_2 v_t \quad \longrightarrow$$

On trouve:

$$r = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$t = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2.Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

L' amplitude des phénomènes de reflexion- transmission est gouvernée par le **rapport des impedances 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

Le principe du SONAR

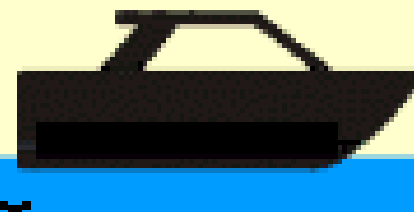


Table 4.3 *Acoustic Impedance for Specular Reflection
by Acoustic Waves Crossing a Material
Interface*^{536, 628, 629, 730, 763}

| Body Tissue | Impedance (kg/m ² -sec) | Body Tissue | Impedance (kg/m ² -sec) |
|--------------------|---------------------------------------|---------------|---------------------------------------|
| Air | 400 | Liver (25°C) | 1.65 x 10 ⁶ |
| Lung | 1.80 x 10 ⁶ | Blood | 1.65 x 10 ⁶ |
| Fat | 1.39 x 10 ⁶ | Nerve (optic) | 1.68 x 10 ⁶ |
| Aqueous humor | 1.51 x 10 ⁶ | Muscle | 1.73 x 10 ⁶ |
| Water | 1.52 x 10 ⁶ | Lens of eye | 1.84 x 10 ⁶ |
| Brain (25°C) | 1.57 x 10 ⁶ | Nylon | 2.9 x 10 ⁶ |
| Skin | 1.6 x 10 ⁶ | Skull bone | 7.80 x 10 ⁶ |
| Soft tissue (avg.) | 1.63 x 10 ⁶ | Enamel | 1.71 x 10 ⁷ |
| Kidney | 1.63 x 10 ⁶ | Diamond | 6.3 x 10 ⁷ |

C'est pourquoi :

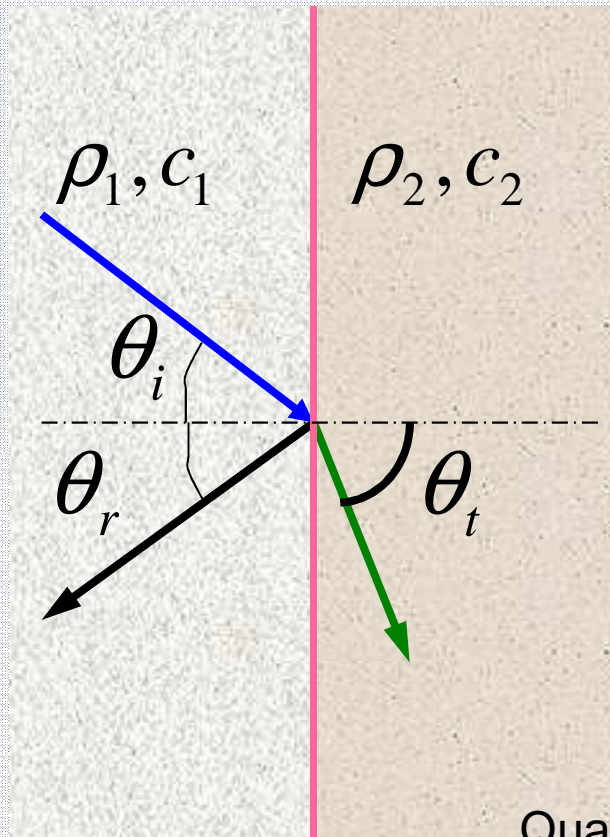
Tissus mous **peu d'échos, le faisceau continue**

Os **gros écho puis plus rien**
Calcul

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

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

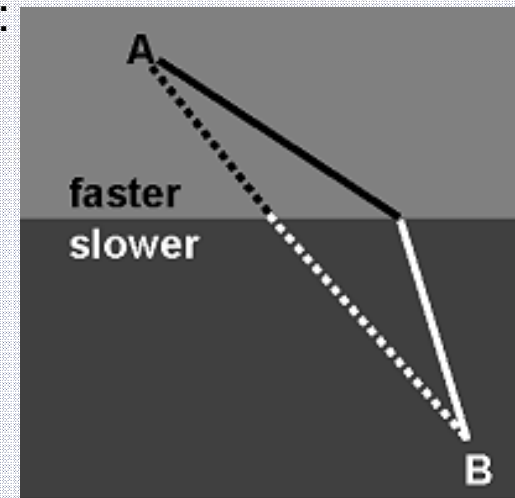
En incidence oblique :



$$\theta_r = \theta_i$$

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

Fermat principle :



Quand $\sin \theta_i \geq \frac{c_1}{c_2}$
On a une reflexion totale.

ONDES ACOUSTIQUES

Atténuation

Echelle des décibels

Echelle des dB pour : déci Bel

C'est en fait une échelle log par rapport à I_0 la référence

$I = 10 \times I_0$ alors I vaut 1 Bel soit 10 dB

$I = 100 \times I_0$ alors I vaut 2 Bel soit 20 dB

$I = 10^{-4} \times I_0$ alors I vaut - 4 Bel soit -40 dB ...

Intensité en dB = $10 \log (I/I_0)$

Intensité en dB = $20 \log (A/A_0)$

Echelle des dB pour : déci Bel

Pour les amplitudes :

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

$$\begin{aligned}\text{Intensité en dB} &= 10 \log (I/I_0) = 10 \log (A^2/A_0^2) \\ \text{soit Intensité en dB} &= 20 \log (A/A_0)\end{aligned}$$

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
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 :

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

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

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

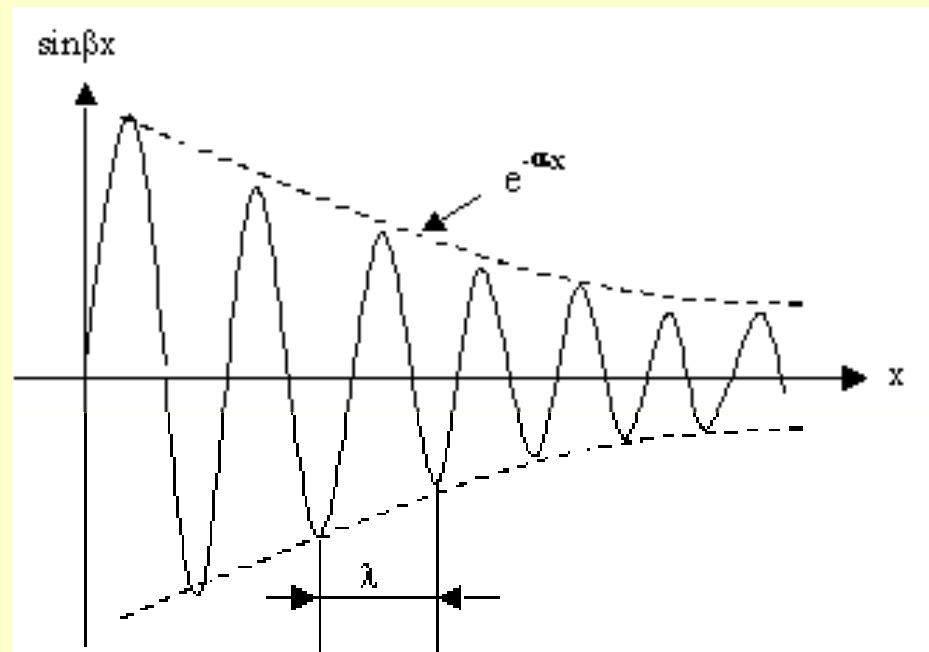
Que vaut p en dB par rapport à p_0 ?

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

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

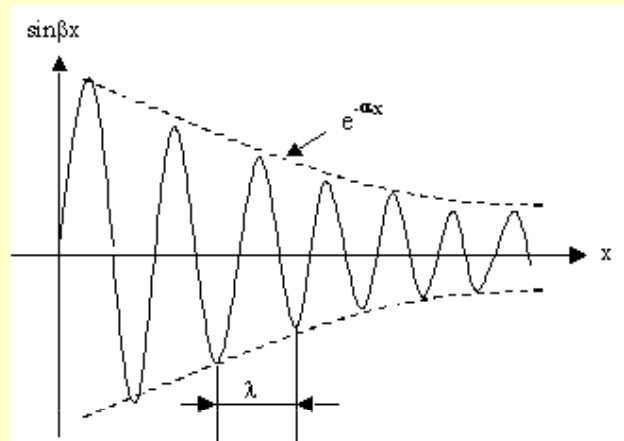
$$\text{Donc } p/p_0 = 20 \times -2,7 = -54 \text{ dB}$$

Atténuation des ondes ultrasonores



L'amplitude diminue avec la propagation

Atténuation des ondes ultrasonores



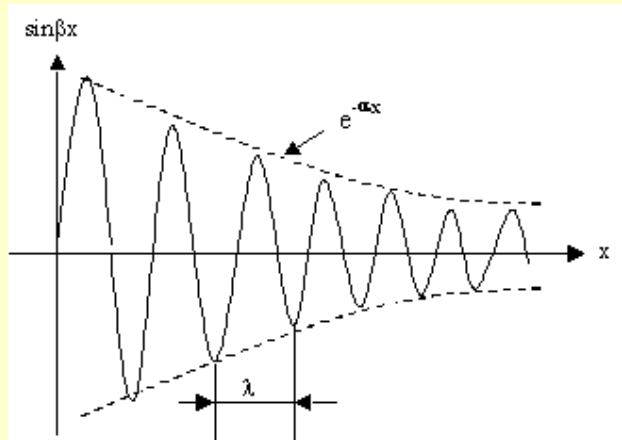
$$I(x) = I_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot x) = I_0 \cdot \exp(-\beta \cdot f \cdot x)$$

α en cm^{-1} et proportionnel à la fréquence

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

β 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 : $\beta = 0,8 \text{ dB/MHz.cm}^{-1}$

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 ?

Réponse :

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

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

L'atténuation amène à faire le compromis :

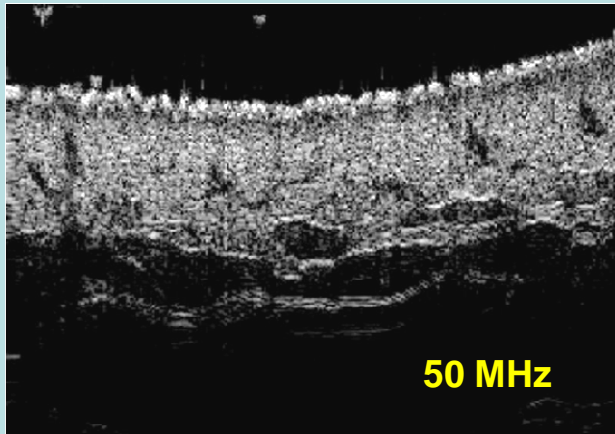
Profondeur / Résolution

Plus haute fréquence = plus petite longueur d'onde

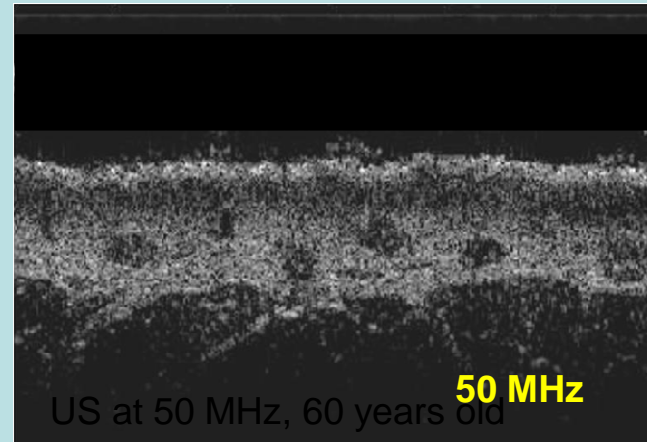
= meilleure résolution = moins de pénétration

Exploration du vieillissement et de la régénération cutanés à 50 MHz

1 mm



Avant-bras 25 ans



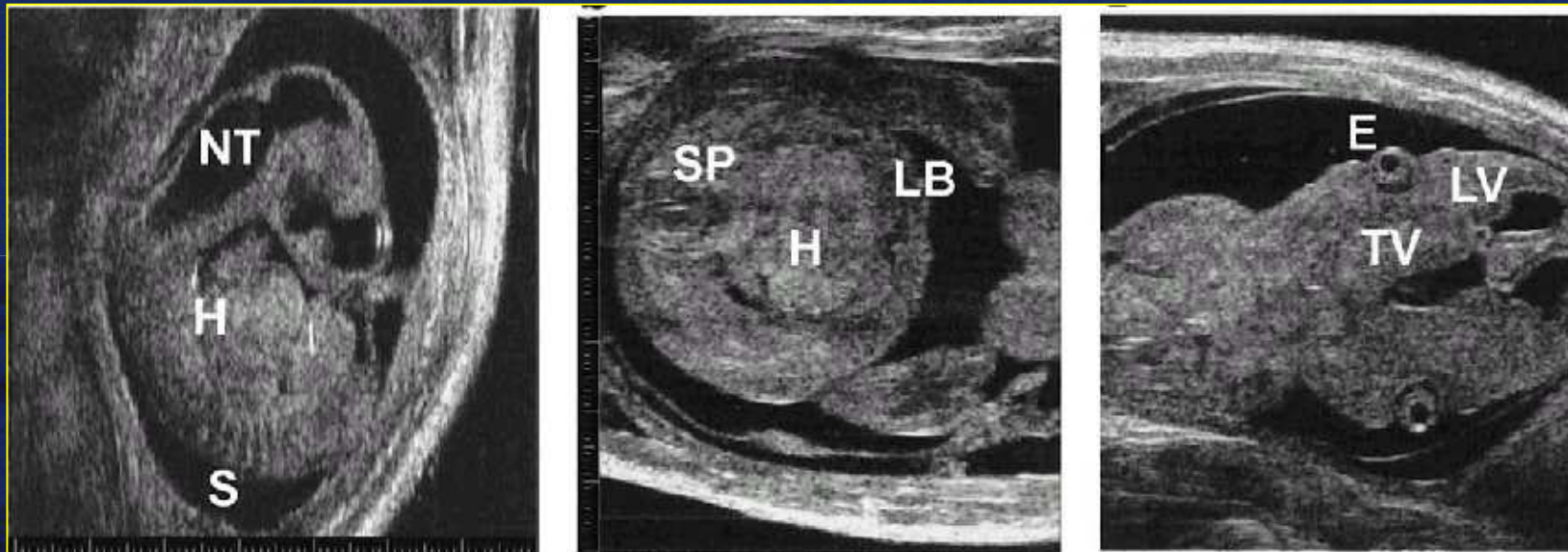
Avant-bras 60 ans

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.

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



ONDES ACOUSTIQUES

Ondes dans les tissus
Sémiologie physique



**Les milieux homogènes n'ont pas de rupture
d'impédance acoustique donc pas d'échos !**

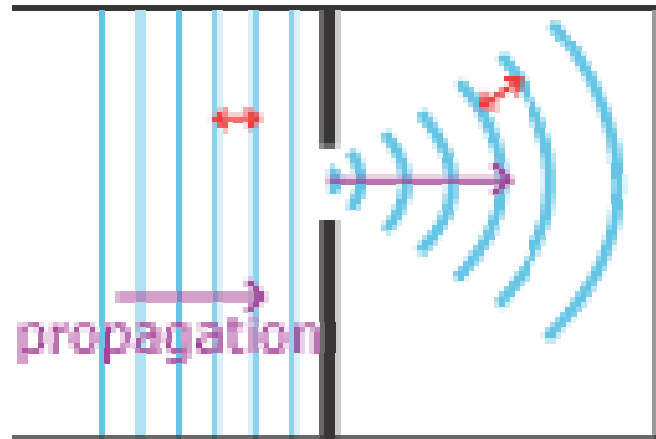


**Les milieux liquides sont homogènes (le plus souvent)
donc anéchogènes**

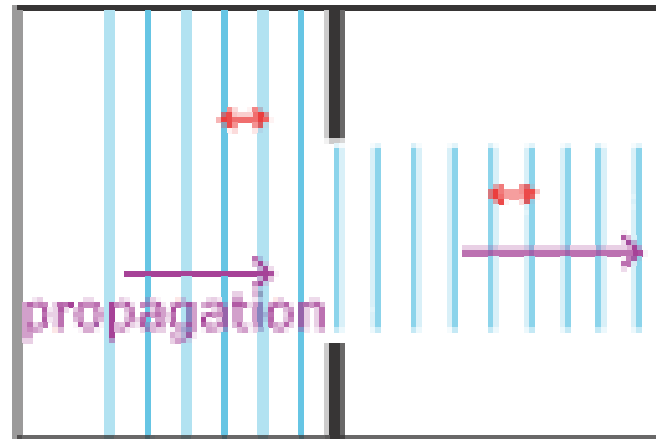
- Le sang
- L'amnios
- L'urine
- La bile
- Les épanchements (plèvre, péricarde, ascite)



Diffraction

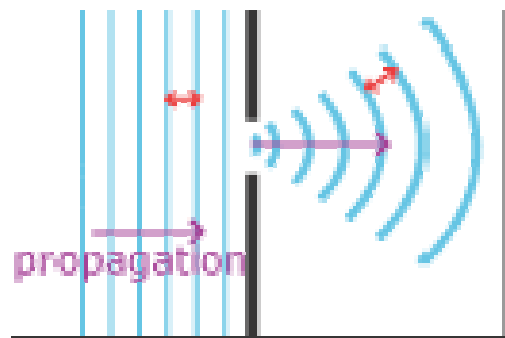


L'obstacle comporte une
petite ouverture

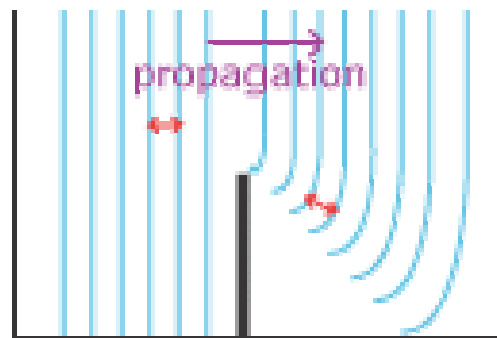


L'obstacle comporte une
grande ouverture

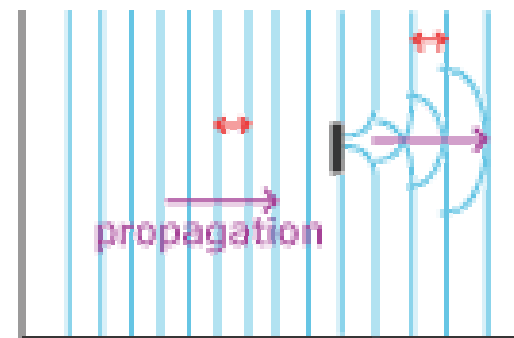
Diffraction



L'obstacle comporte une petite ouverture



L'onde contourne l'obstacle

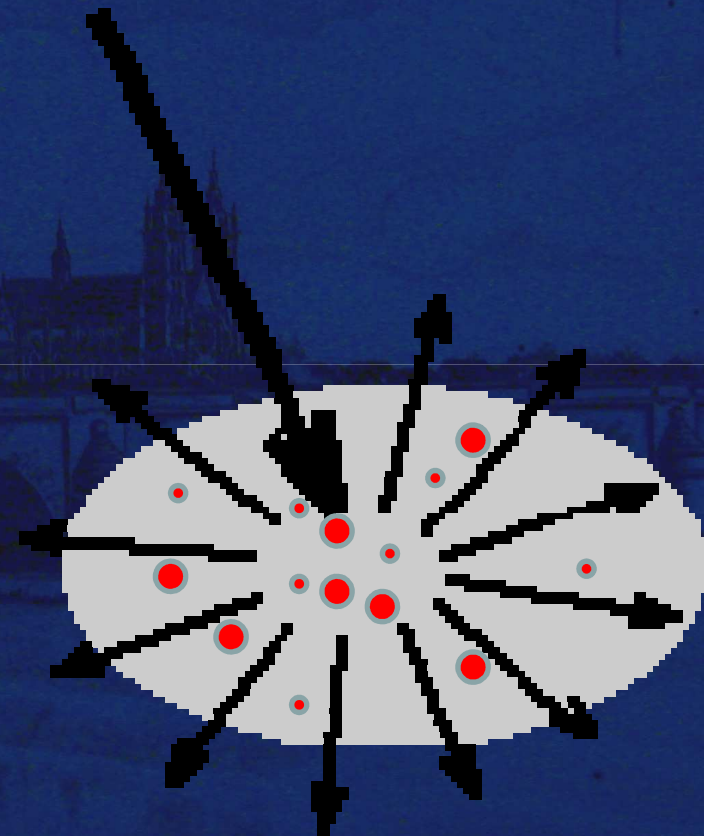
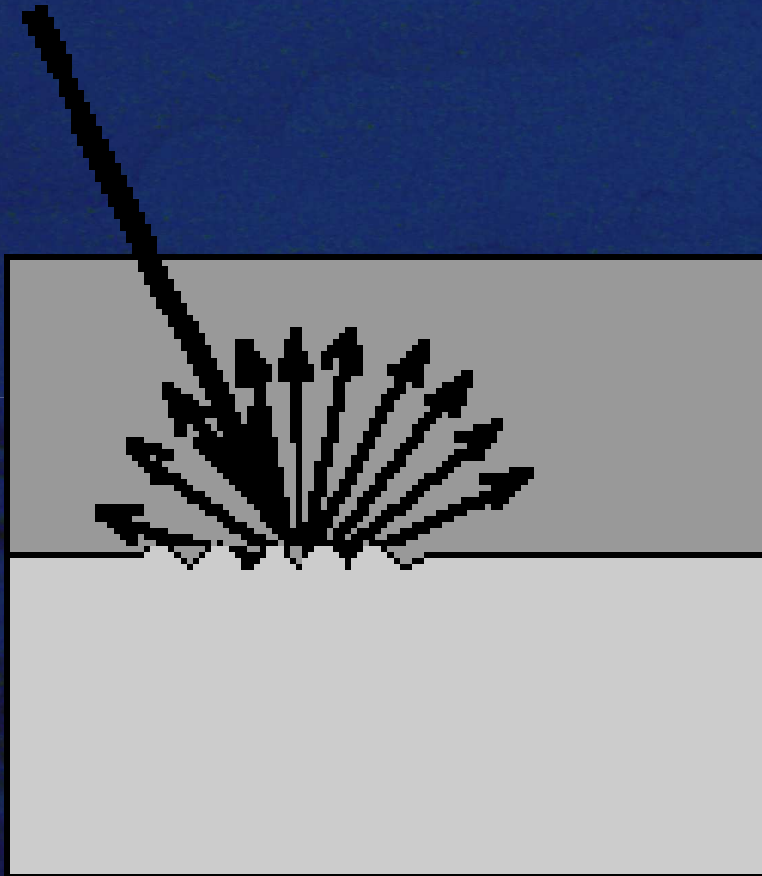


L'obstacle est de petites dimensions

Dispersion

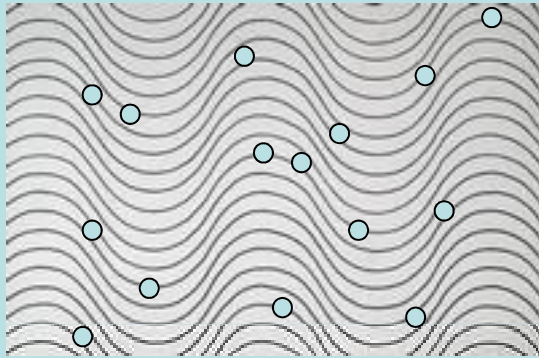


Diffusion



Two

Diffusion de Rayleigh (Scattering)

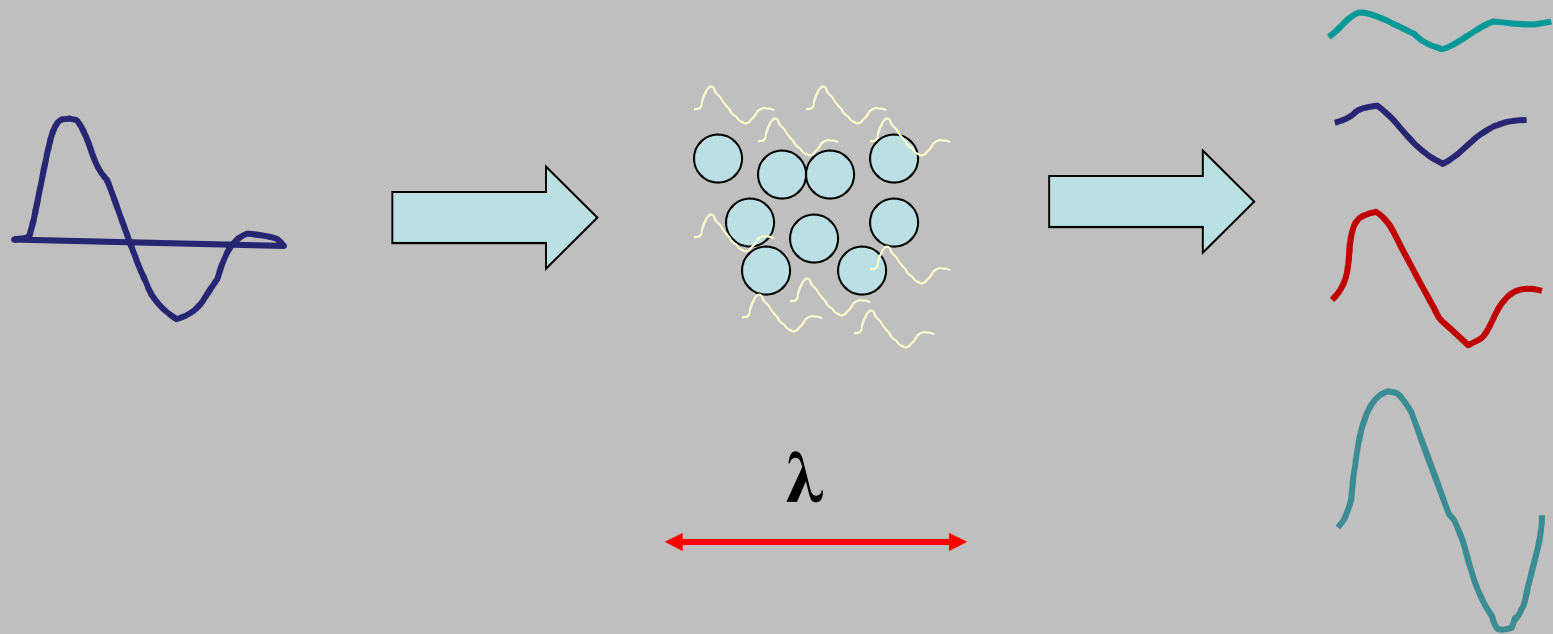


**Inhomogénéités beaucoup plus petites
que la longueur d'onde**

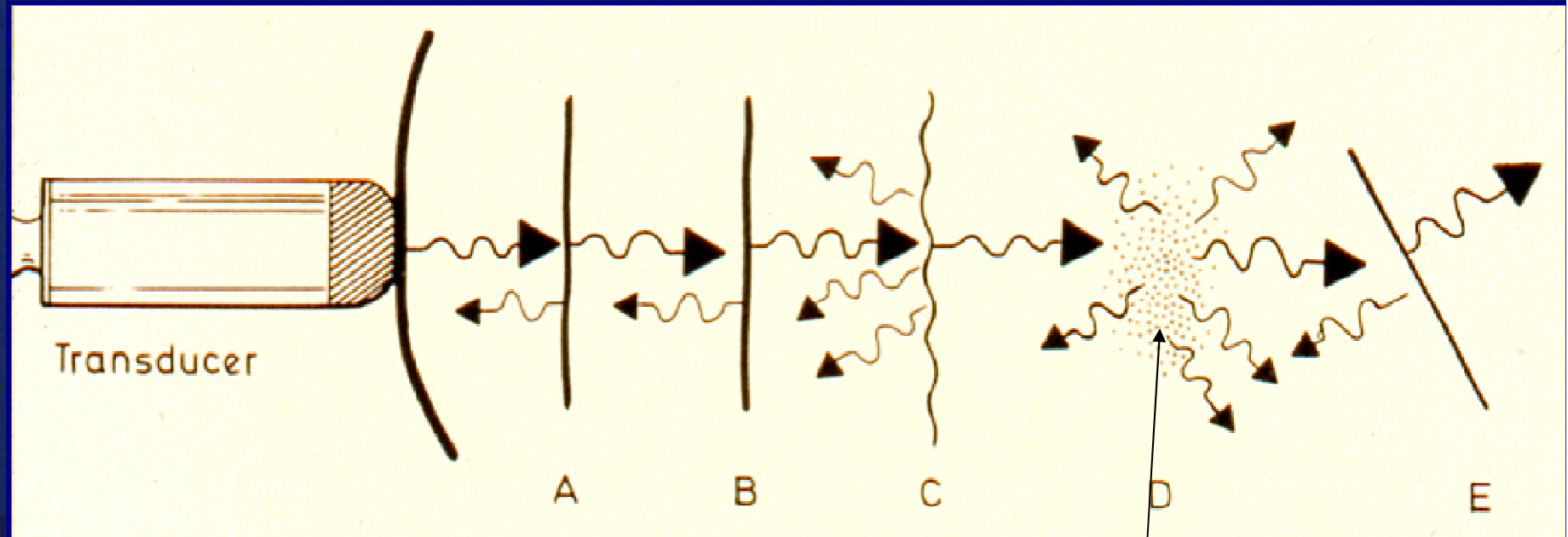
ρ_0, κ_0 Milieu moyen

ρ, κ Inhomogénéités

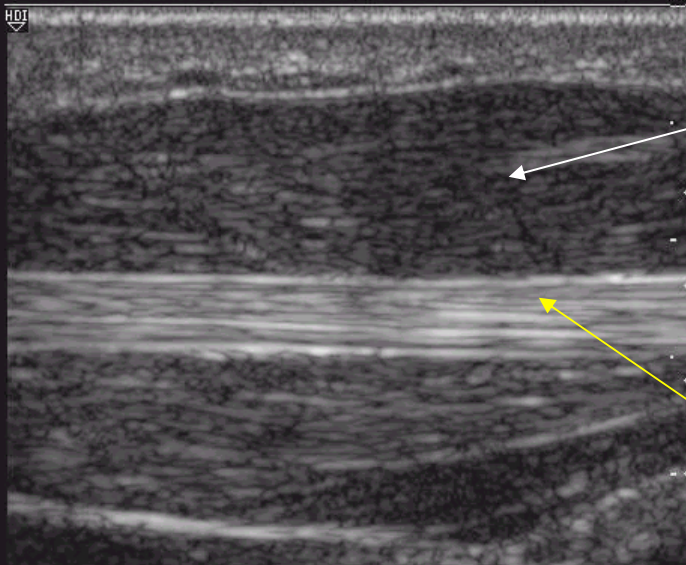
Echos de diffusion (speckle)



Interaction ultrasons/milieu de propagation



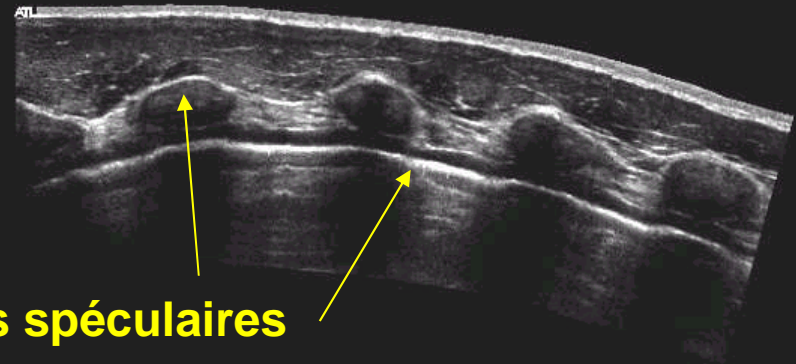
Map 3
150dB/C4
Persist Med
Fr Rate Med
2D Opt:Res



THENAR FLEXOR POLLICUS LONGUS

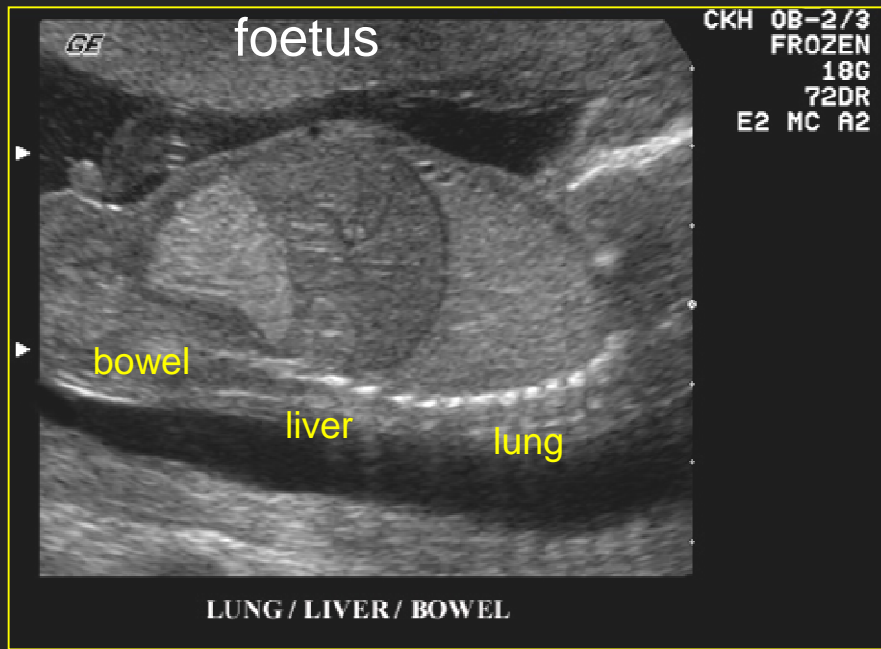
Map 2
170dB/C 3
2D Opt:FSCT
SonoCT

Échos de diffusion speckle

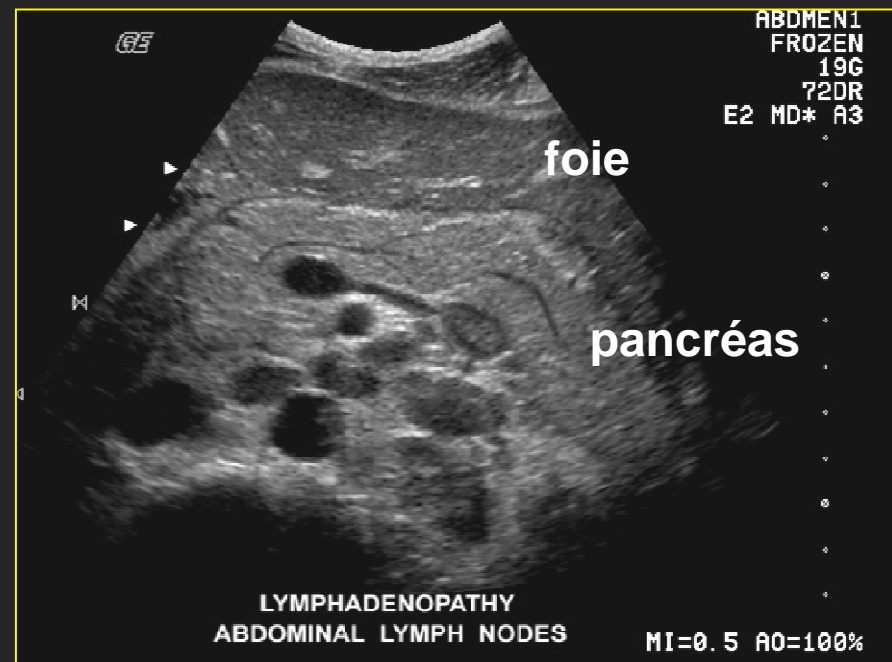


Échos spéculaires

INTERNAL MAMMARY ARTERY
PANORAMIC SonoCT™ IMAGING

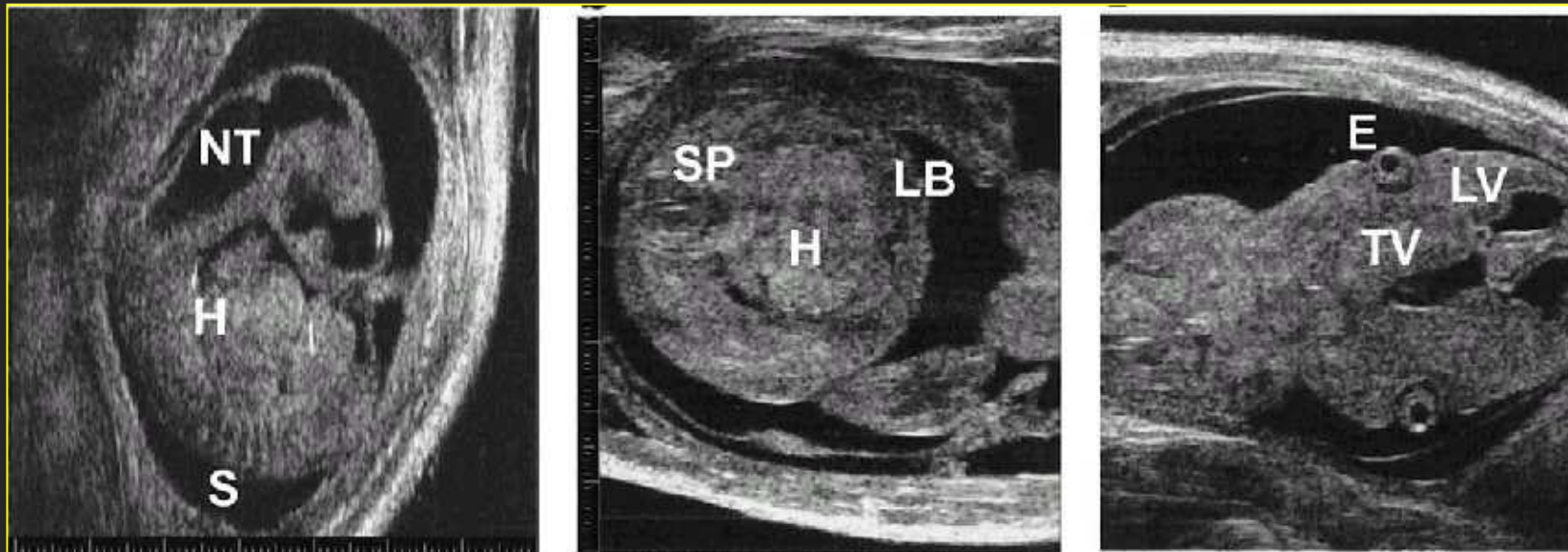


Réponses tissulaires échographiques



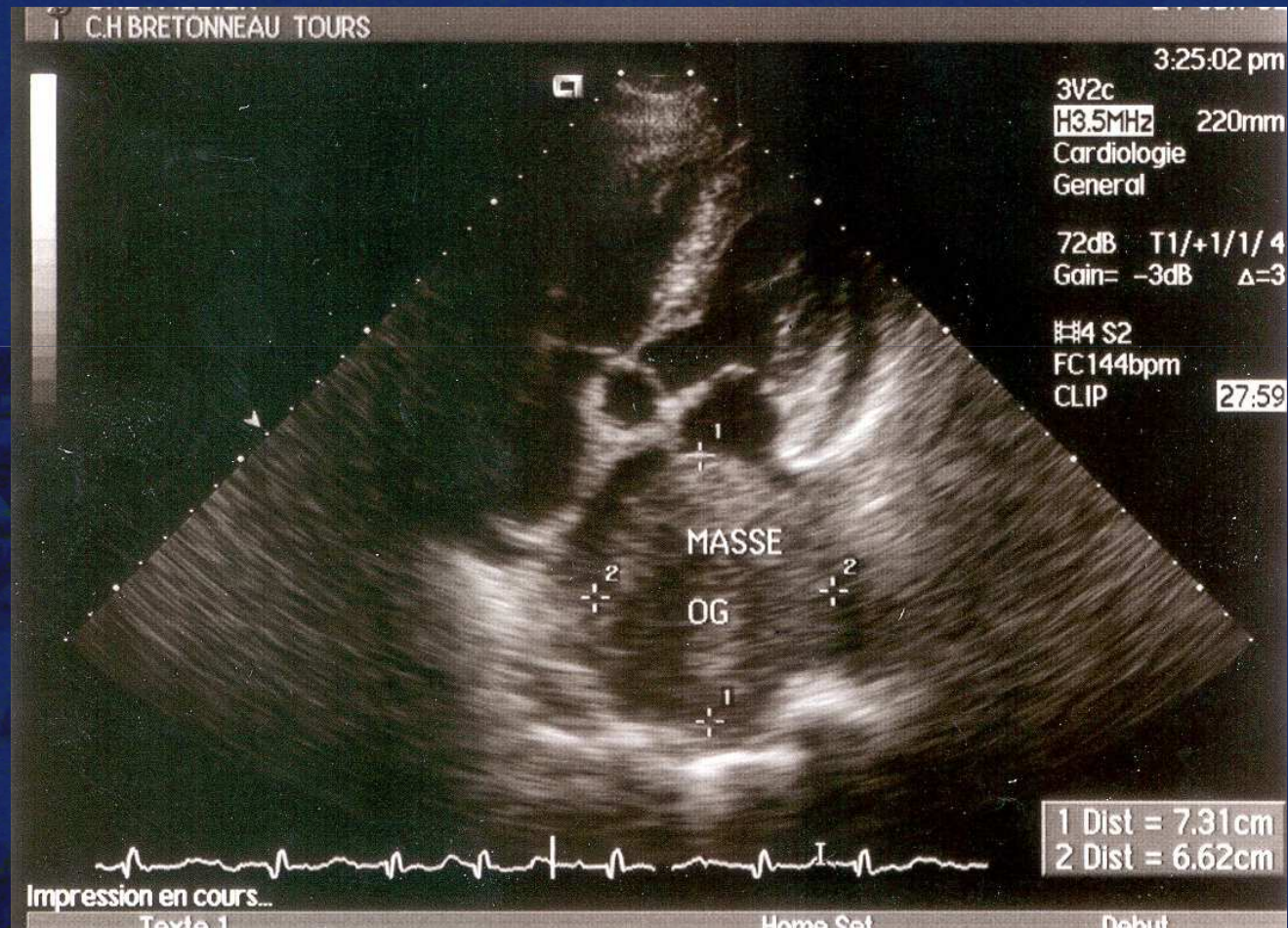
40 MHz Echographie du petit animal

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.

Remarque très importante : la dynamique de l'image est de 60 à 80 dB : exige une grande maîtrise du faisceau



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 piègeur .

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...

Rappels de mots-clés

- Fréquence – Période
- Longueur d'onde
- Propriétés du milieu de propagation :
 - Célérité des ondes
 - Impédance acoustique
 - Atténuation de l'onde en fonction de la fréquence

Rappels de mots-clés

- Modifications des ondes :
 - Réflexion - transmission
 - Réfraction
 - Diffusion
 - Diffraction
 - Dispersion
 - Focalisation

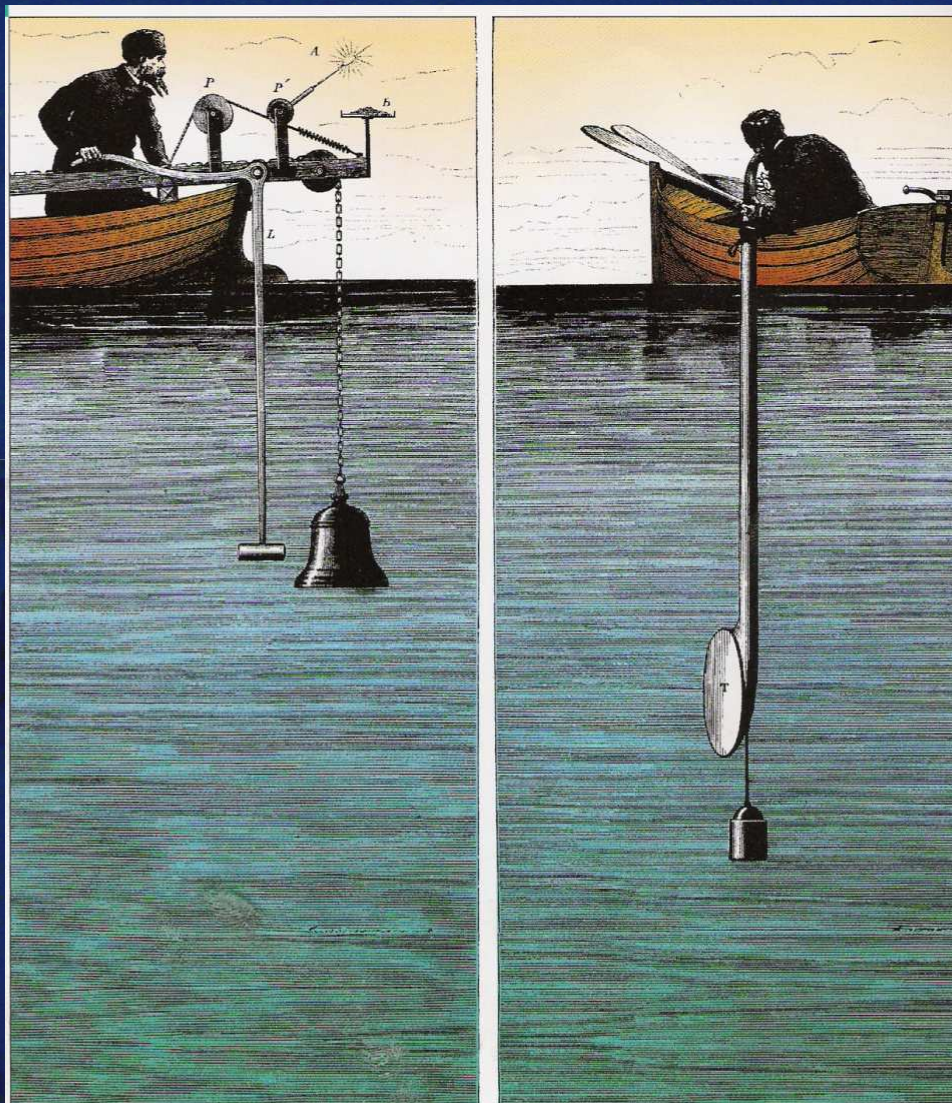
Rappels de mots-clés

- Amplitude des ondes :
 - En pression
 - En vitesse
 - En intensité acoustique
- Echelle des déciBels : dB

Historique



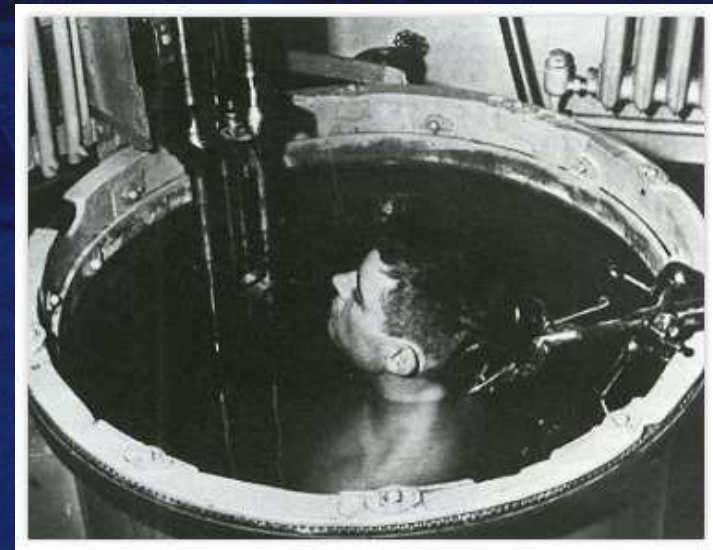
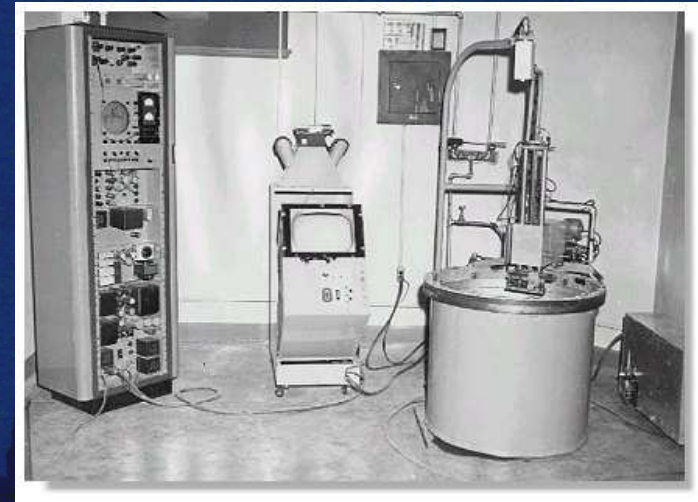
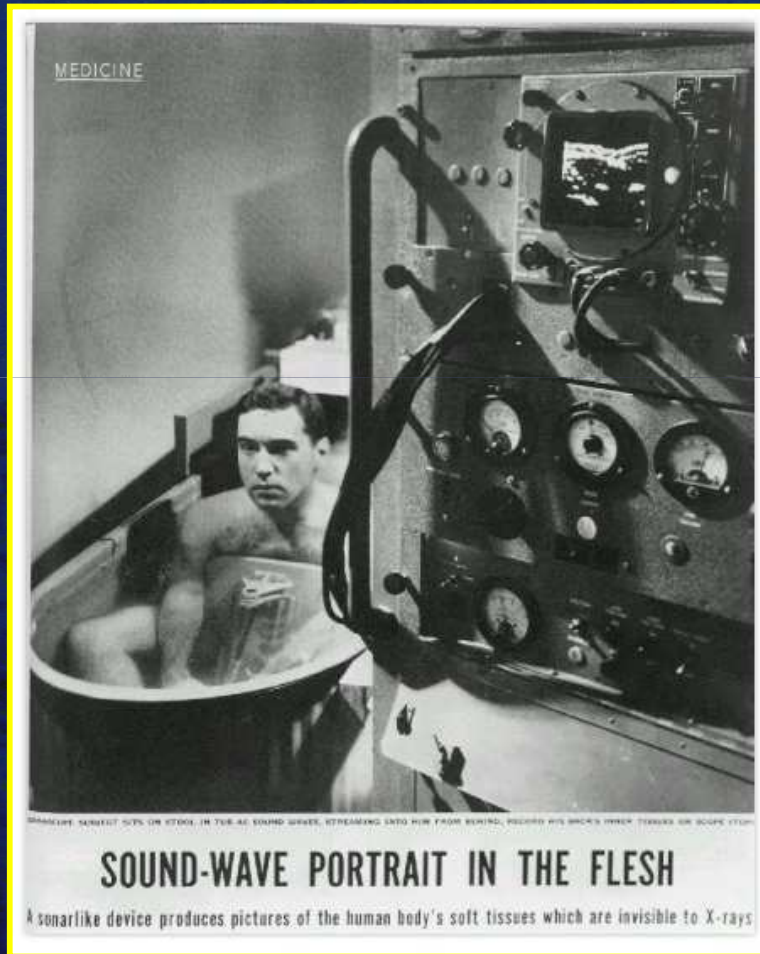
Mesure de la vitesse du son dans le lac Léman



Sounding out shallow waters

↪ Histoire

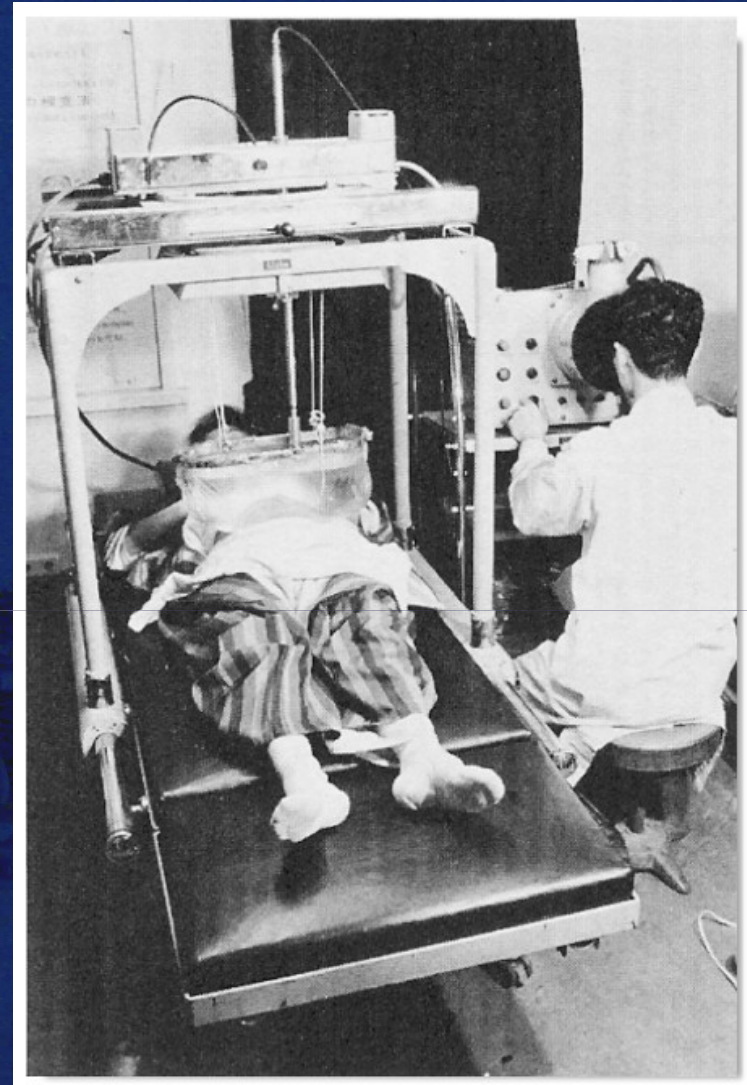
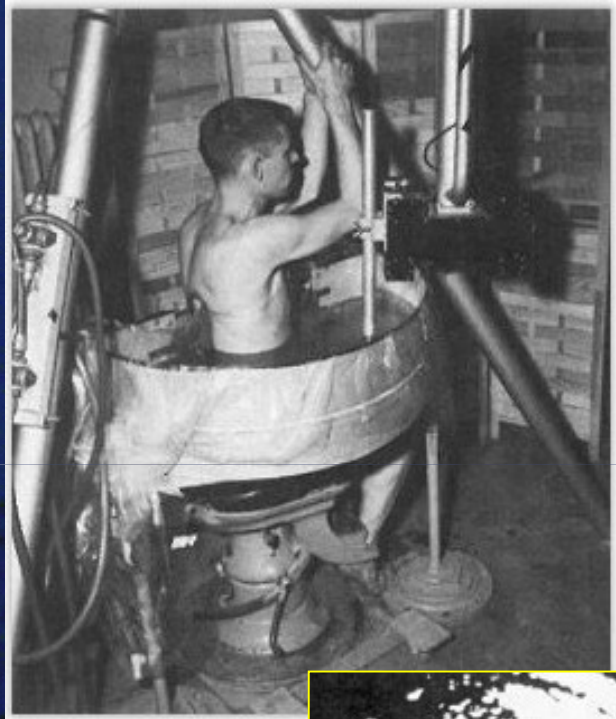
1950 : les premiers appareils d'échographie



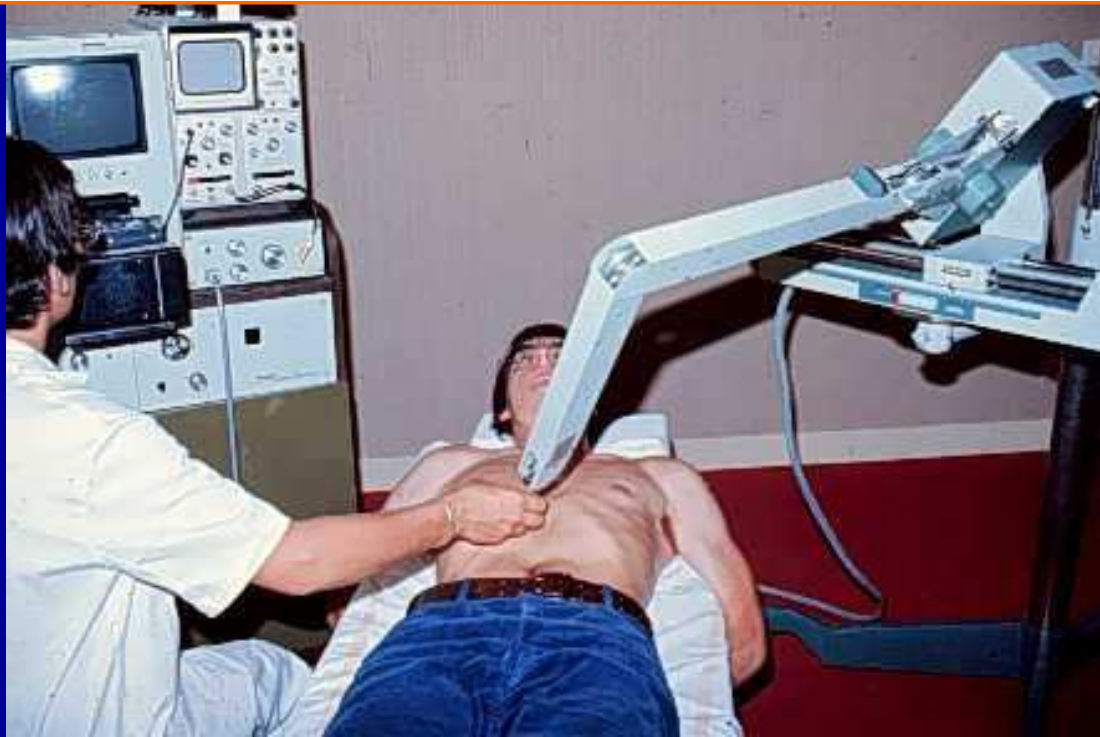
(Tourelle de B29)

↪ Histoire

1957 : le Pan Scanner

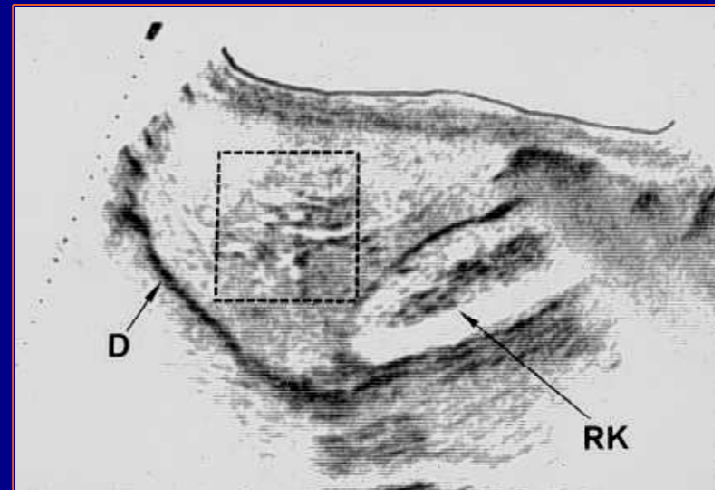


1960 : premier échographe japonais commercial Aloka SSD1



Echographie à balayage manuel et échelle de gris, 1973

L'imagerie échographique des années 1970

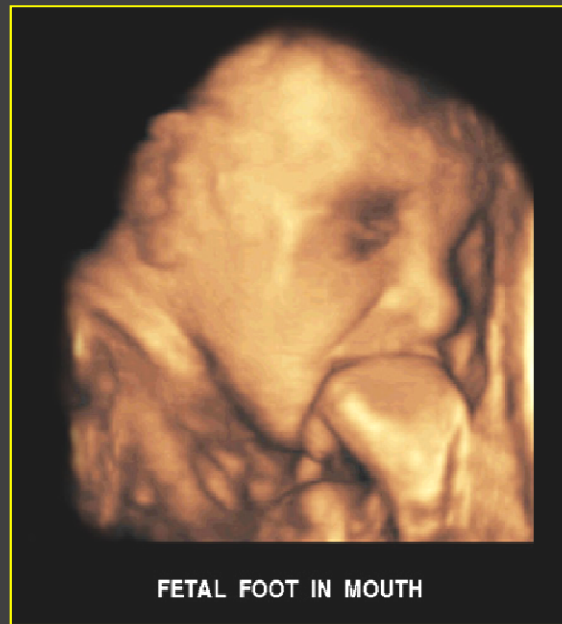


Coupe parasagittale droite passant par le foie et le rein dt

3D rendu de surface



Jumeaux 12^e semaine



FETAL FOOT IN MOUTH



24e semaine

jambes et insertion du cordon



FETAL PROFILE

Miniaturisation des échographes



L'échographie

- Une technique d'imagerie simple
- Peu coûteuse
- Prolongement de la palpation
- Non ionisante
- Possible au lit du patient
- Opérateur dépendante
- Peu réinterprétable à distance
- Susceptible d'artéfacts
- Demande une pratique constante
- Exigence nécessaire sinon danger d'erreurs