26 Septembre 2013

DIU Echographie du membre supérieur

Les ultrasons.
Bases physiques et définitions indispensable

Pr Frédéric PATAT
Biophysique Médicale et Med. Nucléaire
CIC-Innovation Technologique 806
INSERM U930 – Université F. Rabelais

Pourquoi comprendre physique et techno ?

- Echographie c’est pas « plug and play »
- Comprendre ce qu’on fait
- Assumer la responsabilité de son outil
- Réglages : sortir le meilleur de la machine
- Savoir identifier les artefacts
- Pouvoir analyser l’offre commerciale
- Avoir les bases pour les évolutions futures

Plan du cours

- Repères historiques
- Ondes acoustiques
- Faisceaux et sondes
- Formation de l’image
- Conclusion

ECHO…GRAPHIE

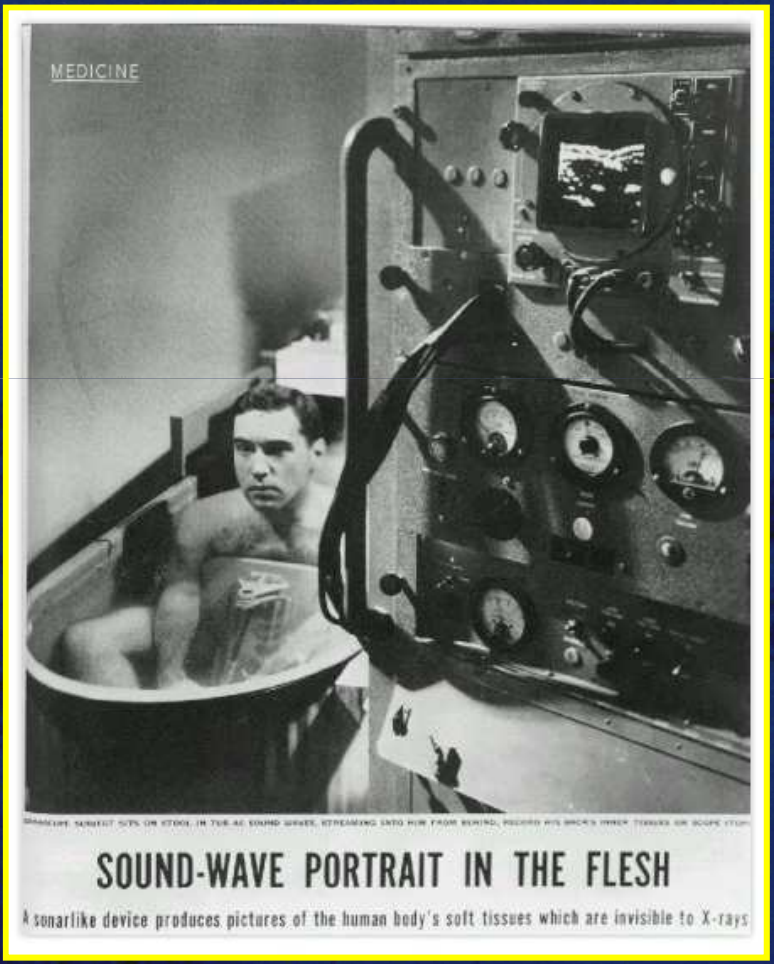
La nymphe Echo, fut condamnée
par Héra à répéter les derniers mots qu'elle entendait.

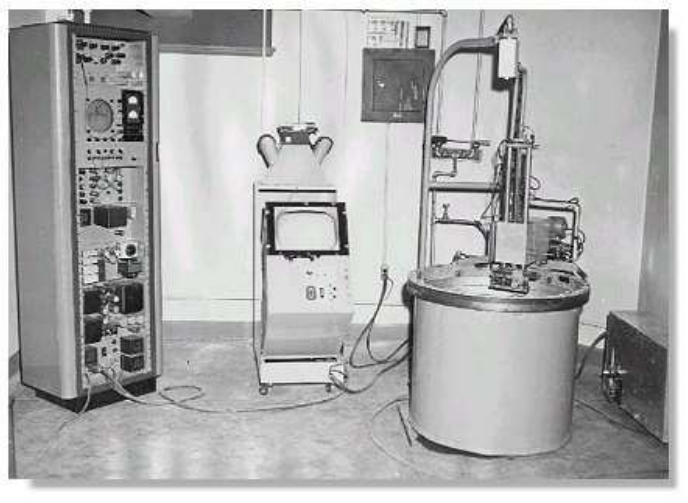
Puis amoureuse de Narcisse, elle dépérit, s'effaça

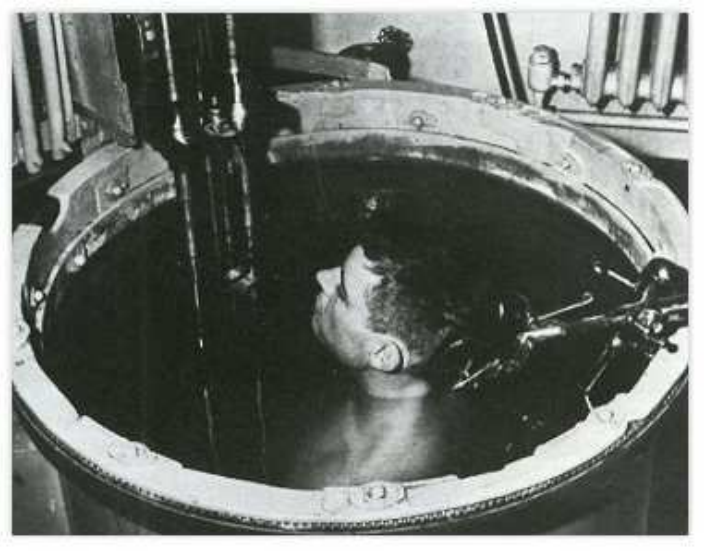
Seule sa voix subsiste….

Histoire

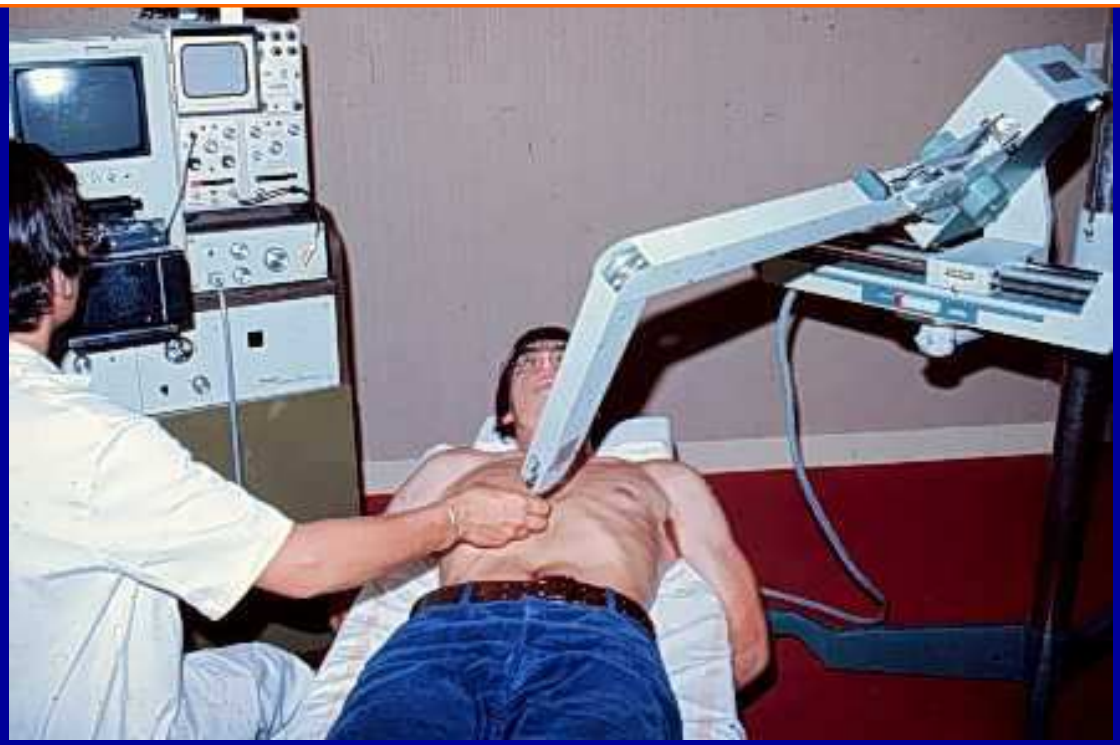
1950 : les premiers appareils d ’échographie





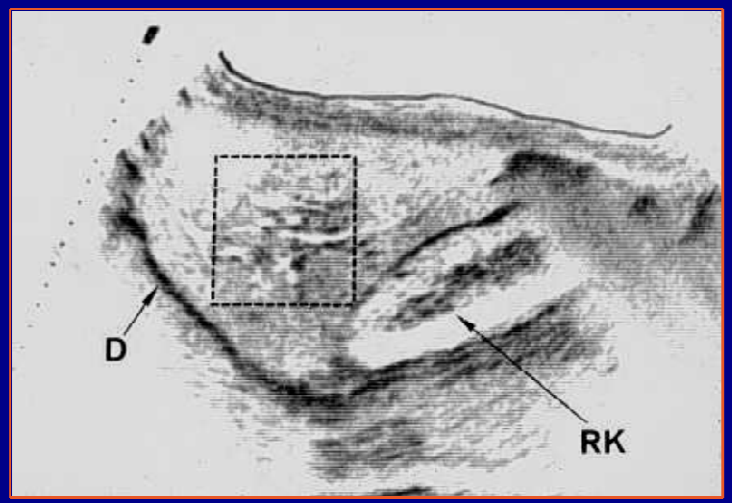


(Tourelle de B29)



Echographe à balayage manuel et échelle de gris, 1973

L ’imagerie échographique des années 1970



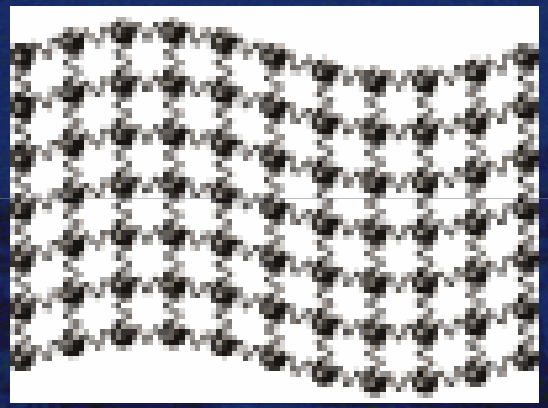
Coupe parasagittale droite passant par le foie et le rein dt

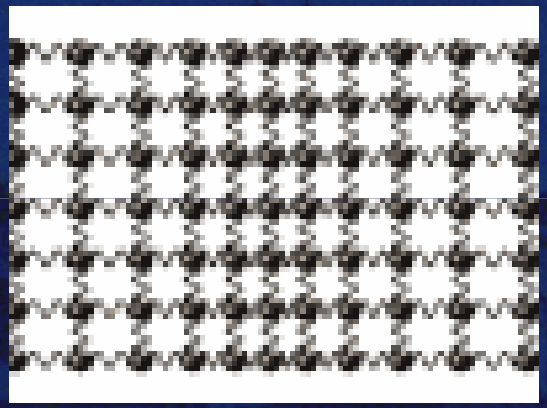
Ondes acoustiques ?

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

Différents types d’onde ;

Onde transversale (cisaillement) ou onde longitudinale (compression)





Célérité d'une onde = Vitesse de propagation = c

c^2 = Raideur / Inertie = Coef élastique / ρ

ρ = masse volumique

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

Dépend (peu) de la température

Eau : c = 1500 m/s

Dépend (très peu) de la température

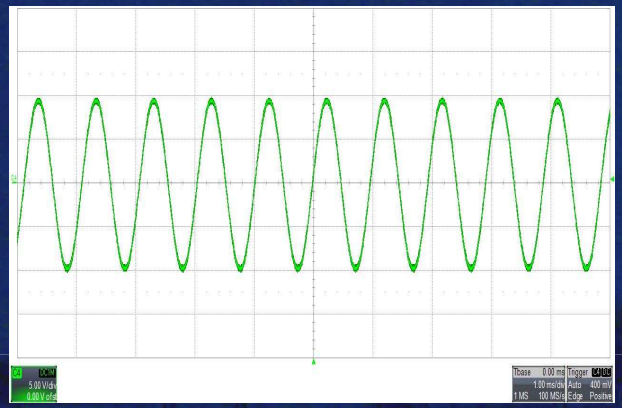
Célérité dans les tissus mous voisine de 1540 m/s

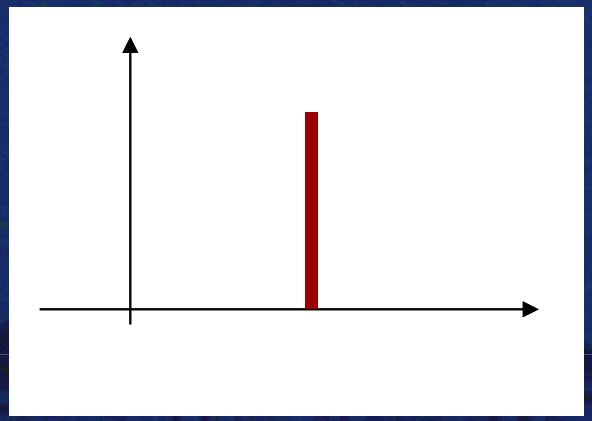
Emission continue ou pulsée

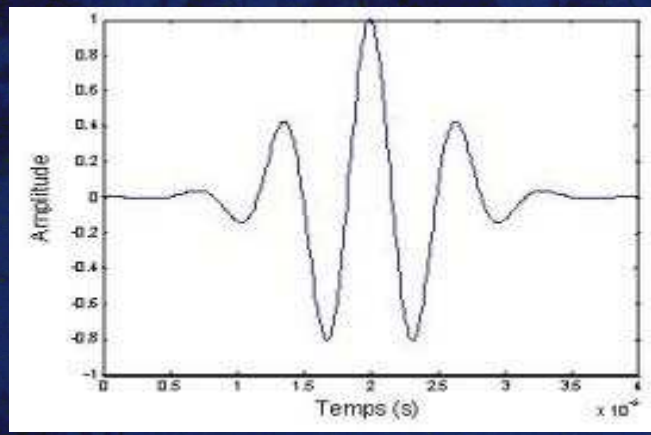
- Emission continue : Emetteur actif en permanence. Distribution constante dans l'espace du champ acoustique. Exemple la houle ou une note soutenue.

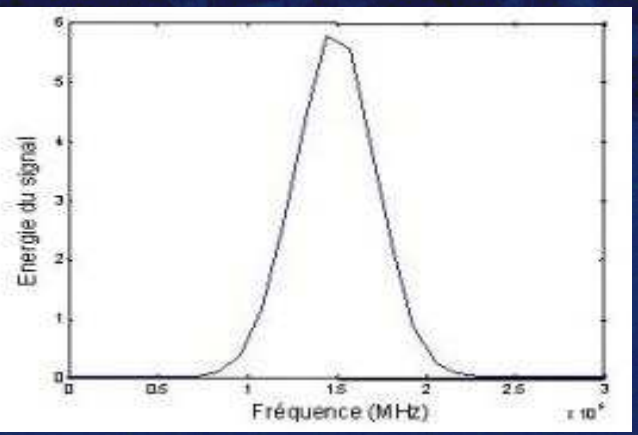
- Emission pulsée : Emetteur actif pendant un instant bref. Vague de champ acoustique. Ex : un tremblement de terre ou un claquement de main.

Emission continue ou pulsée
Fréquences









Signal(t)

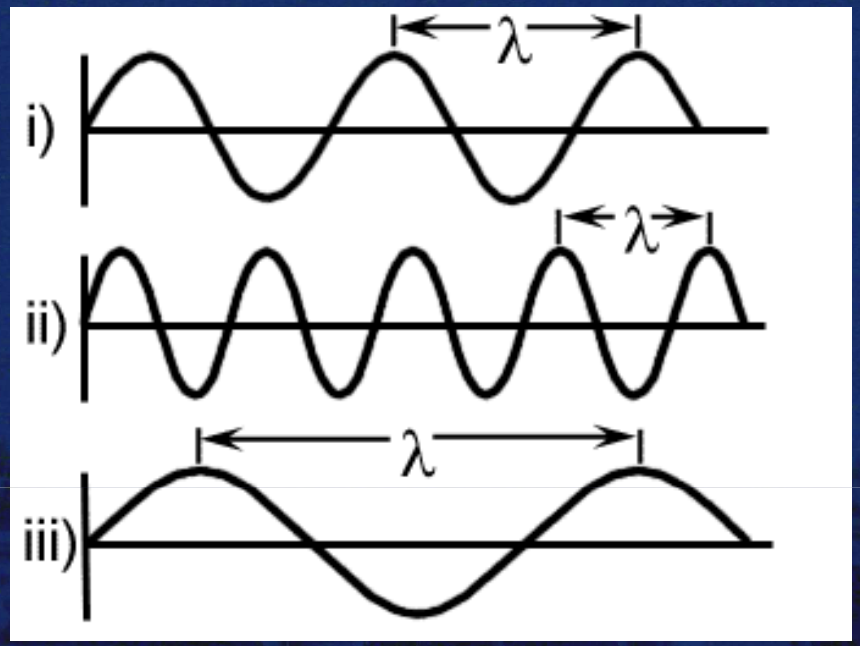
Spectre de fréquences

Bande passante

- Emission continue : Un signal répétitif a une bande passande étroite : fréquence fundamentale + harmoniques.

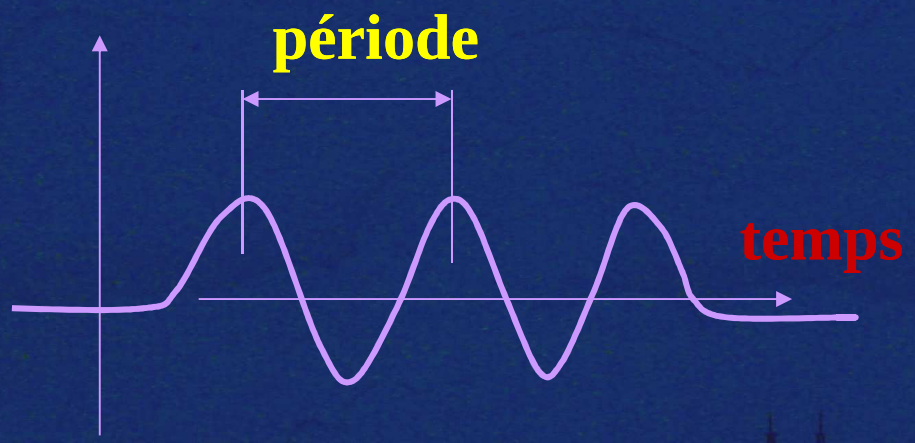
- Emission pulsée : Un signal très court possède une large bande passante. (pas de hauteur musicale) - Intérêt des sondes échographiques large bande (2 à 10 MHz par ex)

Ondes périodiques ou continues



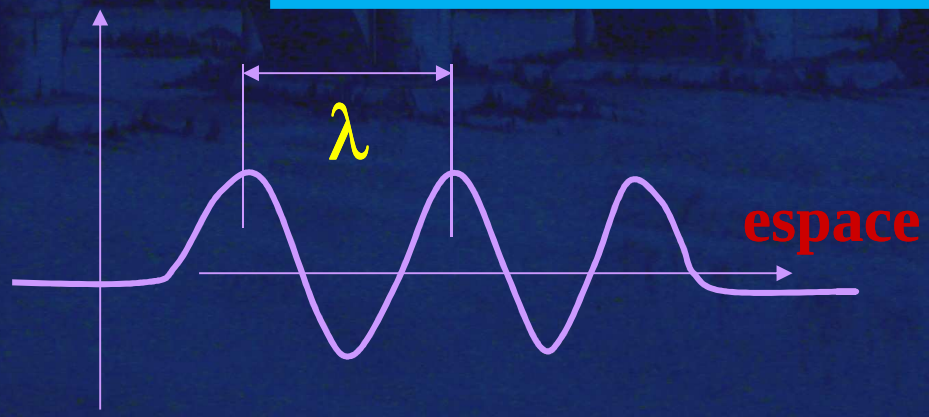
<u>Fréquence</u> f : Combien de crêtes par secondes ?
En Hertz, ou kHz ou MHz (10^6 Hz)
<u>Période</u> T : Durée d'un cycle en s, ms ou µs

Ondes :



Variations de la pression, du déplacement, de la vitesse

longueur d'onde =λ= c / f = c . T

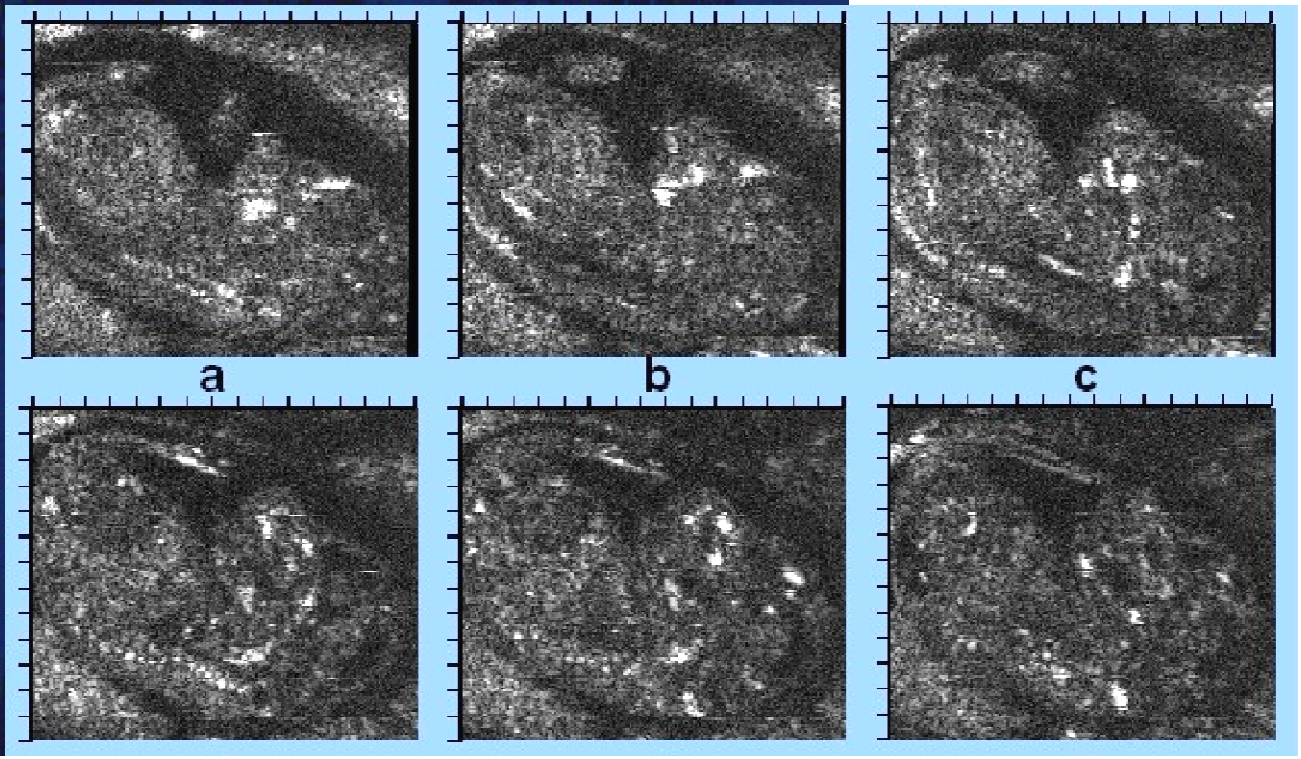


La longueur d'onde est l'échelle de référence pour tous les phénomènes acoustiques : les ordres de grandeur :

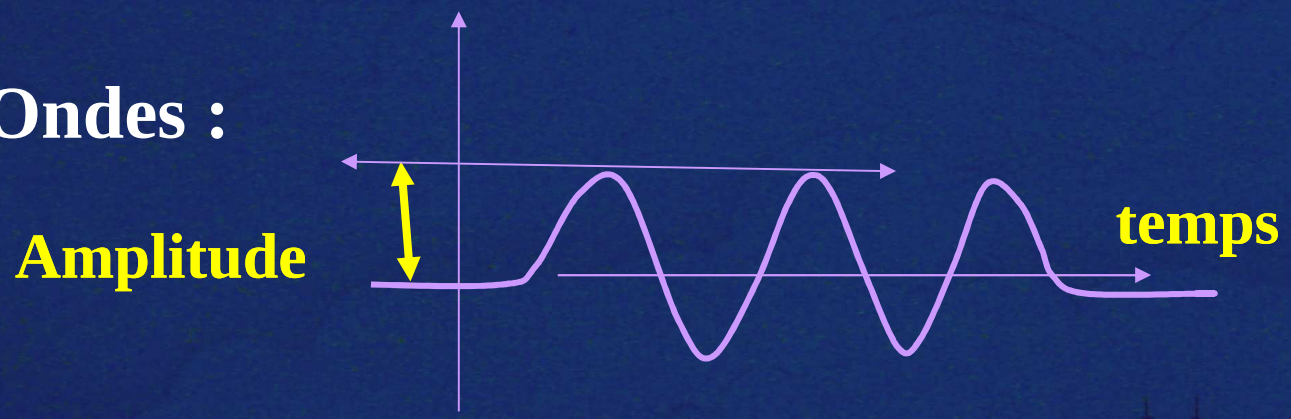
longueur d'onde =λ= c / f

f	λ
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



Ondes :



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 $Z = \rho.c$

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 $kg.m^{-3}.m.s^{-1}$= 1 $kg.m^{-2}.s^{-1}$= 1 Ra

Lord Rayleigh : 1842 - 1919
Theory of Sound : published in two volumes during 1877-1878

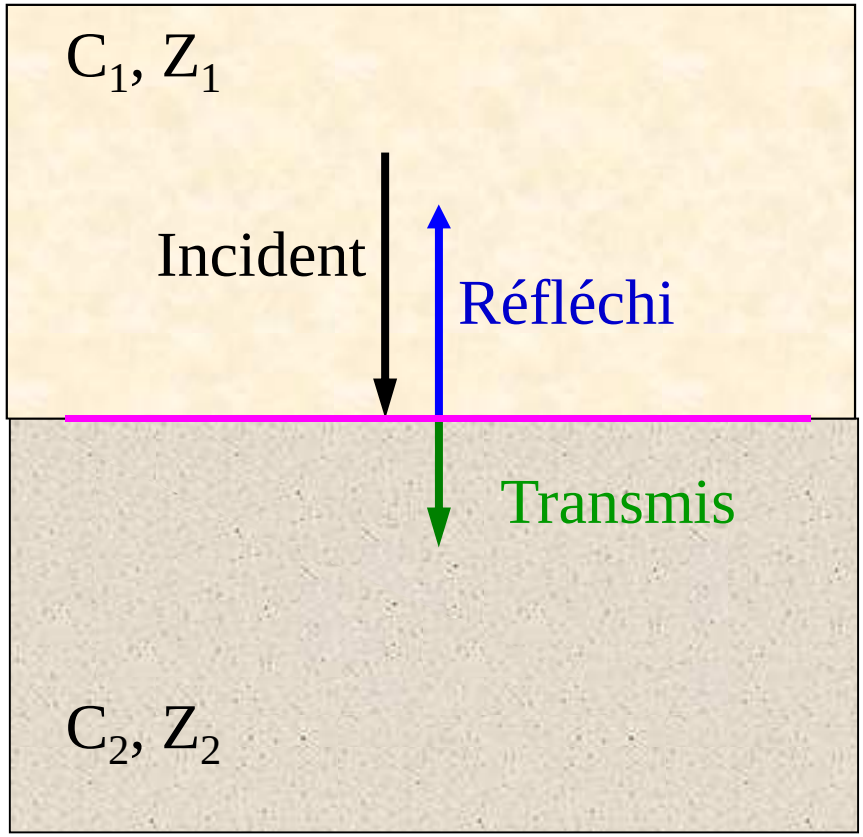
Z air = 1.2 x 344 = 412 Ra

Zeau = 1000 x 1500 = 1.5 MRa

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

$$Z = \rho . c$$

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 :

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

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

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)	1.65×10^6
Lung	1.80×10^6	Blood	1.65×10^6
Fat	1.39×10^6	Nerve (optic)	1.68×10^6
Aqueous humor	1.51×10^6	Muscle	1.73×10^6
Water	1.52×10^6	Lens of eye	1.84×10^6
Brain (25°C)	1.57×10^6	Nylon	2.9×10^6
Skin	1.6×10^6	Skull bone	7.80×10^6
Soft tissue (avg.)	1.63×10^6	Enamel	1.71×10^7
Kidney	1.63×10^6	Diamond	6.3×10^7

C’est pourquoi :

Tissus mous	peu d’échos, le faisceau continue
Os Calcul	gros écho puis plus rien
Air pulmonaire Air digestif	gros écho puis plus rien

Car R + T = 1 : conservation de l’énergie

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 :

Intensité en dB = 10 log (I/I_0) = 10 log (A^2/A^2_0)
soit 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
car $I/I_0 = 1000 = 10^3$

Echelle des dB pour : déci Bel

Exercice :

$p = 200$ Pa **Rq : log 2 = 0,3**

$p_0 = 10^5$ Pa

Que vaut p en dB par rapport à p_0 ?

Echelle des dB pour : déci Bel

Exercice :

$p = 200$ Pa

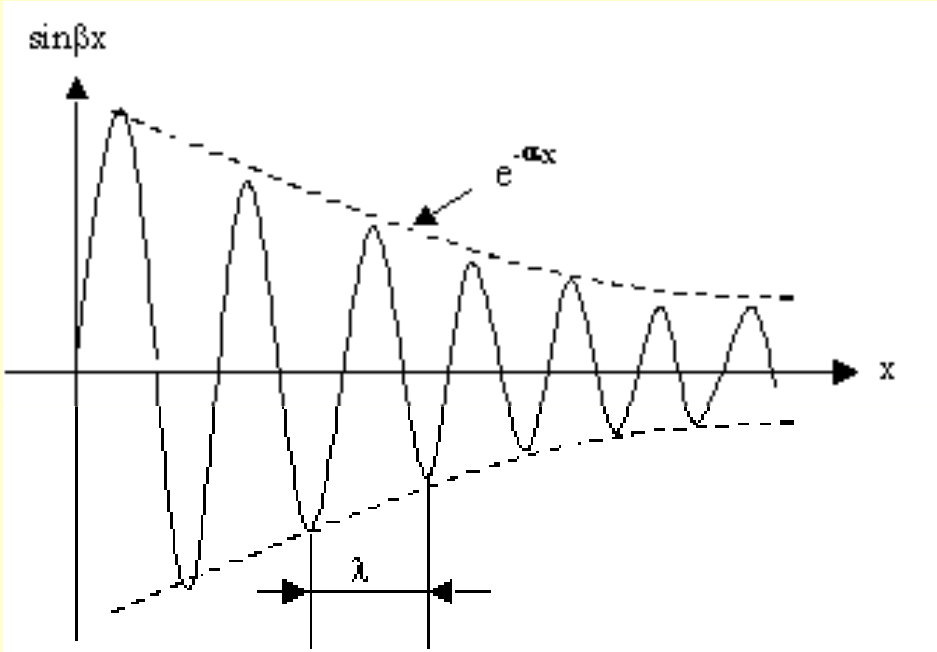
Rq : log 2 = 0,3

$p_0 = 10^5$ Pa

Que vaut p en dB par rapport à p_0 ?

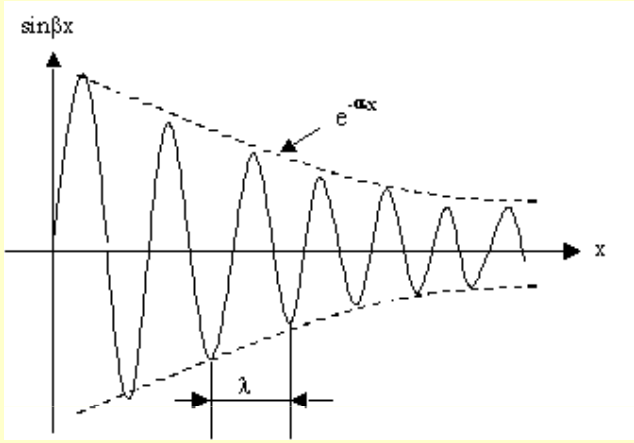
Réponse : $p/p_0 = 2.\ 10^2/10^5 = 2.\ 10^{-3}$
Donc $\log (p/p_0) = 0,3-3 = -2,7$
Donc $p/p_0 = 20 \times -2,7 = -54$ dB

Atténuation des ondes ultrasonores



L'amplitude diminue avec la propagation

Atténuation des ondes ultrasonores

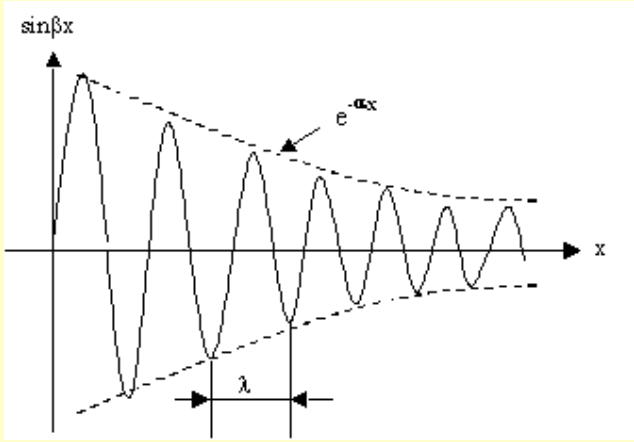


$$I(x) = I_0.\exp(-\alpha.x) = I_0.\exp(-\beta.fx)$$

α en cm-1 et proportionnel à la fréquence

$\alpha = \beta.f$ β typique 1 dB /cm/ MHz

Atténuation des ondes ultrasonores



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

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

L’atténuation amène à faire le compromis :

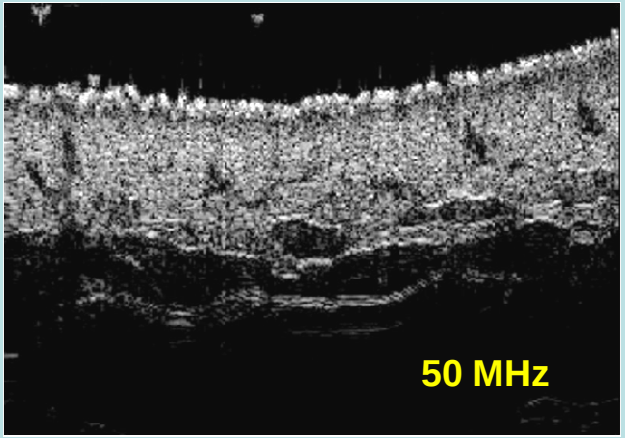
Profondeur / Résolution

Plus haute fréquence = plus petite longueur d’onde

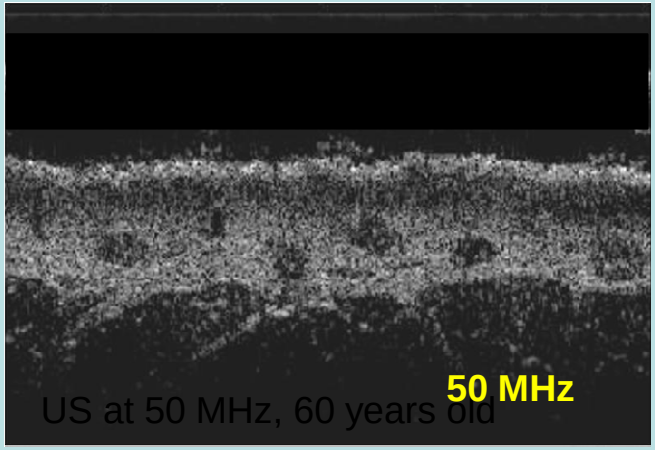
= meilleure résolution = moins de pénétration

Exploration du vieillissement et de la régénération cutanés à 50 MHz

1 mm



Avant-bras 25 ans



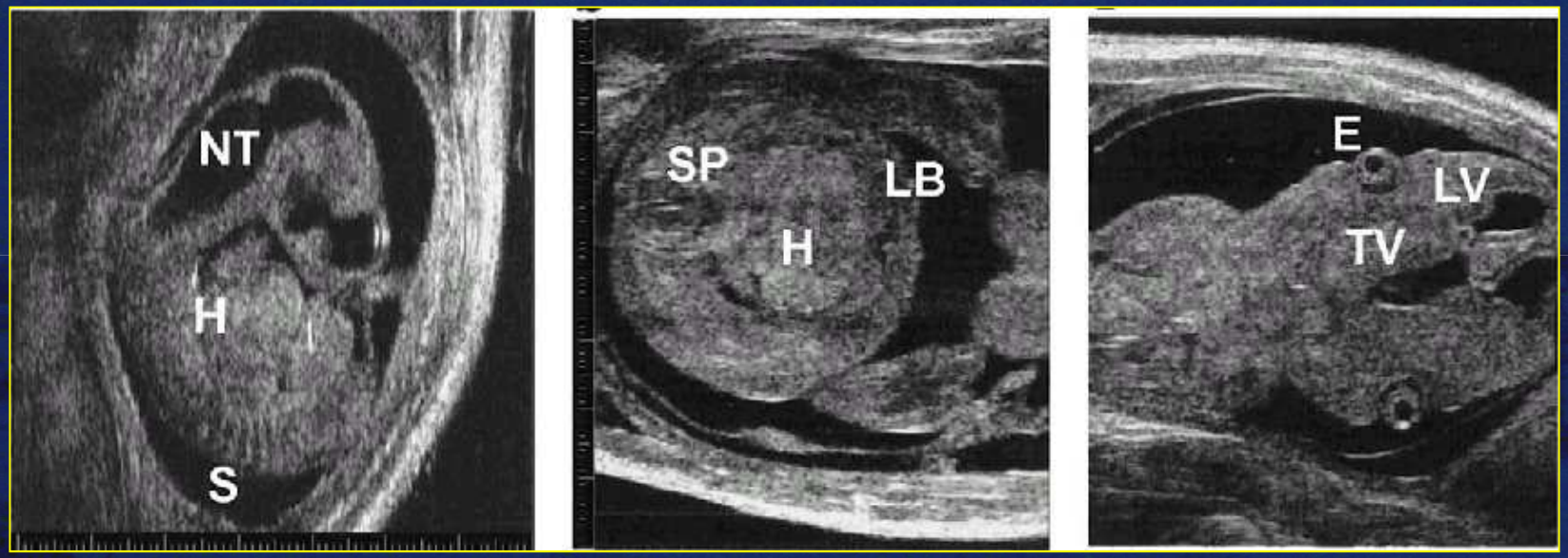
Avant-bras 60 ans

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

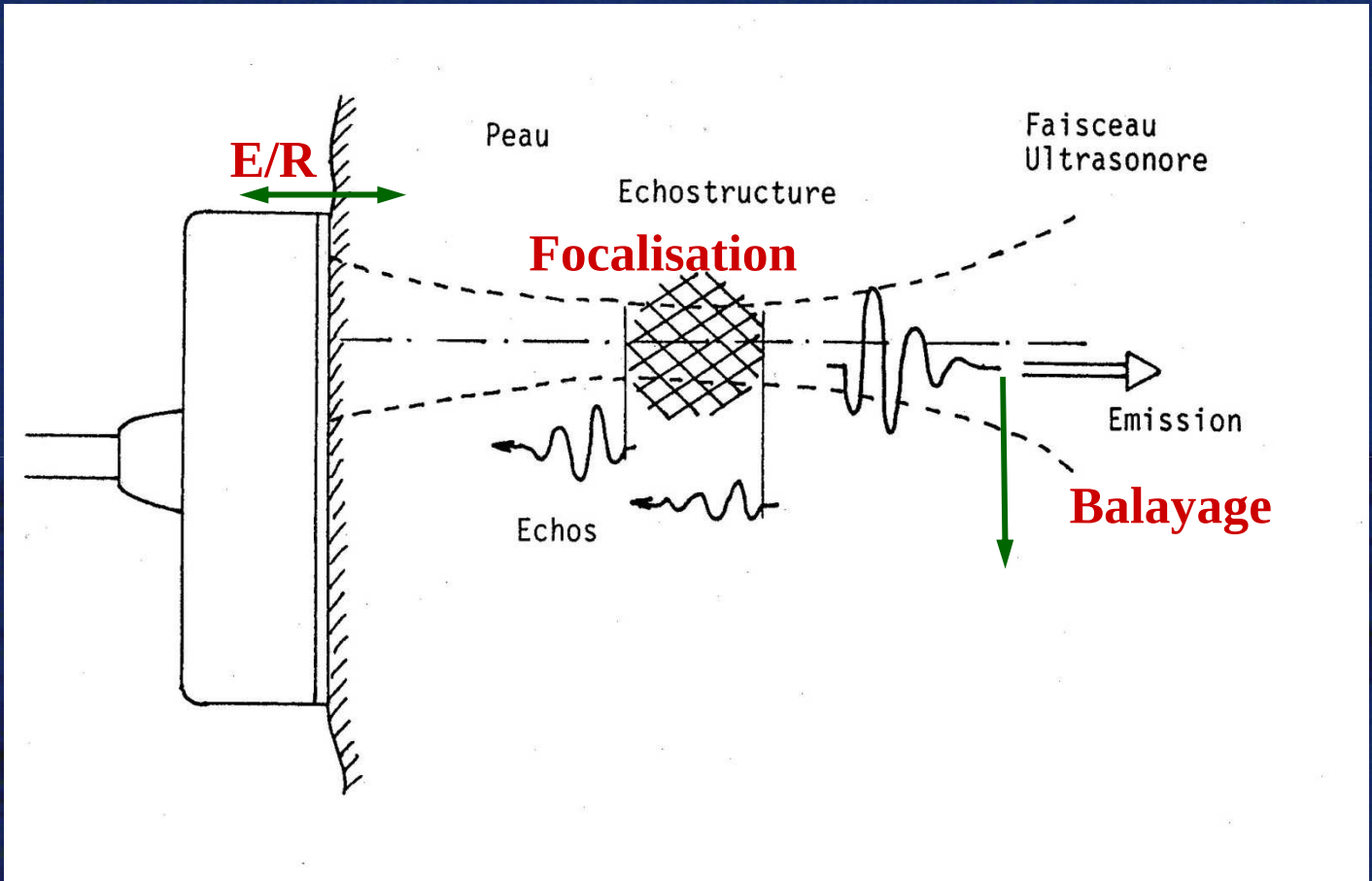
Biologie du développement du fœtus chez la souris:
11.5 et 13.5 jours



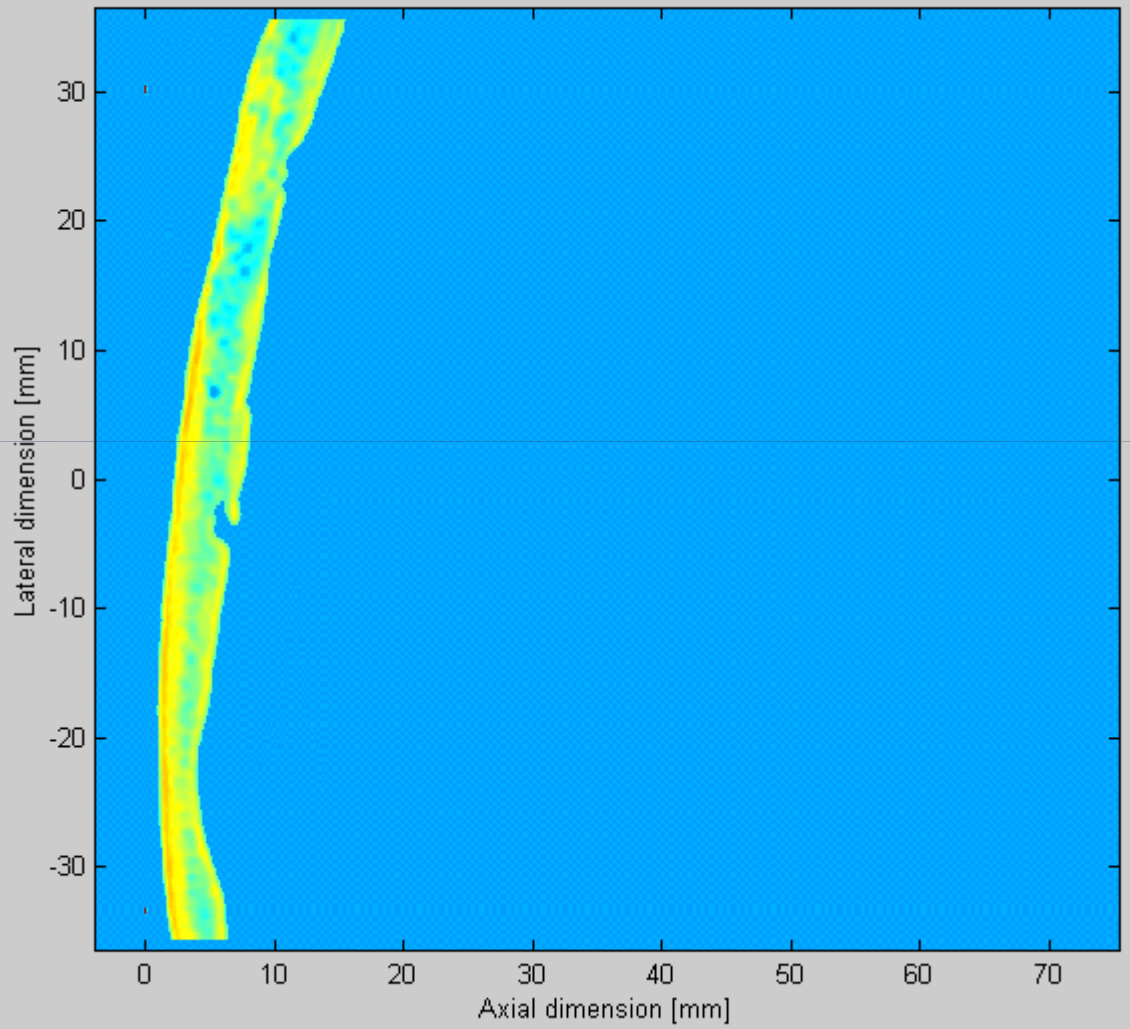
a) 11.5 jours : tube neural NT, cœur H, ébauche colonne vertébrale S
b) 13.5 jours (section transversale): ébauche membres, cœur, colonne vertébrale
c) 13.5 jours : ventricules cérébraux LV, TV, yeux E.

Faisceau et transducteurs

Les 3 fonctions des capteurs

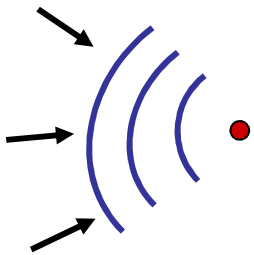


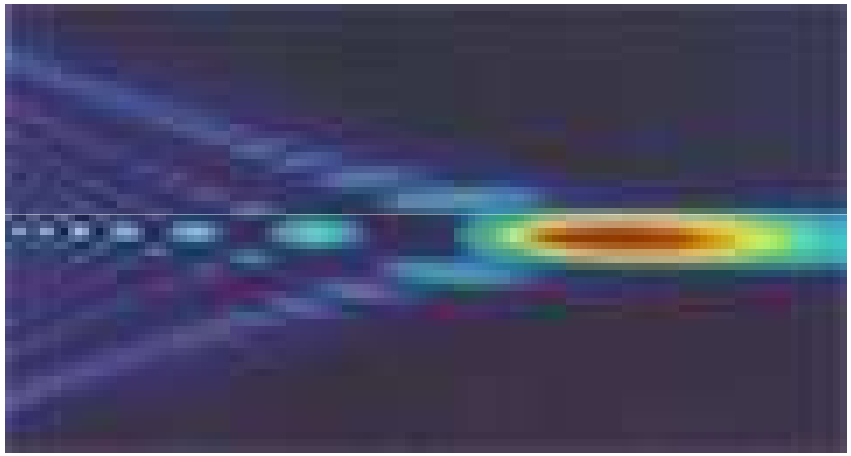
Propagation d'une onde



Focaliser une onde :

c'est faire en sonde que toutes les contributions arrivent simultanément





Les effets de la diffraction viennent limiter la taille de la zone focale à quelques longueur d'ondes

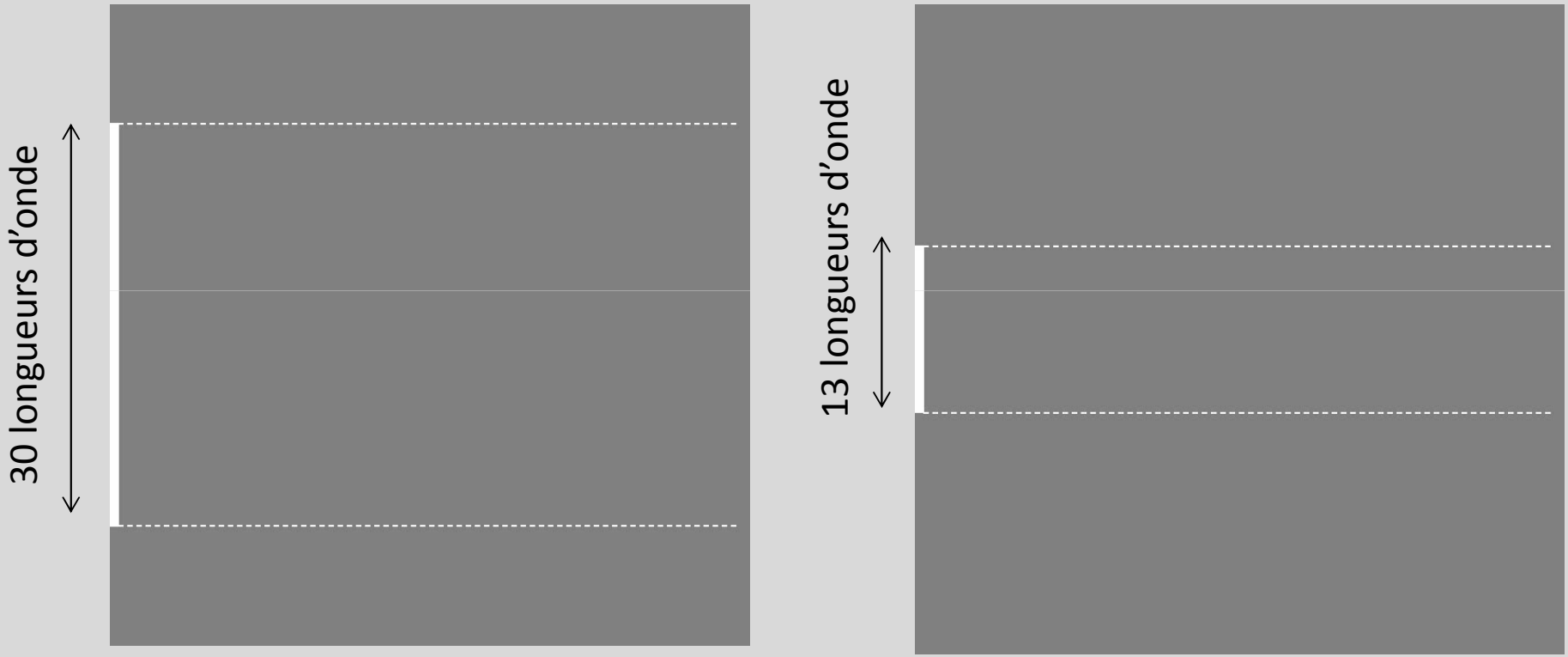
Focalisation et résolution latérale

Les images 2D (et 3D) sont reconstruites le long de lignes parallèles à la direction de tir

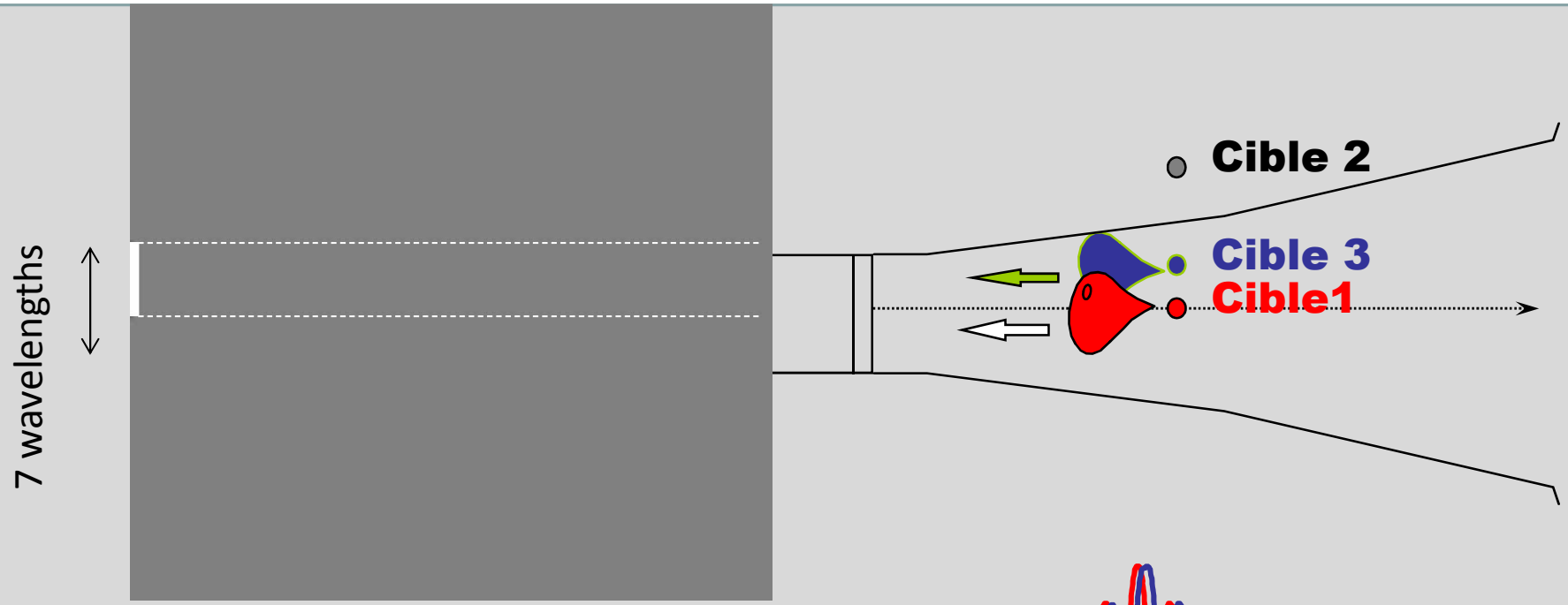
Est-ce que les 'lignes' ultrasonores existent ?

NON ! **diffraction**

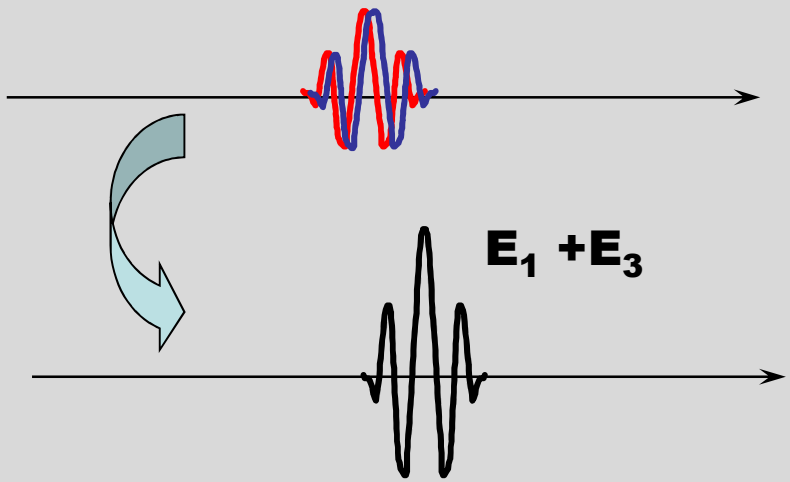
Problème: la diffraction rend impossible la réalisation de faisceaux collimatés longs et ‘fins’



Courtesy from E. Bossy -ESPCI



Résolution latérale : distance minimale séparant deux cibles sur l'axe pour que leurs images soient séparées.

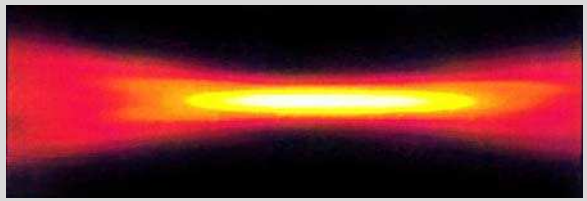


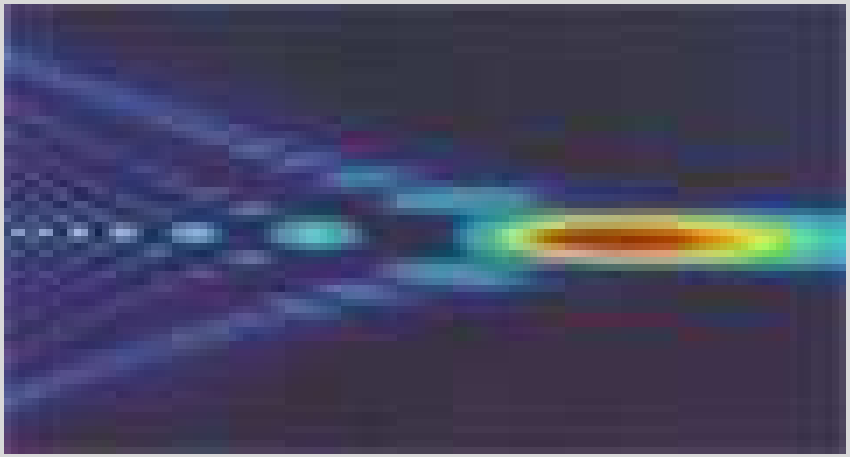
La résolution latérale dépend de la largeur du faisceau

Solution: focaliser les ultrasons …. mais comment?

Méthodes de focalisation :

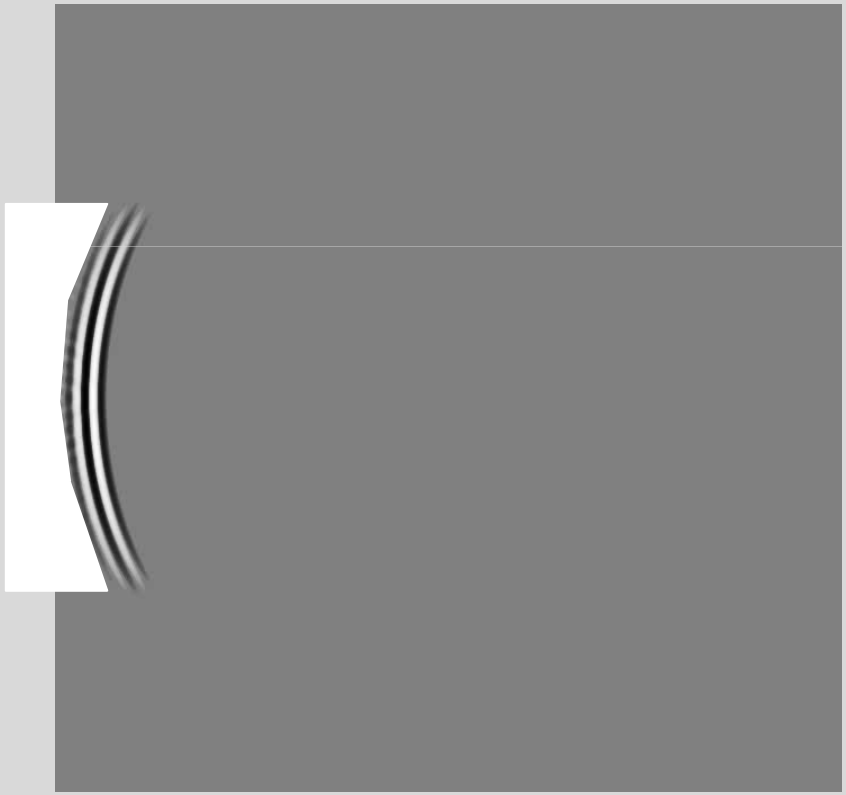
- Courber la surface du transducteur
- Lentille acoustique
- Focalisation électronique





Comment focaliser les ultrasons?

1- Utiliser un transducteur mono-élément sphérique: focalisation géométrique



Formes de faisceau

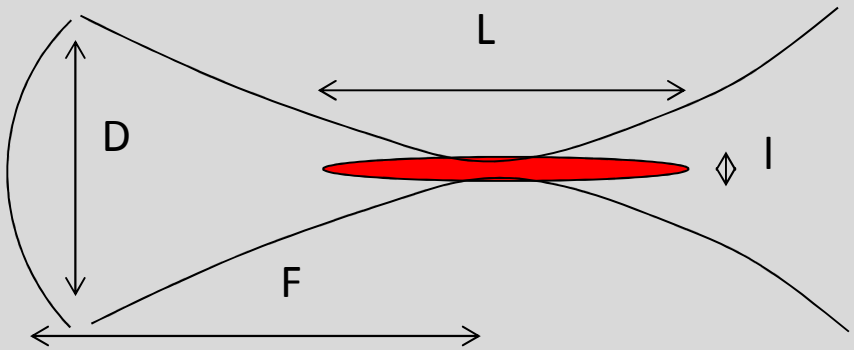
Transducteur focalisé mono-élément

The region where the ultrasound amplitude is "significant" has a cigar shape

If significant means "more than half the maximum amplitude", the dimensions of the cigar shape are given by :

$$l_{-6dB} \approx \lambda . \frac{F}{D}$$

$$L_{-6dB} \approx 7 . \lambda . \left(\frac{F}{D} \right)^2$$



F : focal length
D: transducer diameter

Example

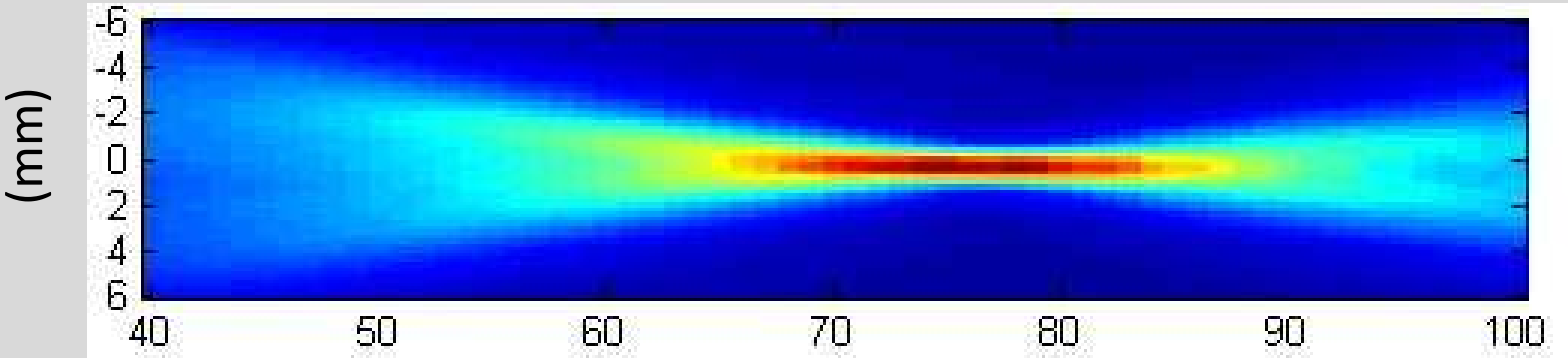
f = 3.5 MHz
D=3.0 cm
F=7.0 cm

→

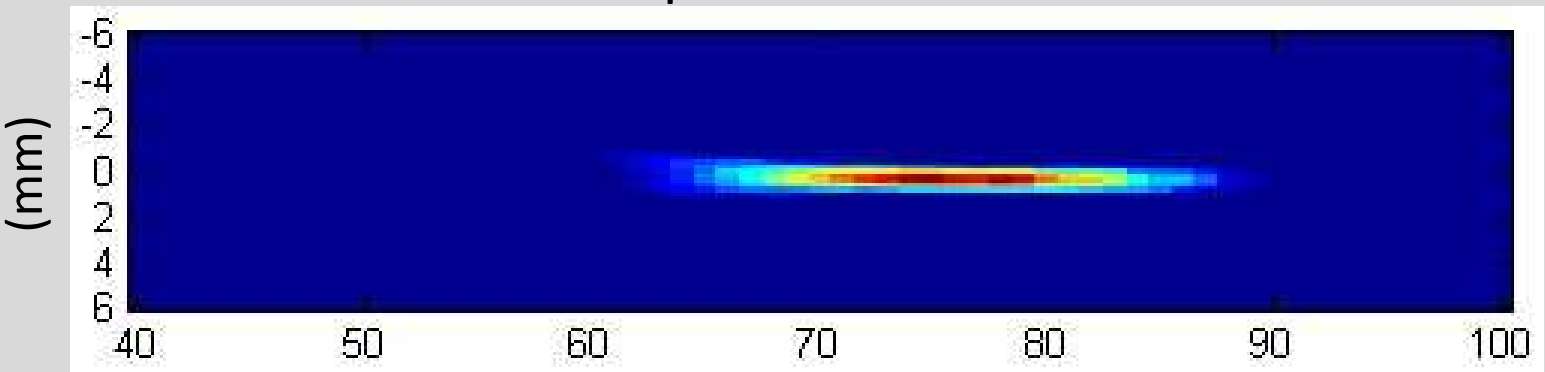
l = 1 mm
L = 16 mm

Faisceau expérimental (Sonde 3.5 MHz)

Cartographie d'amplitude



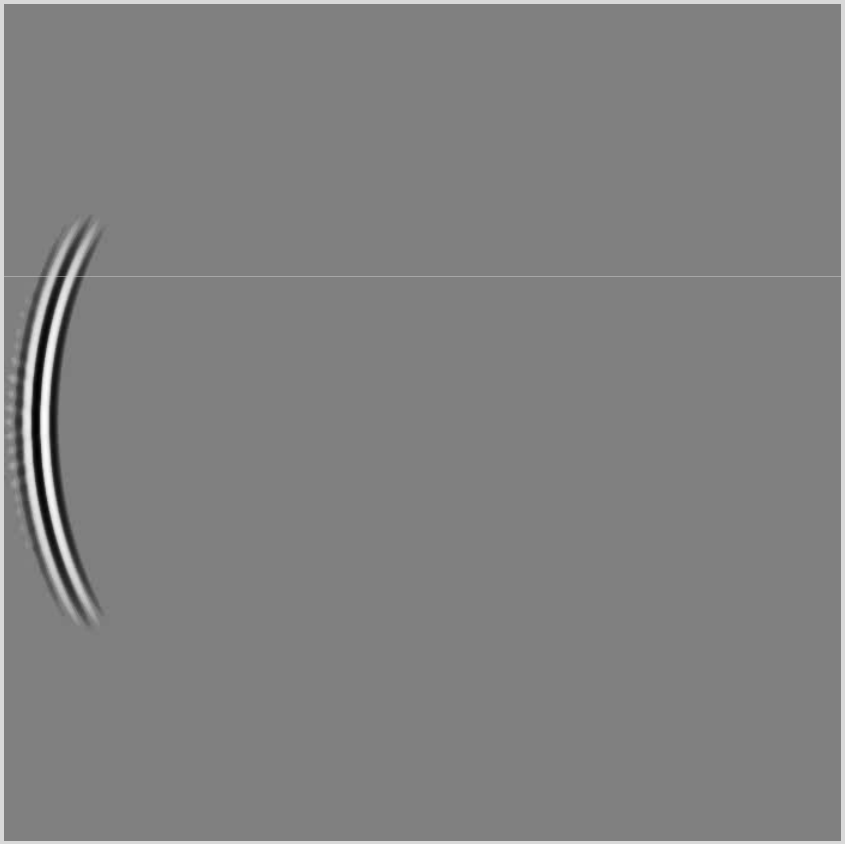
Amplitude > -6 dB



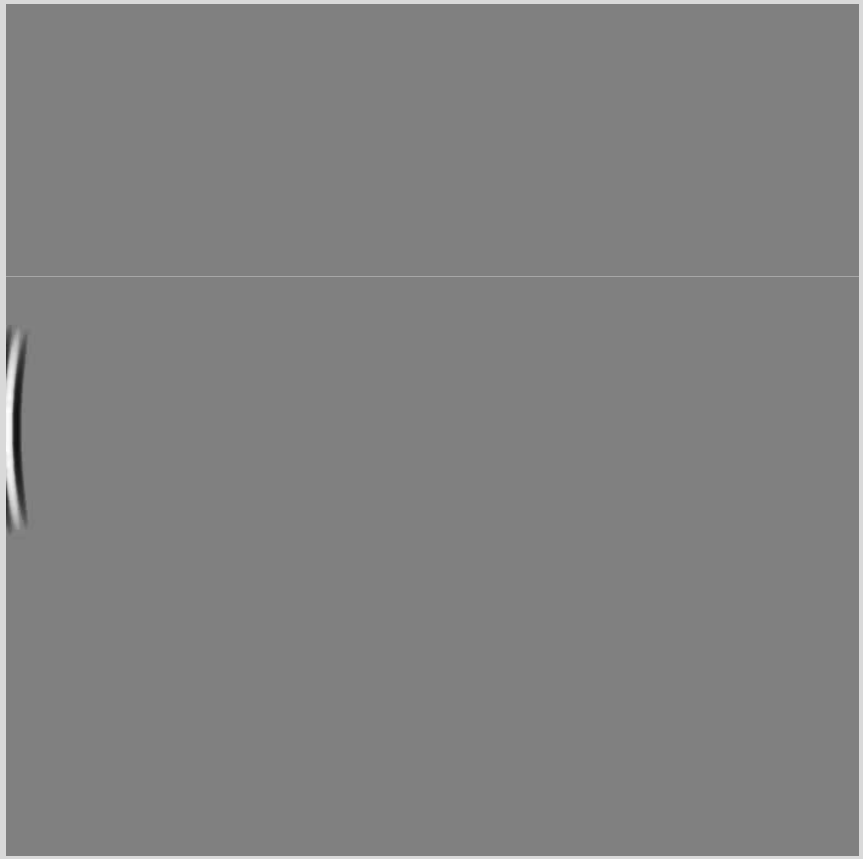
Distance from the probe (mm)

Faisceau simulé (E. Bossy)

$$l_{-6dB} \approx \lambda . \frac{F}{D}$$



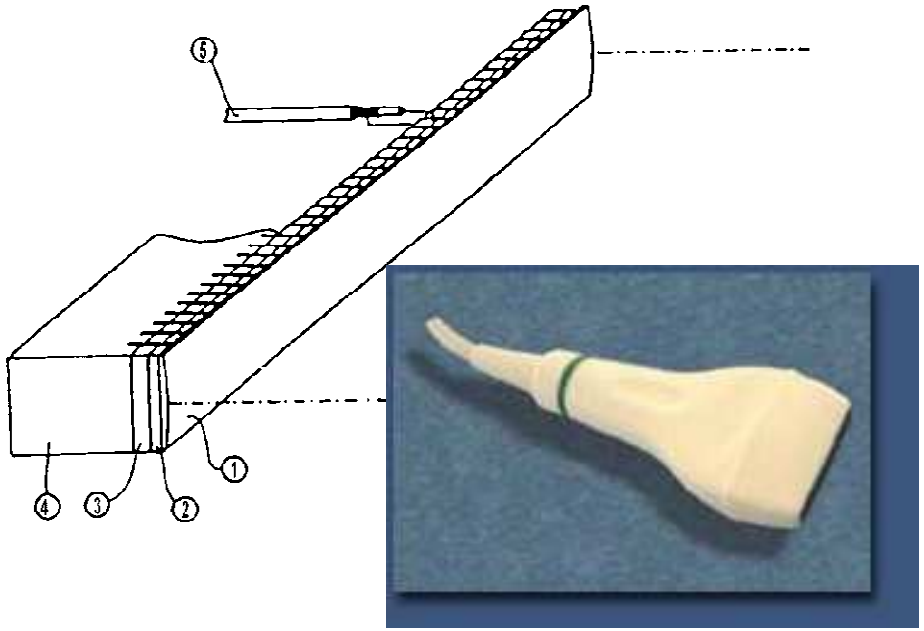
Diamètre de la source = 30 λ



Diamètre de la source = 13 λ

FOCALISATION ELECTRONIQUE = UTILISATION DE BARRETTES

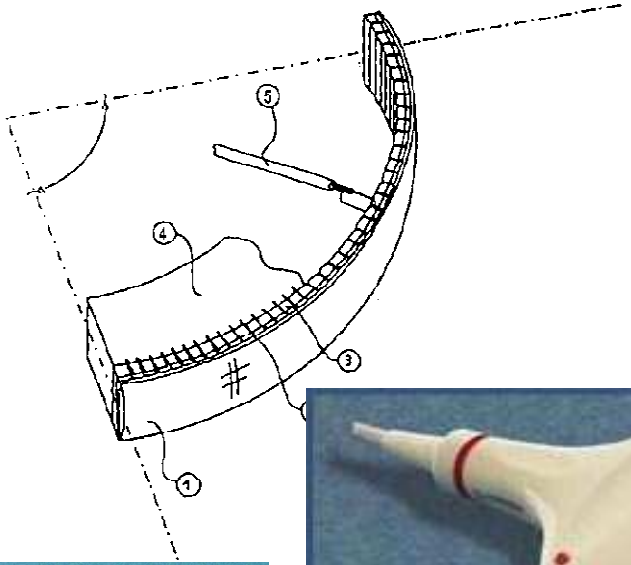
barrette linéaire plane

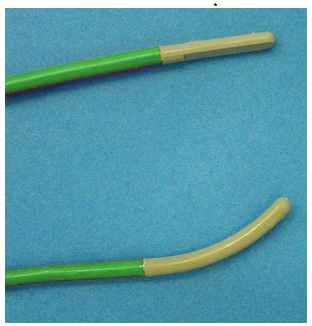


vermon.com

1 lentille acoustique
2 lame adaptatrice
3 transducteur piézo-électrique
4 milieu arrière
5 ligne coaxiale

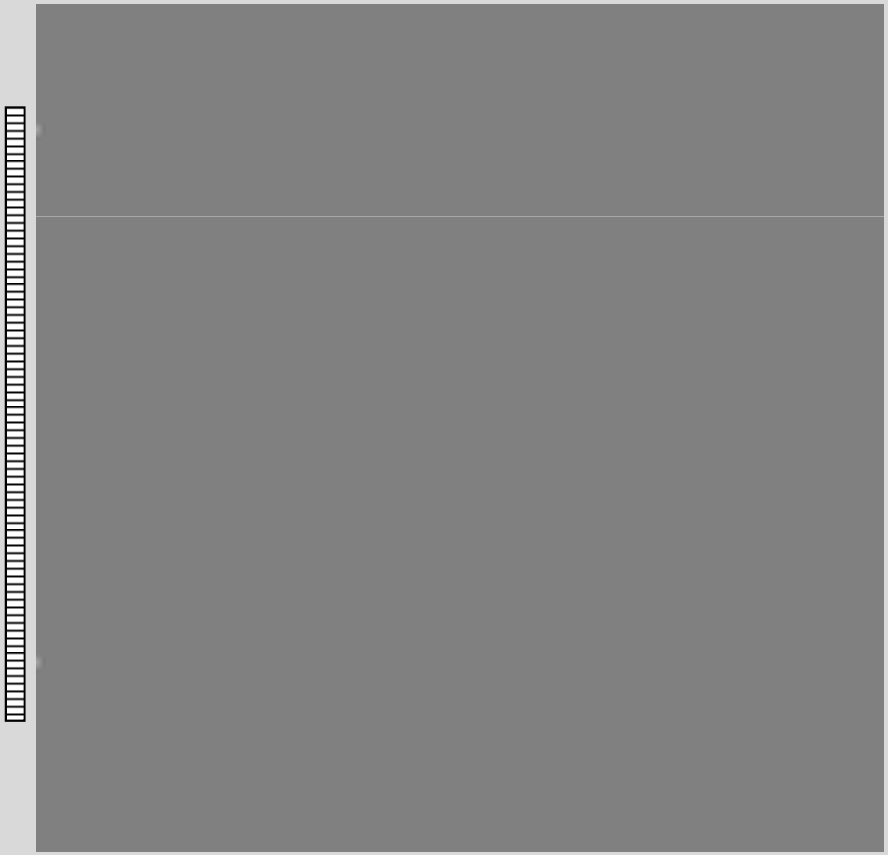
barrette courbe



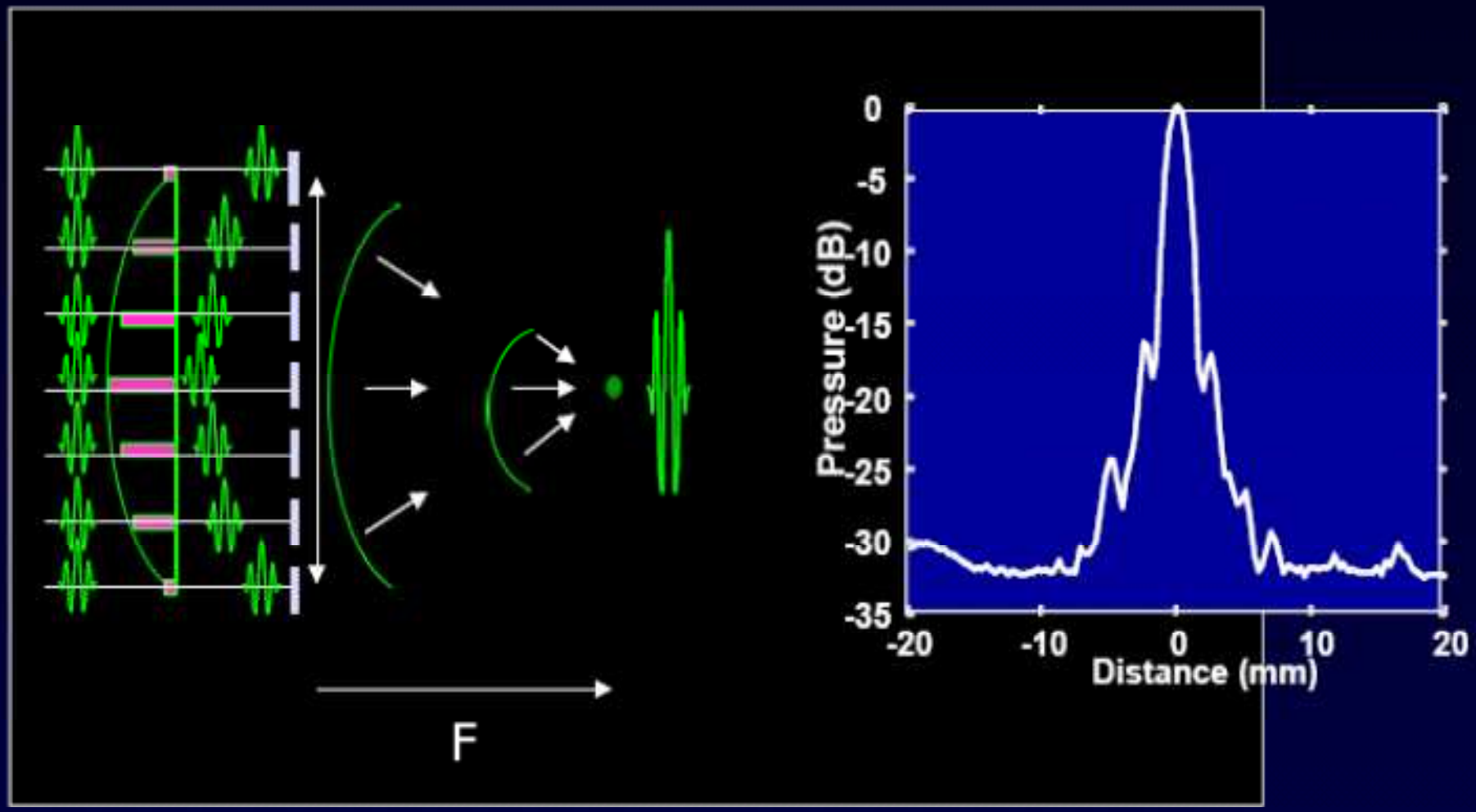


Ultrasonic focusing

Comment focaliser un faisceau ?
En utilisant comme source une barrette de transducteurs indépendants retardés seloi une loi sphérique.

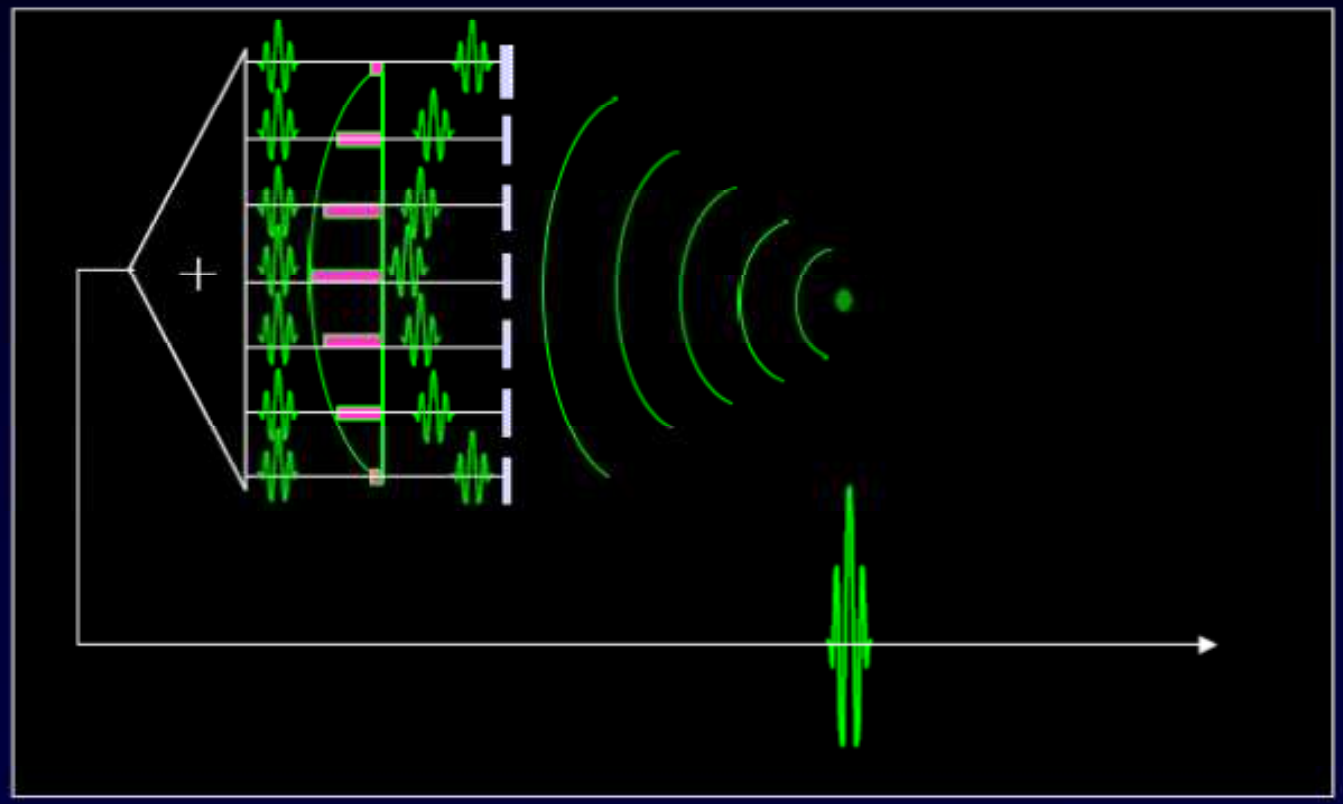


Focalisation l 'émission



Focalisation par retards analogiques ou numériques

Focalisation dynamique en réception



Focalisation par retards analogiques ou numériques

Améliorer la résolution latérale :

$R_L = \lambda$. Focale / ouverture

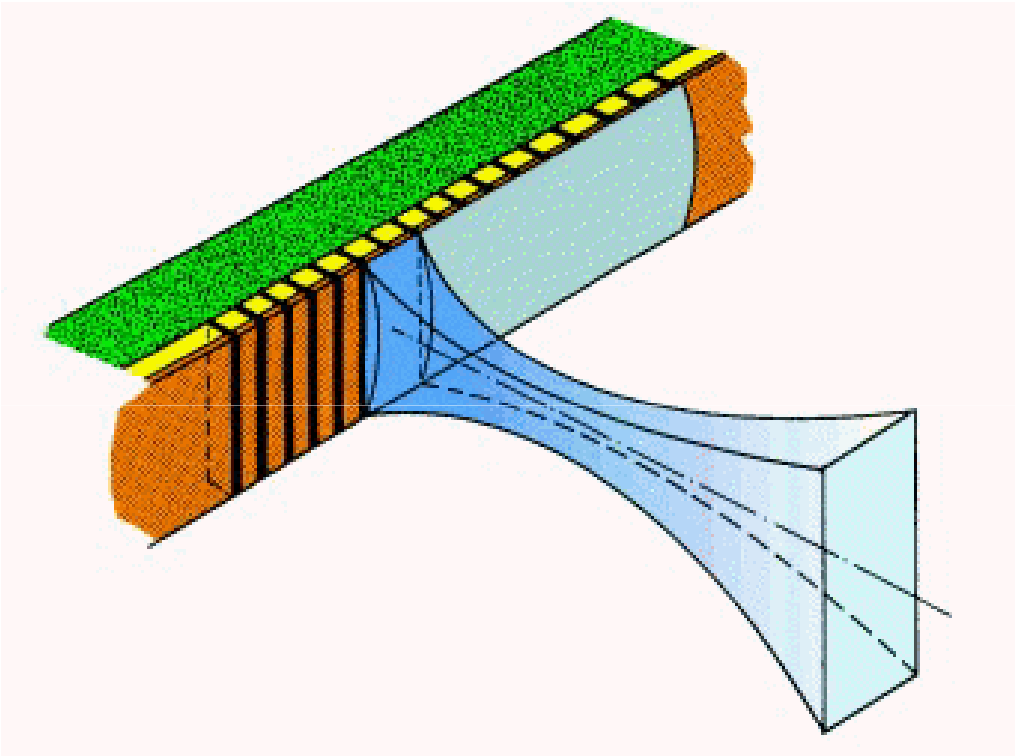
Il faut donc

- **Diminuer la longueur d'onde soit augmenter la fréquence (Pb profondeur)**
- **Diminuer la focale, mais elle dépend de la profondeur de la cible**
- **Augmenter l'ouverture (Pb taille du contact sonde – patient)**

Par ailleurs, des écarts dans la vitesse de propagation peuvent venir rompre la sphéricité des ondes (mauvais patients, nodules graisseux)

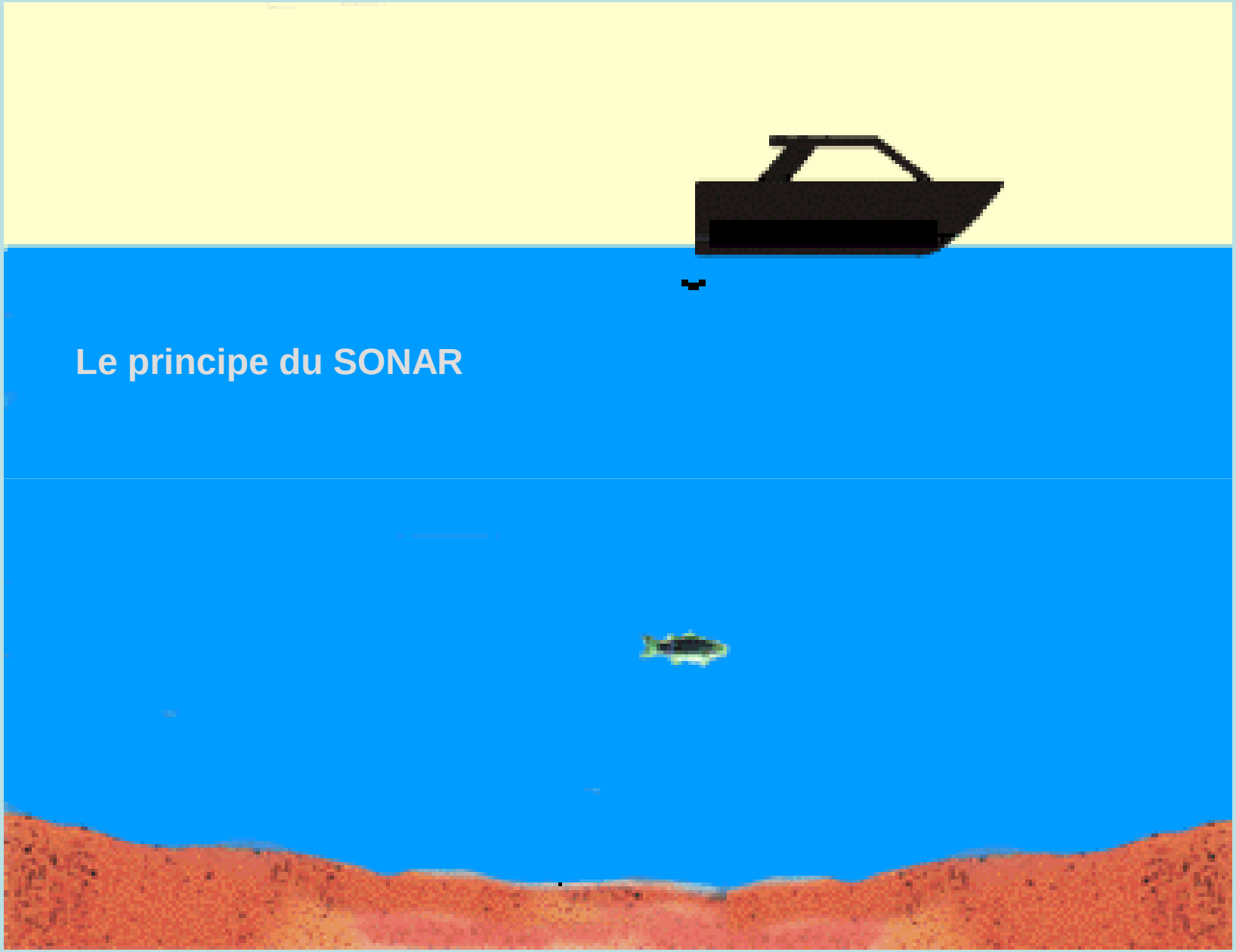
Une focalisation trop poussée donne une profondeur focale faible

Focalisation azimutale sur barrette 1D

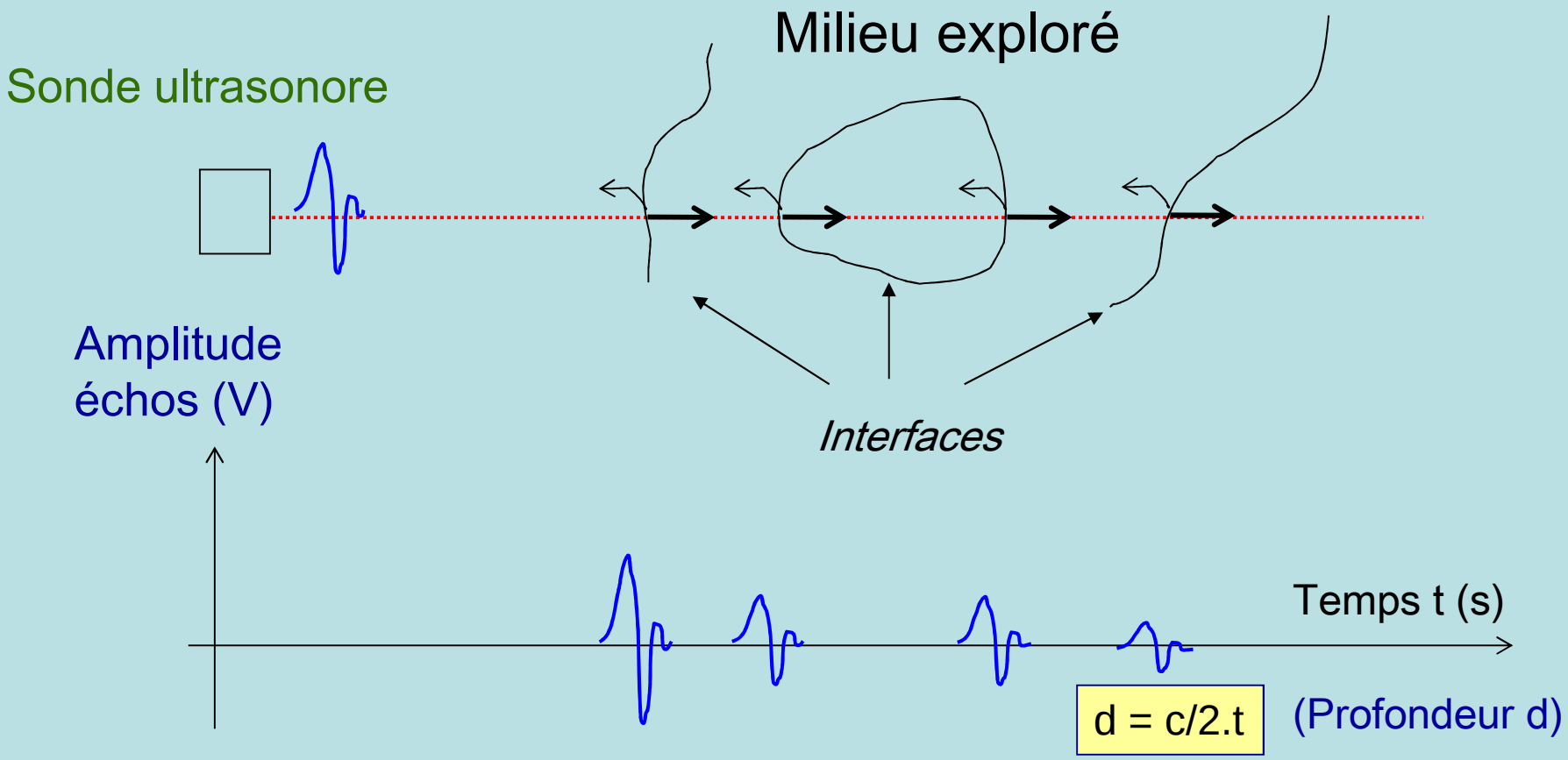


La lentille cylindrique permet de limiter l'épaisseur du plan de coupe dans la zone de la profondeur focale

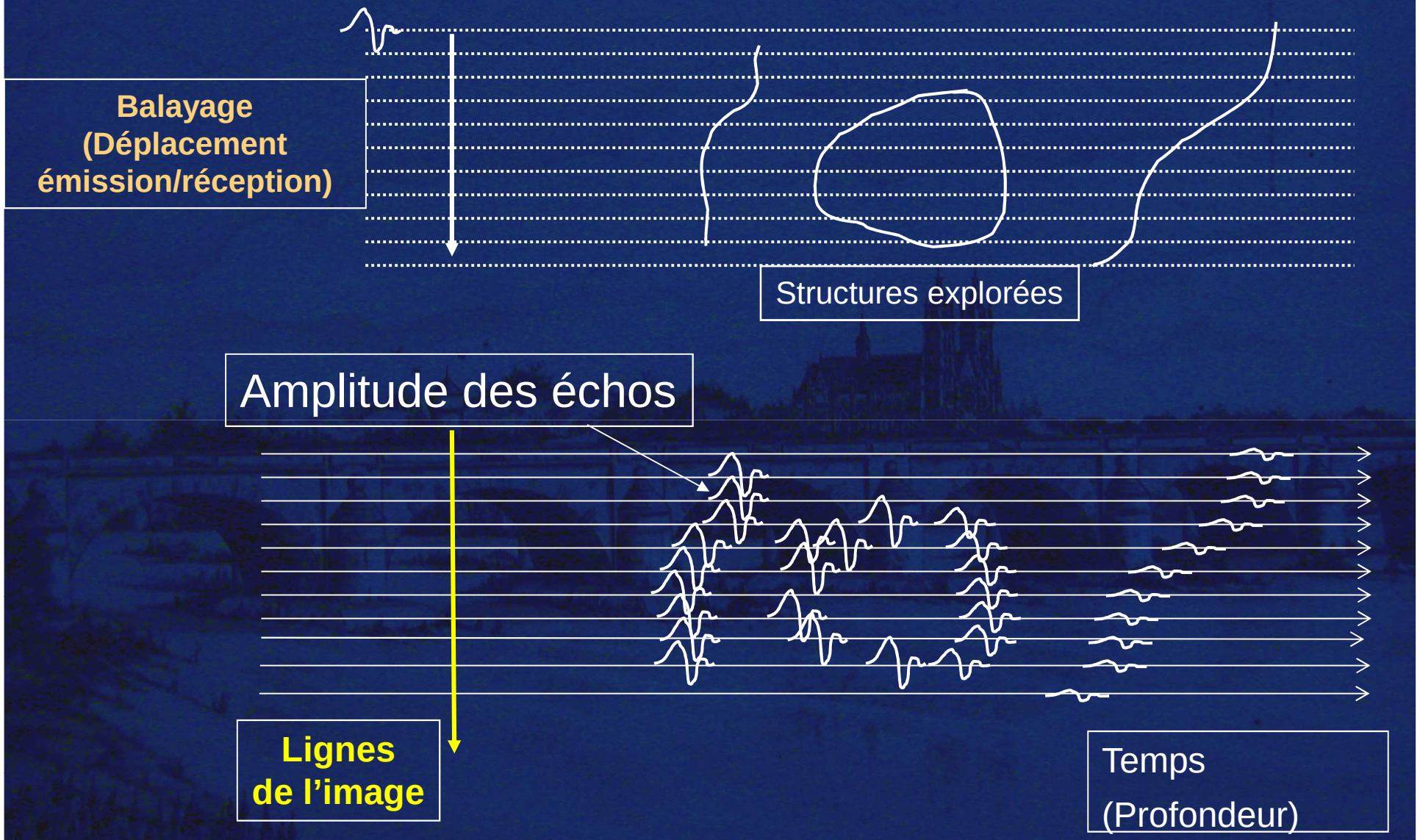
Formation de l’image


Le principe du SONAR

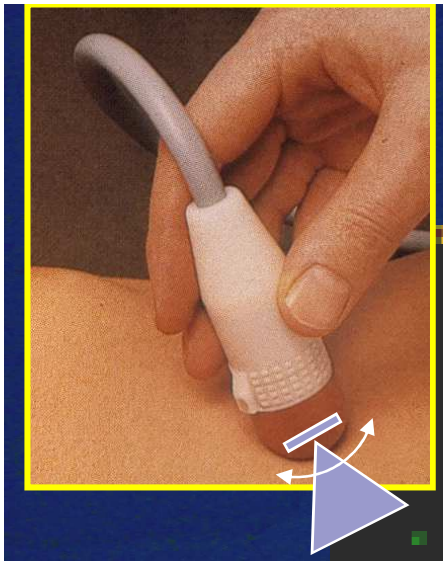
Formation d'une ligne échographique

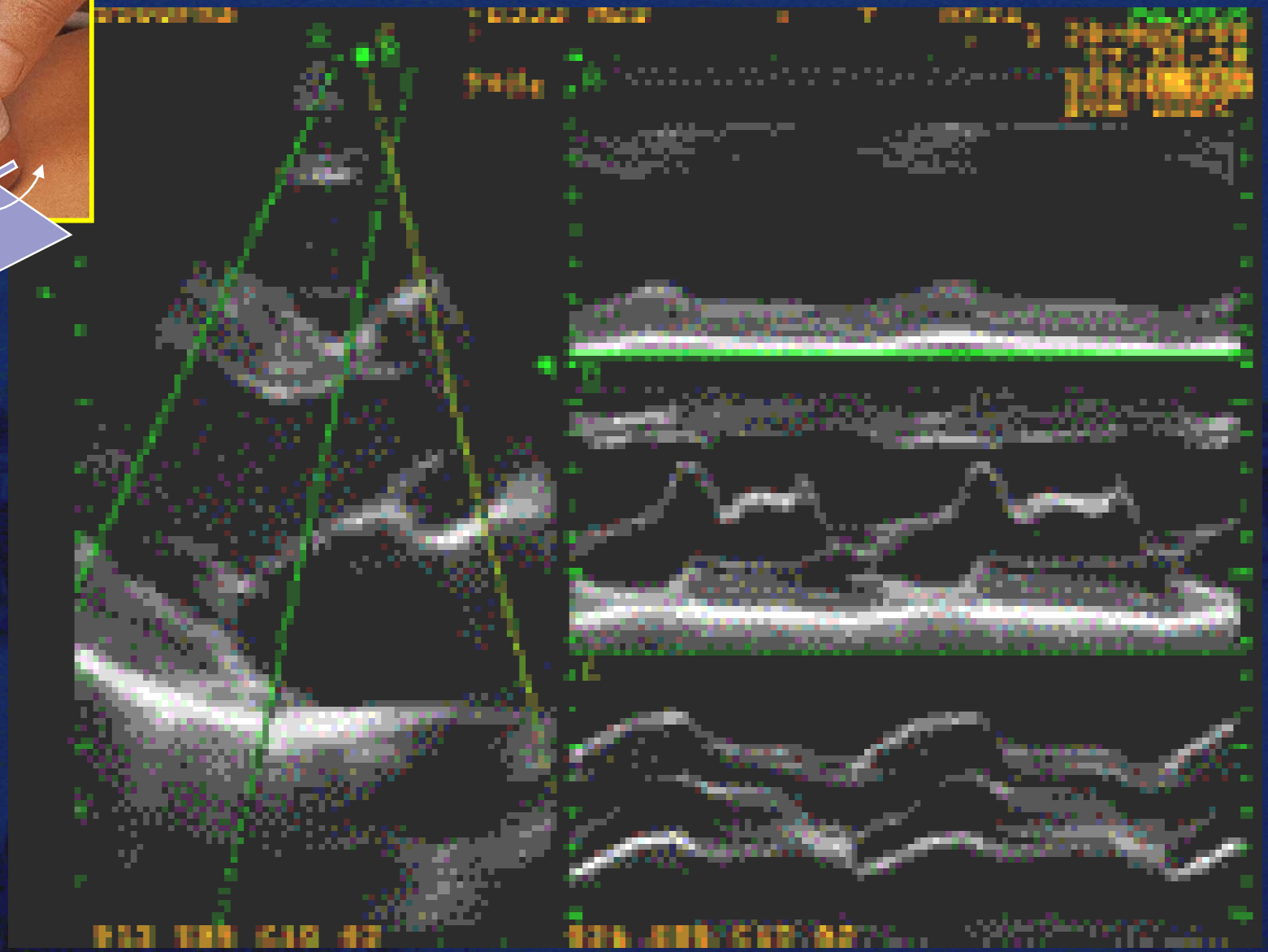


Formation de l'image en échographie-Doppler



Balayage mécanique rapide
Echocardiographie et Temps/Mouvement TM



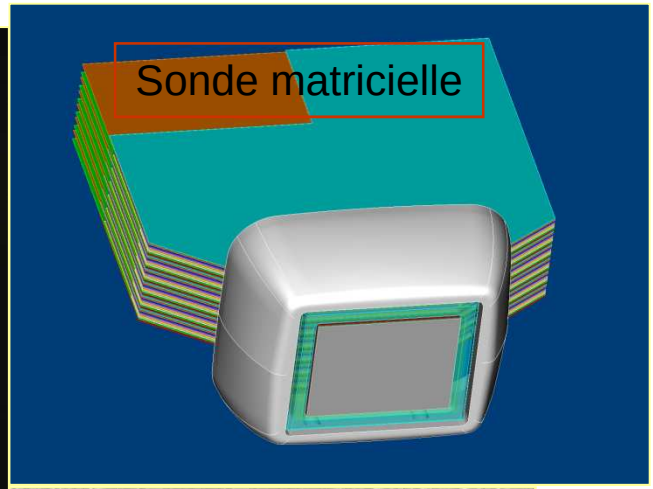


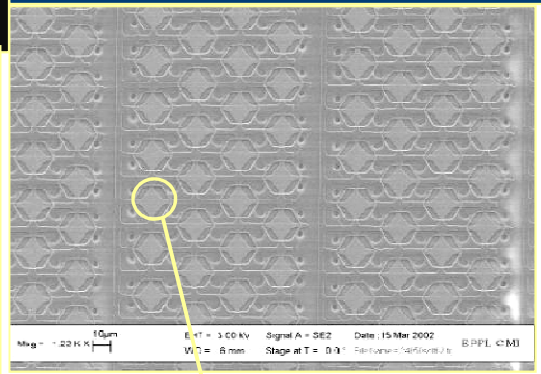
Balayage mécanique

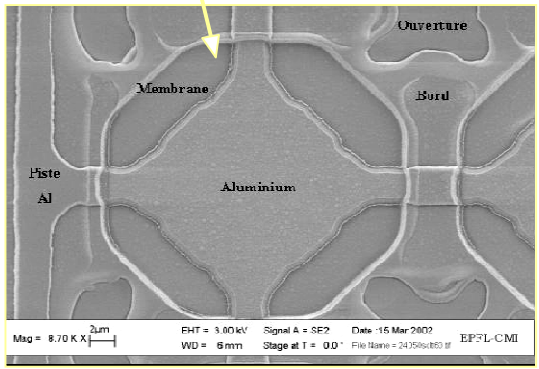
Appareil et sonde d'imagerie haute résolution

20 à 45 MHz

Imagerie 3D et 4D (3D + temps)



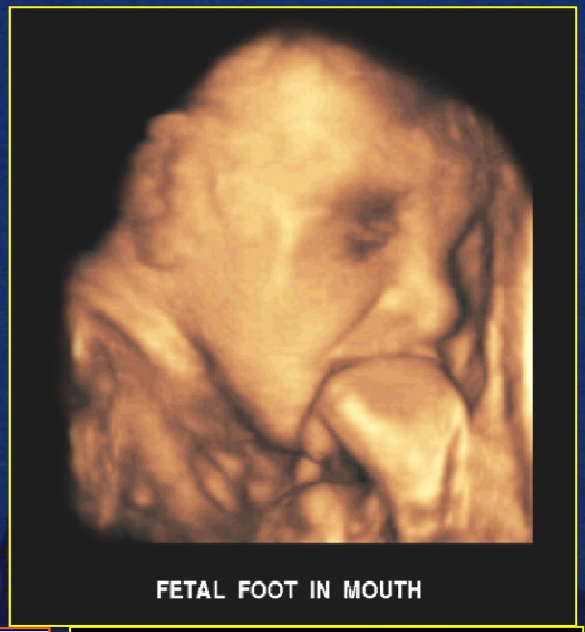




Capteurs diélectriques Micro-capacités

40µ en Silicium (rétines US)

3D rendu de surface



Sémiologie Echographique

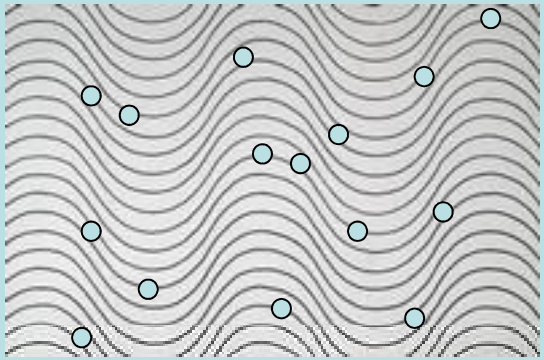
Les milieux liquides sont homogènes (le plus souvent)

donc anéchogènes

- Le sang
- L'amnios
- L'urine
- La bile

- Les épanchements (plèvre, péricarde, ascite)

Rayleigh Scattering

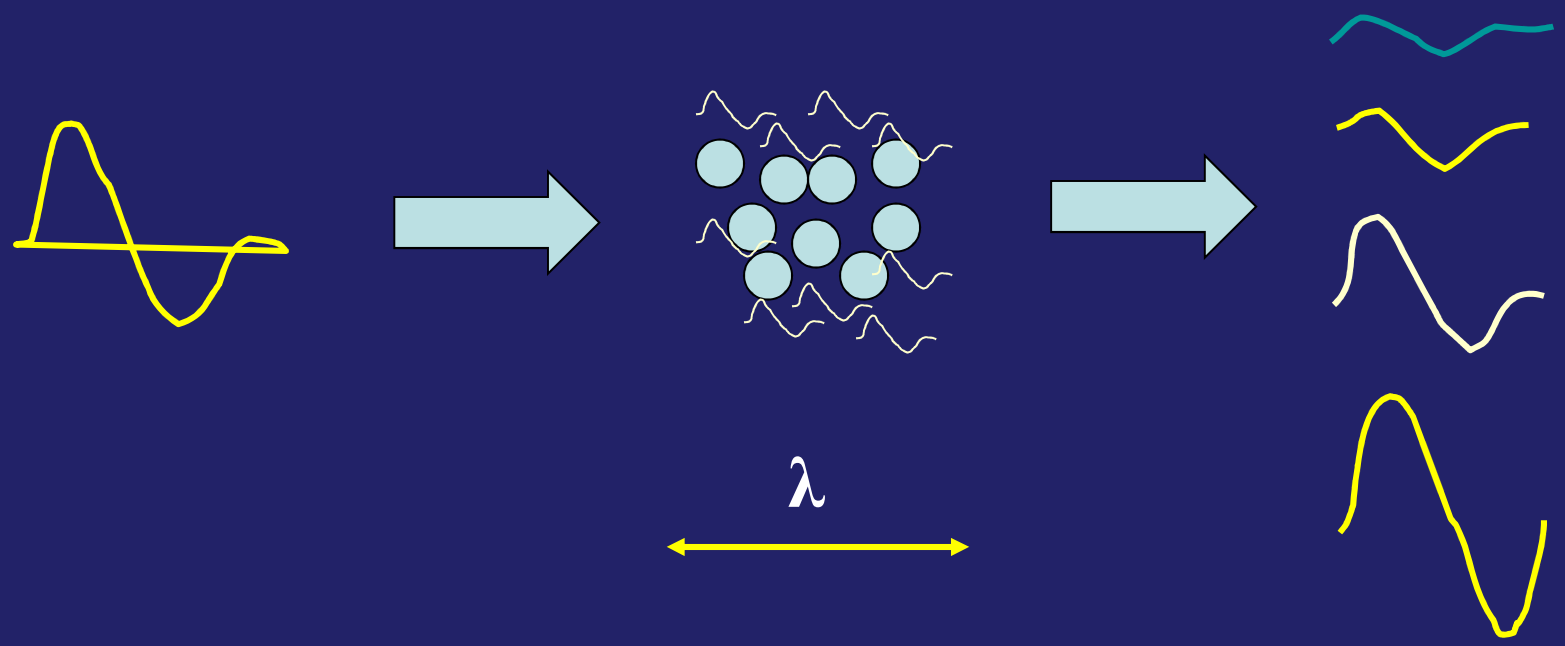


Inhomogéneités beaucoup plus petites que la longueur d'onde

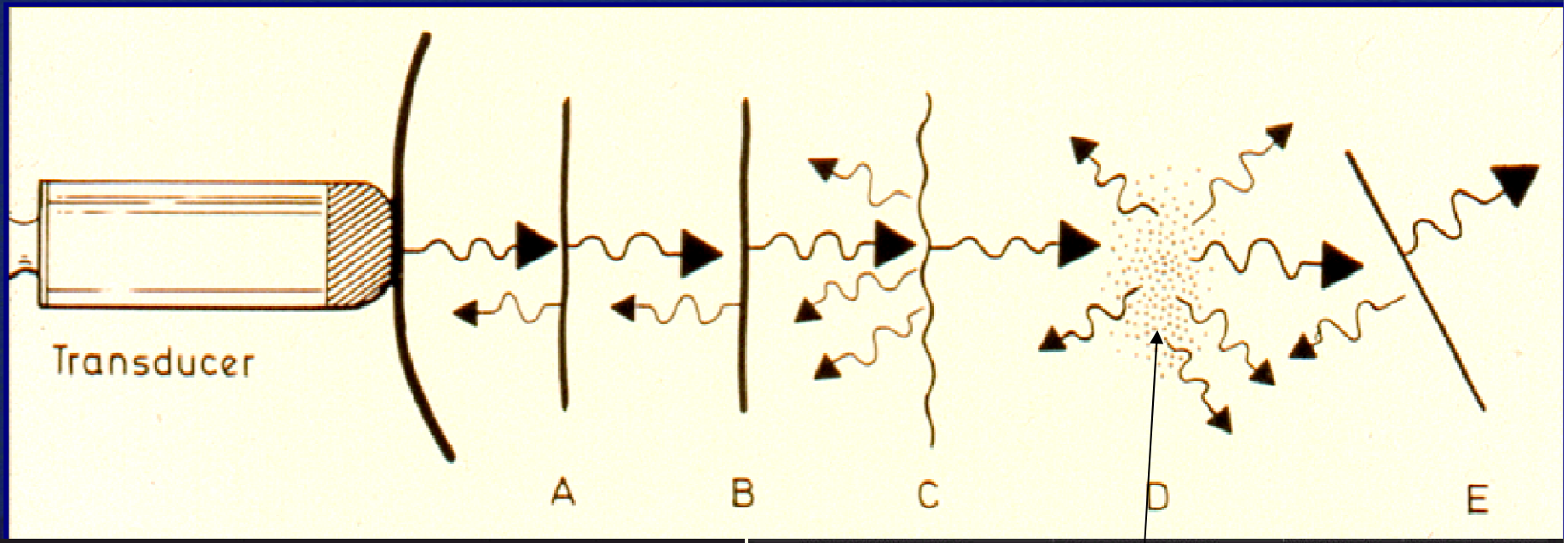
ρ_0, κ_0 **Milieu moyen**

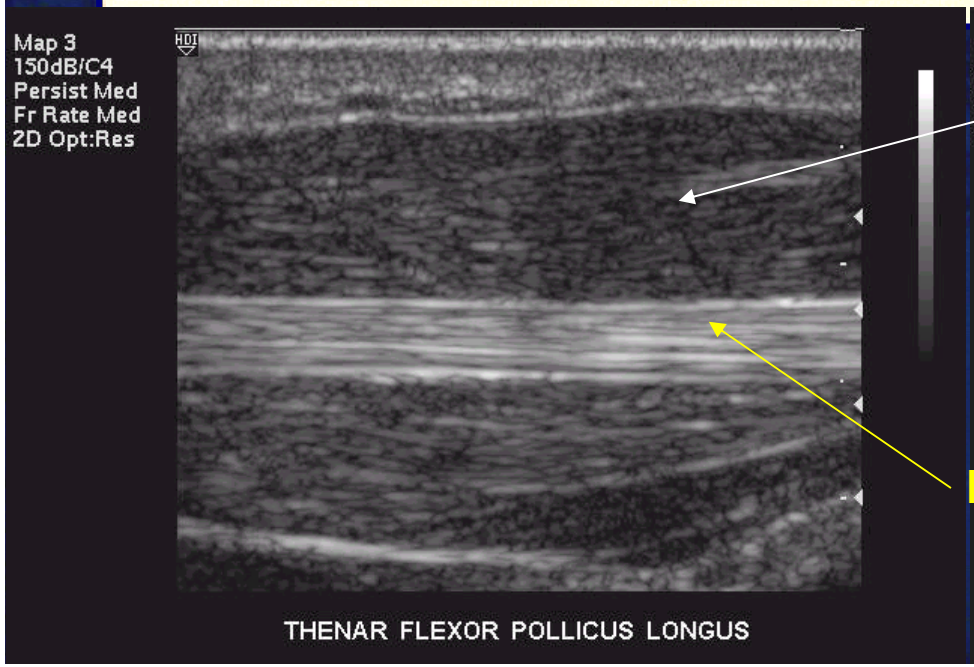
ρ, κ **Inhomogénéités**

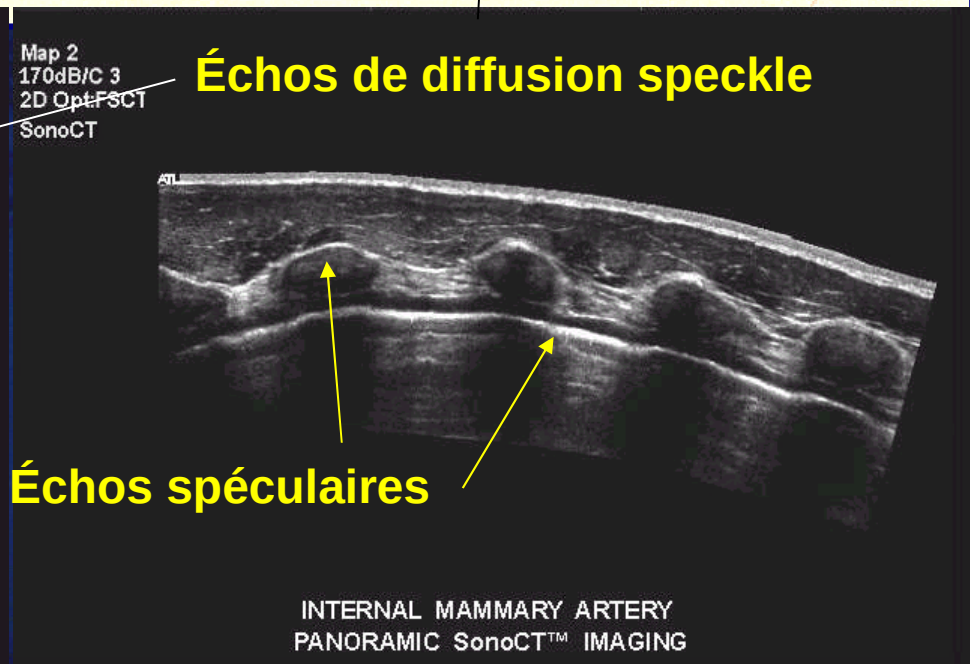
Echos de diffusion (speckle)



Interaction ultrasons/milieu de propagation

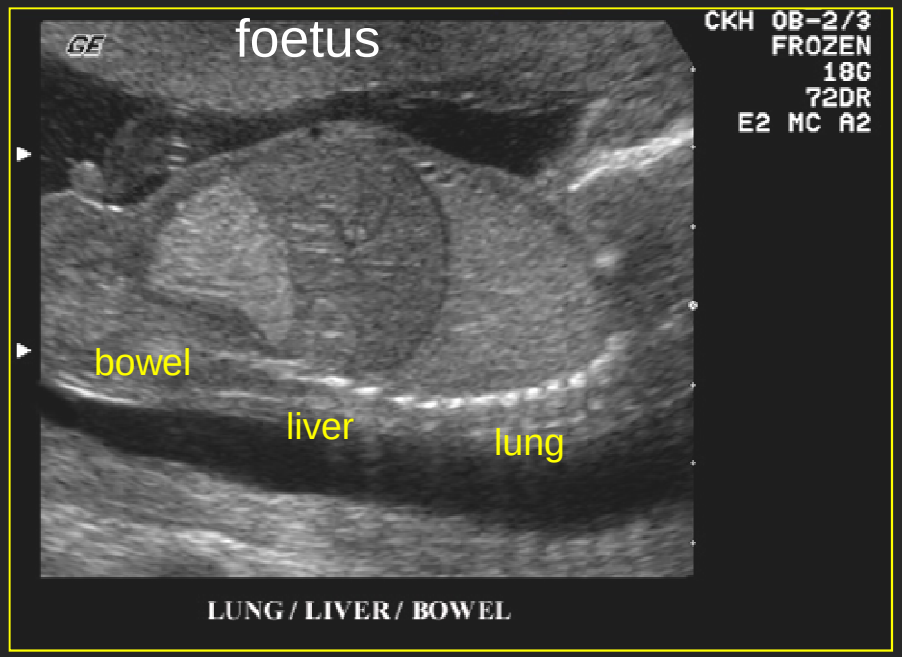




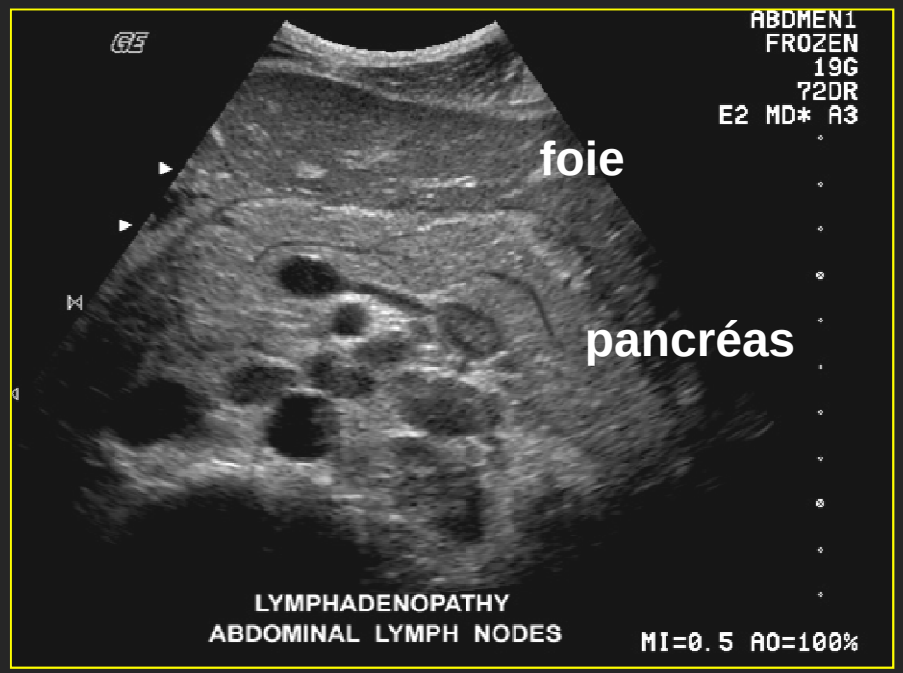


Échos de diffusion speckle

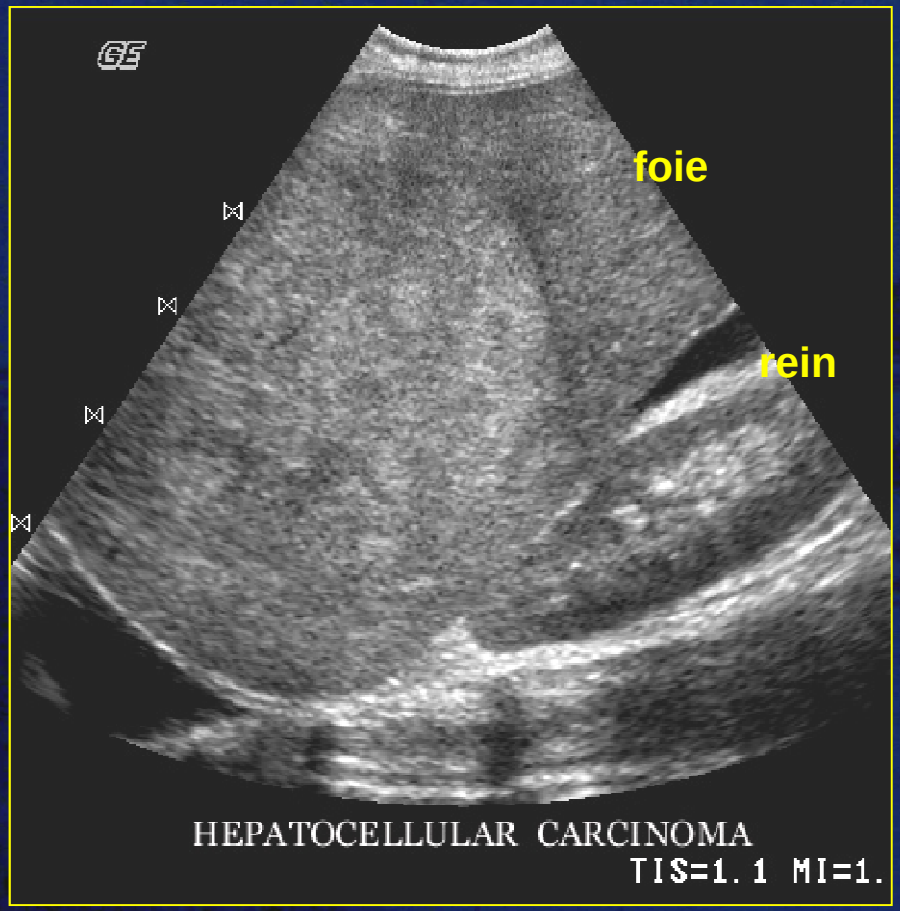
Échos spéculaires

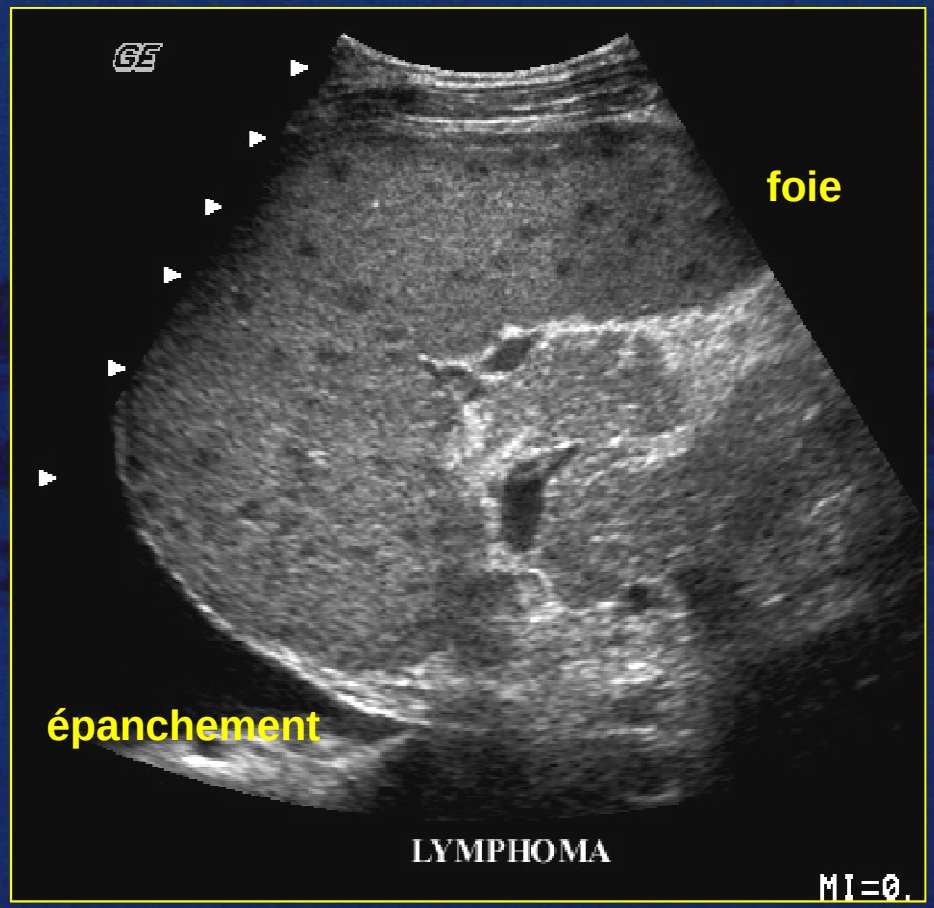


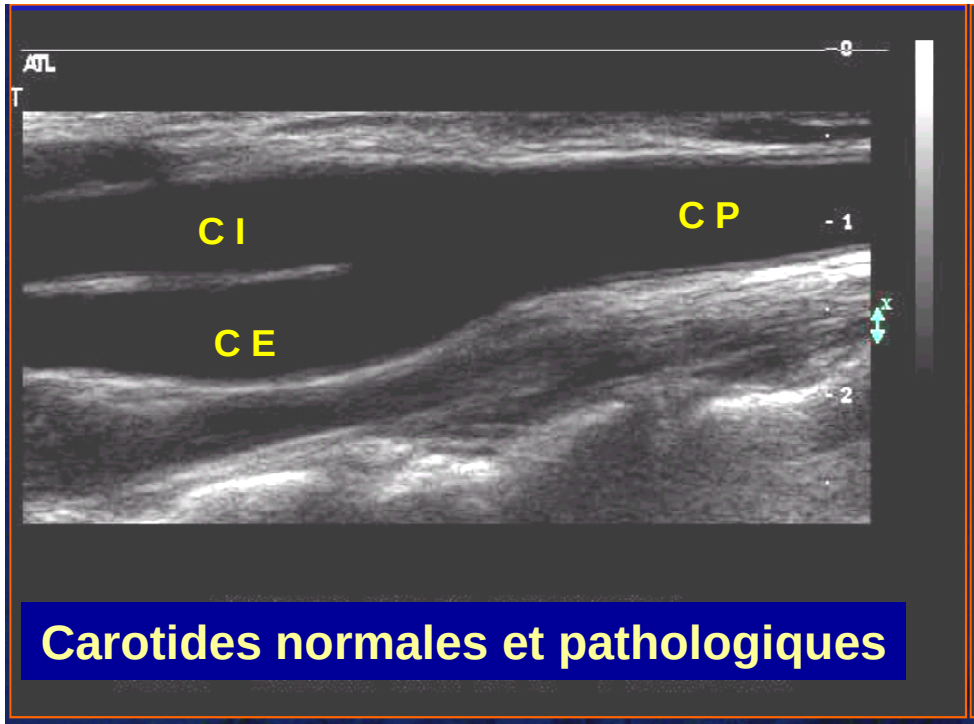
Réponses tissulaires échographiques



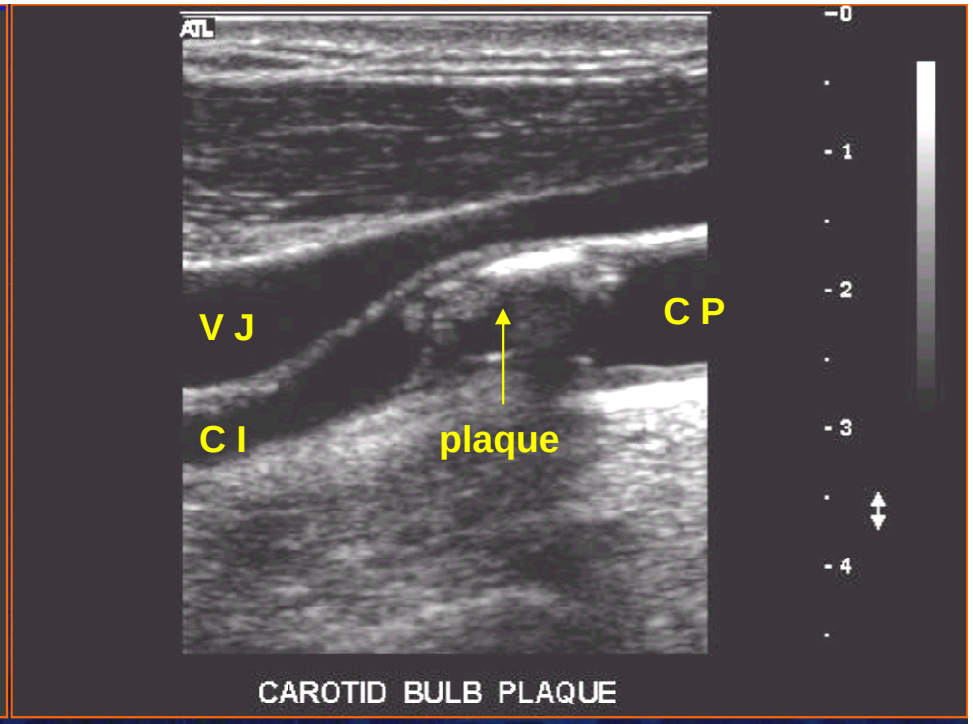
Sémiologie


foie
rein
HEPATOCELLULAR CARCINOMA
TIS=1.1 MI=1.

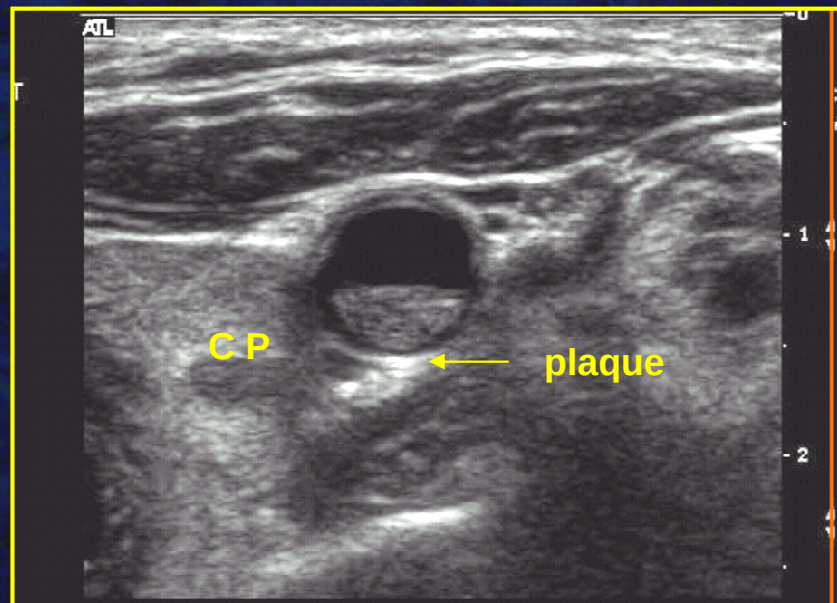

foie
épanchement
LYMPHOMA
MI=0.



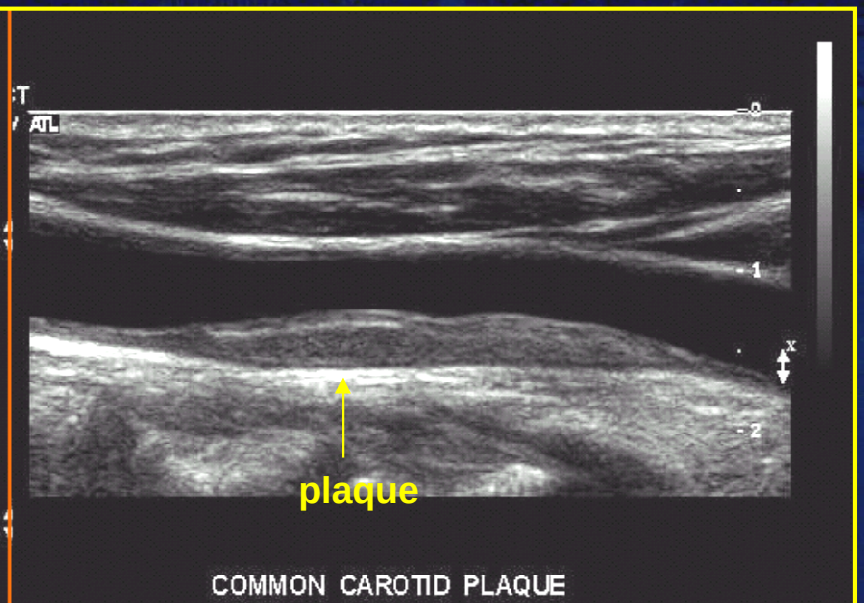
Carotides normales et pathologiques



CAROTID BULB PLAQUE



CAROTID PLAQUE
SonoCT™ IMAGING WITH XRES™ TECHNOLOGY



COMMON CAROTID PLAQUE
SonoCT™ IMAGING WITH XRES™ TECHNOLOGY

L’échographie

- Une technique d’imagerie simple
- Peu couteuse
- 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