

Modes Imagerie

Faisceaux Ultrasonores et sondes

échographiques

DIU Echographie Techno US

Bases physiques et technologiques

F. PATAT Unité Inserm 930 -Université François Rabelais

F. PADILLA Unité Inserm 1032, Lyon.
Applications Thérapeutiques des Ultrasons

Crédits et remerciements pour certains documents à :

Frédéric PADILLA

Marielle DEFONTAINE

Frédéric OSSANT

Marc LETHIECQ

Jean Pierre REMENIERAS

Pascal TRAN HUU HUE

Pascal LAUGIER

Mickael TANTER

Dominique CERTON

Nicolas FELIX

Stuart FOSTER

...et sites commerciaux

Plan de l'exposé

- Introduction
- Principes de l'écho B du mode TM
- Différentes sondes pour l'imagerie
- Fonctions des sondes
- Transduction / Structure en couches du transducteur classique
- Les méthodes de focalisation
- Balayage mécanique
- Balayage électronique, barrettes
- Les transducteurs capacitifs sur silicium
- Conclusions

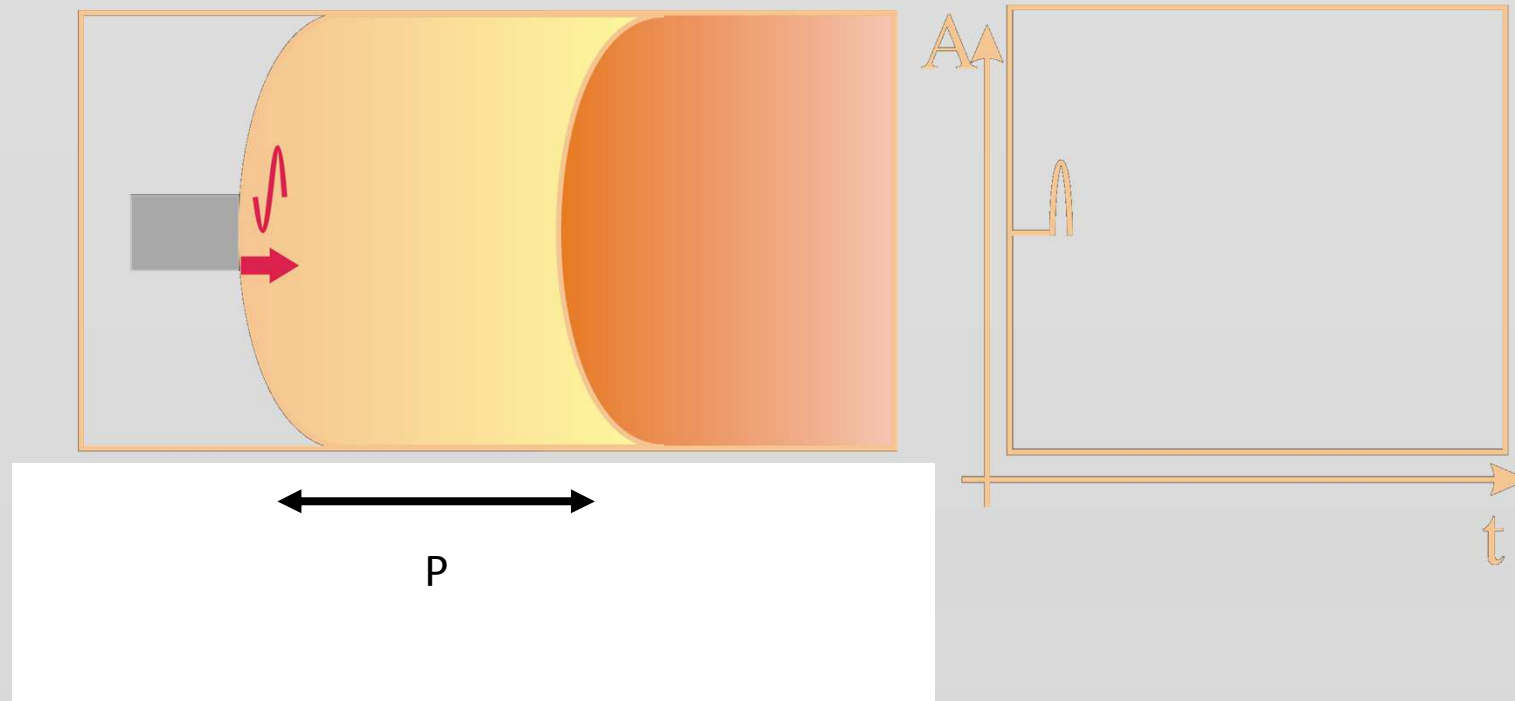
PAS D'IMAGERIE DE QUALITE SANS UN BON CAPTEUR

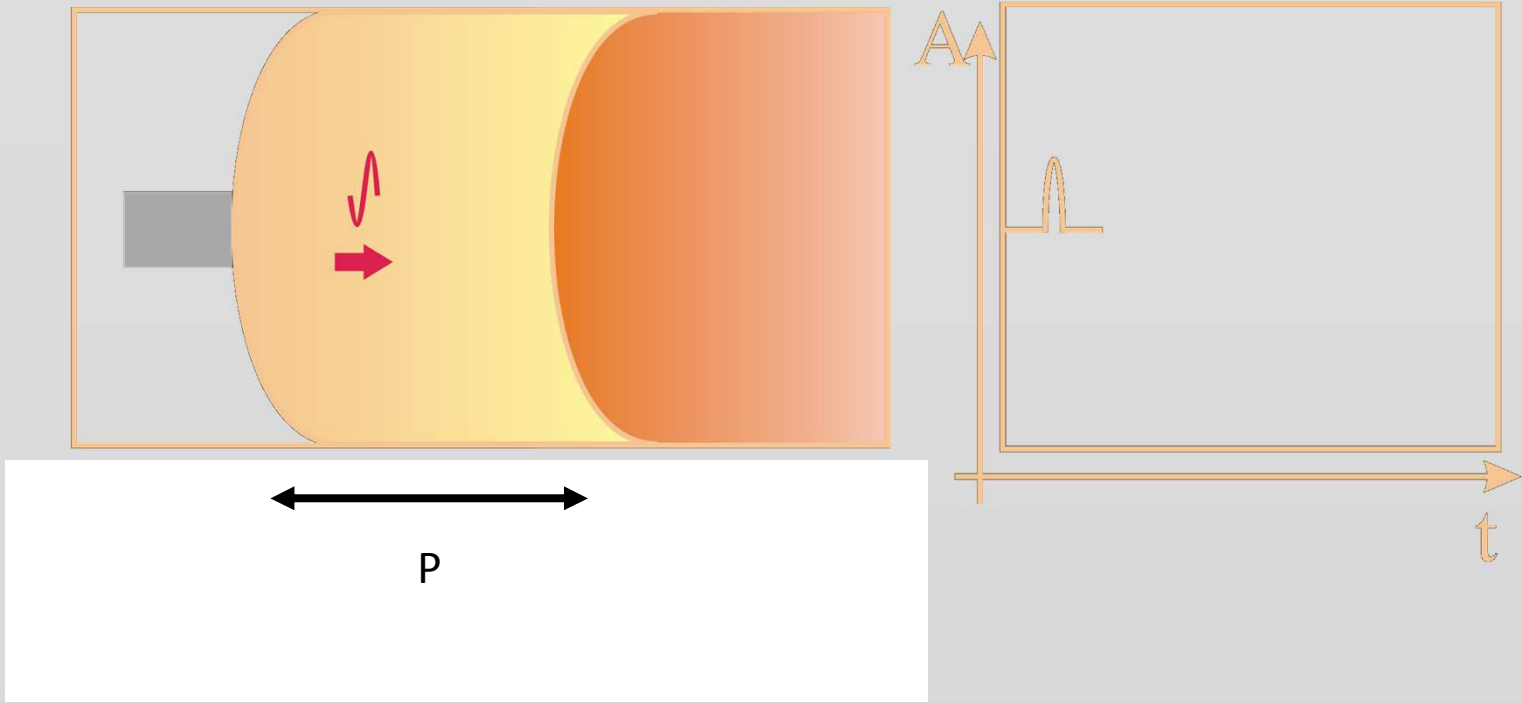
Formes et fréquences diversifiées selon usage

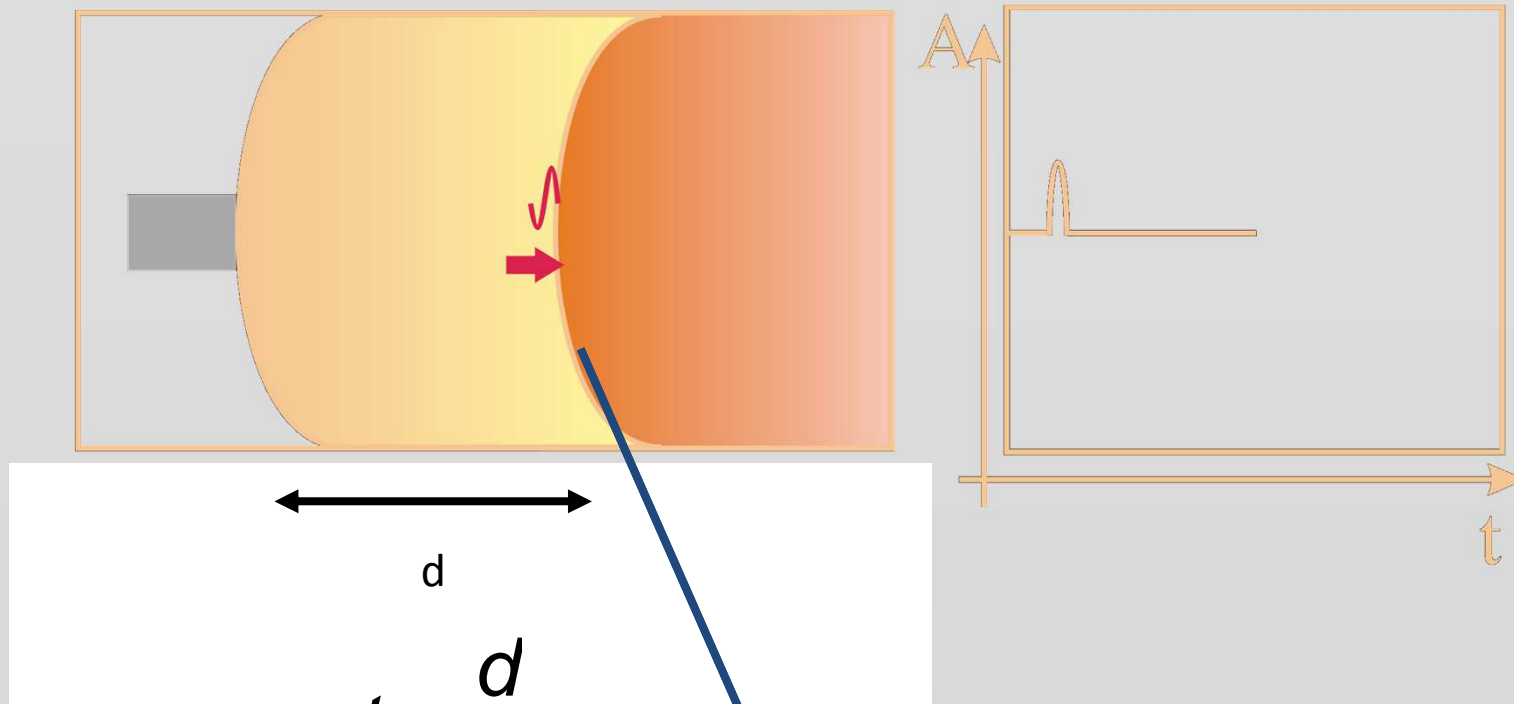
- Abdomen
- Obstétrique
- Cardiologie
- Vasculaire
- Endo-cavitaire
- Endo-vasculaire
- Suivi chirurgical
- Muscles, tendons
- Oeil
- etc...



Principe de l'échographie (par anticipation)







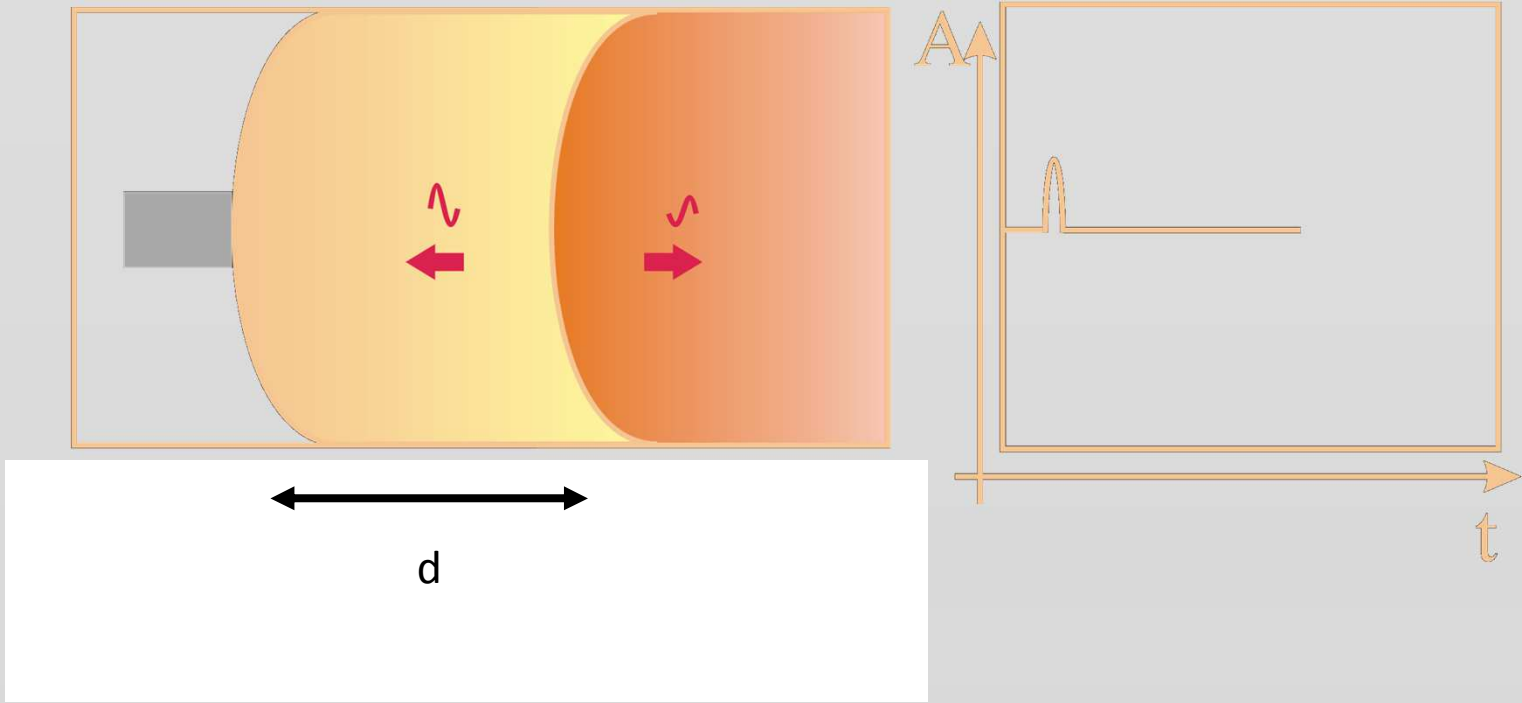
$$t = \frac{d}{c}$$

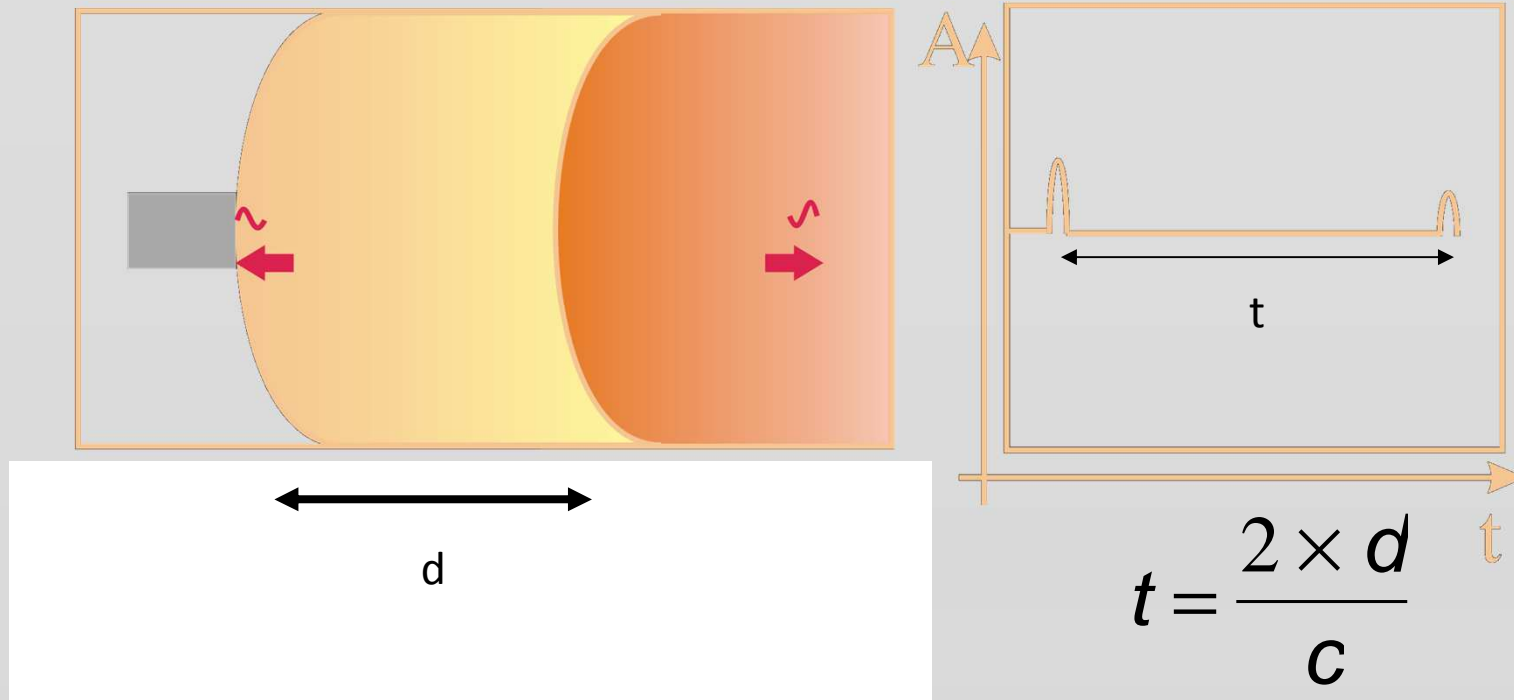
Rupture d'impédance $Z = \rho c$
(variation de vitesse du son et/ou de densité)

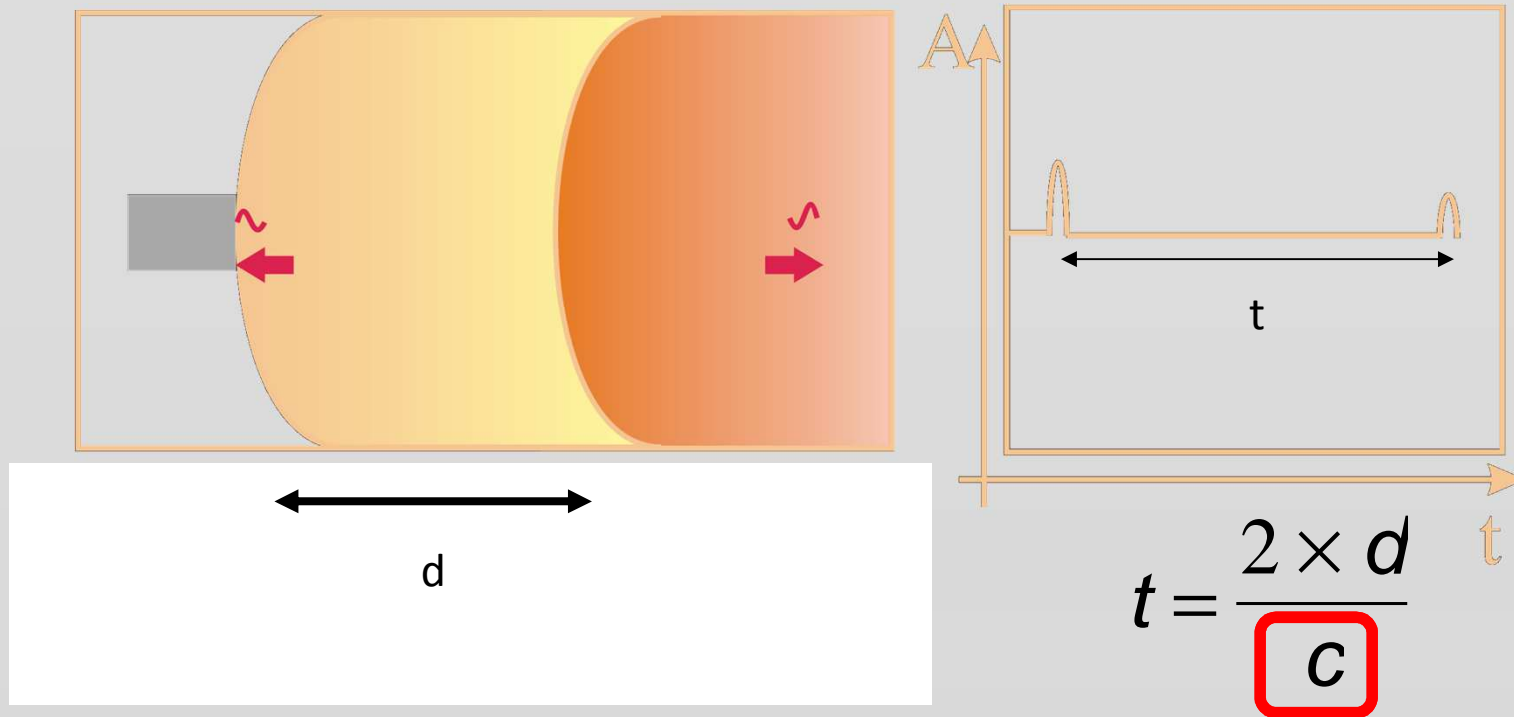
Coefficients de réflexion et de transmission en amplitude

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

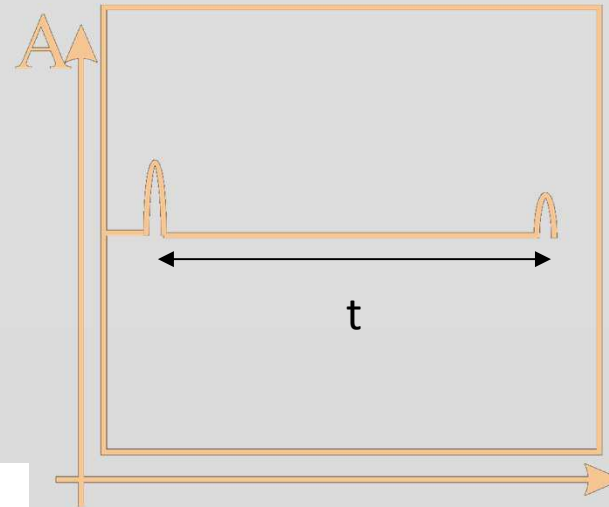
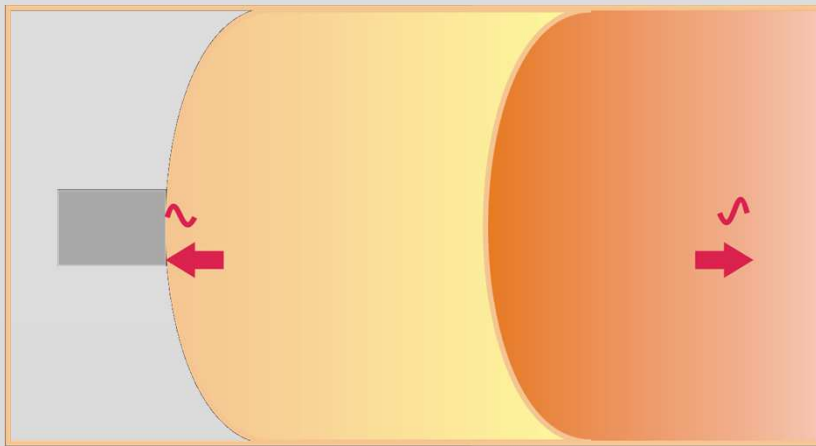
$$T = \frac{2Z_{21}}{Z_2 + Z_1}$$







Hypothèse de vitesse du son constante



$$t = \frac{2 \times d}{c}$$

Hypothèse de vitesse du son constante

Tissu	Vitesse moyenne (m/s)
Tissus mous humains moy.	1540
Foie	1550
Muscles	1580
Graisse	1450
Cerveau	1541
Sang	1570
Os cortical	4000
Eau	1485
Air	330

Pulse-Echo / Principe de l'échographie

Les ondes ultrasonores sont émises dans le corps, puis les échos provenant des tissus sont enregistrés et leur origine calculée à partir d'un algorithme.

Cette technique est spécifique aux ultrasons, comparé aux autres modalités qui utilisent la transmission (X-ray, CT) où qui enregistrent des radiations émanant de l'intérieur du corps (PET, SPECT).

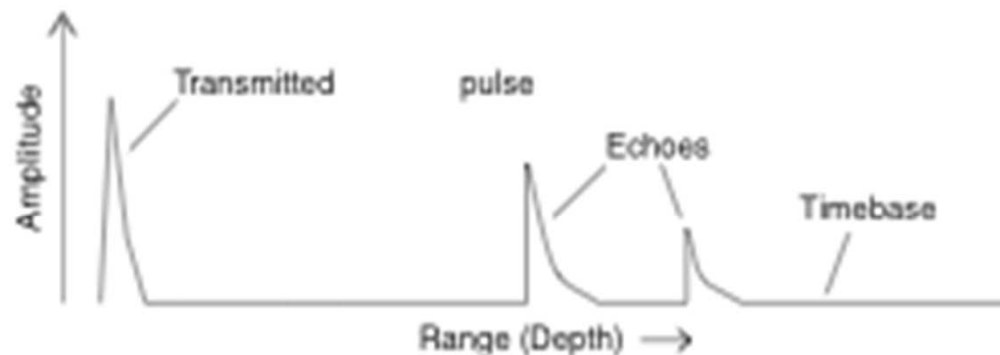
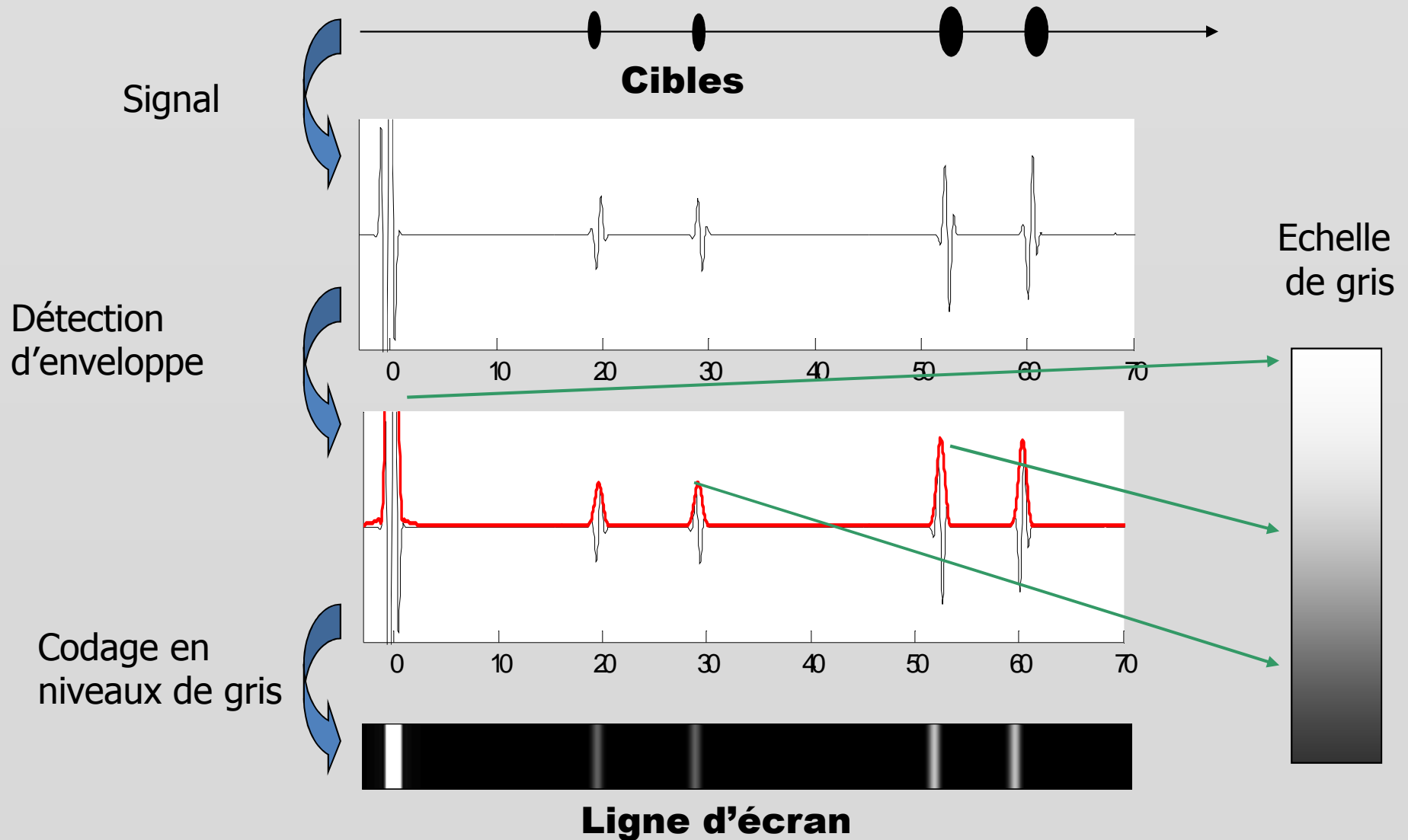


Fig. 2. Representation of an A-mode scan. The instantaneous rectified echo amplitude is plotted against time after transmission, which is

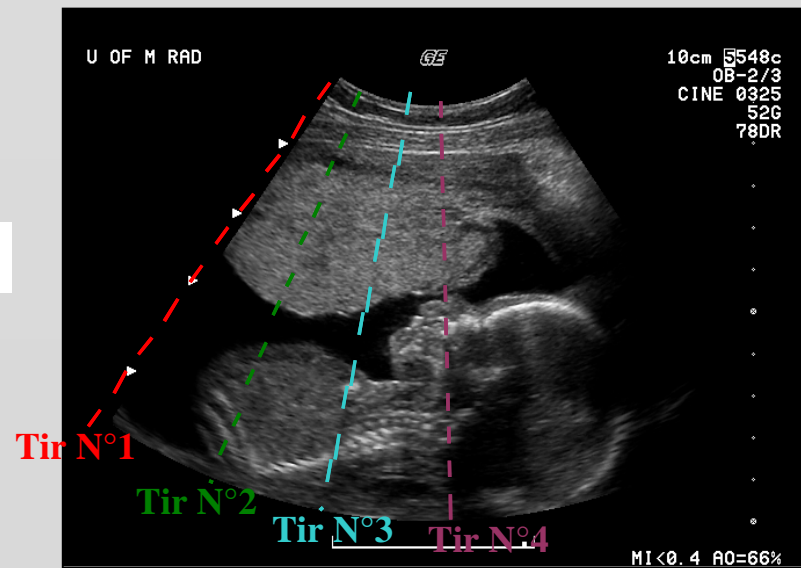
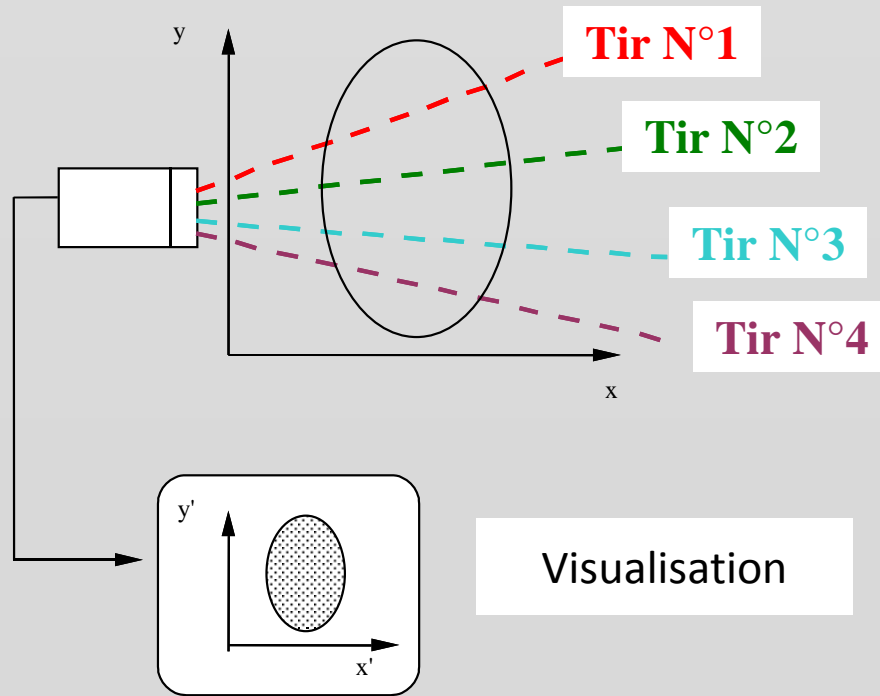
Mode B (B=brillance)

Comment aller du signal à une image en noir et blanc ?



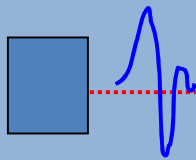
Mode B (B=brillance) : formation de l'image

Balayage du faisceau et construction de l'image

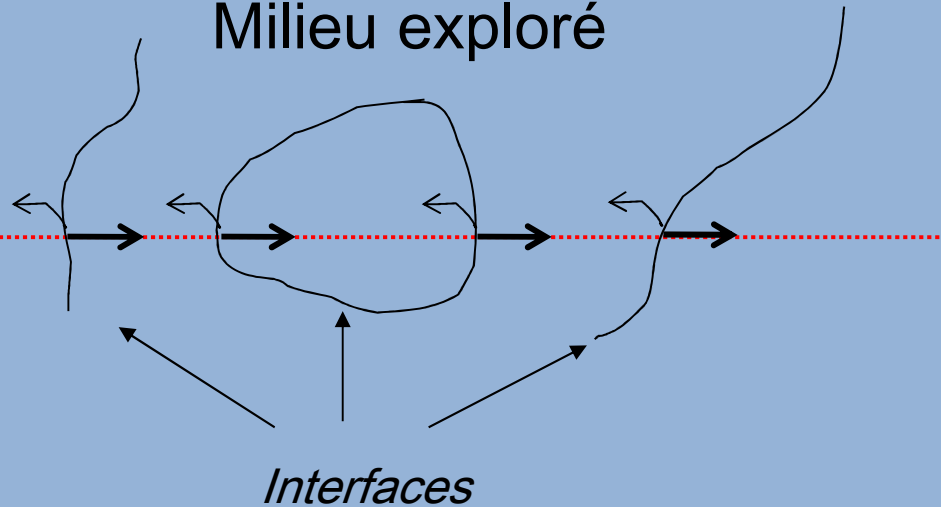


Formation d'une ligne échographique

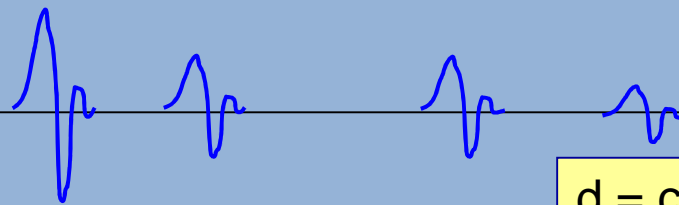
Sonde ultrasonore



Milieu exploré



Amplitude
échos (V)

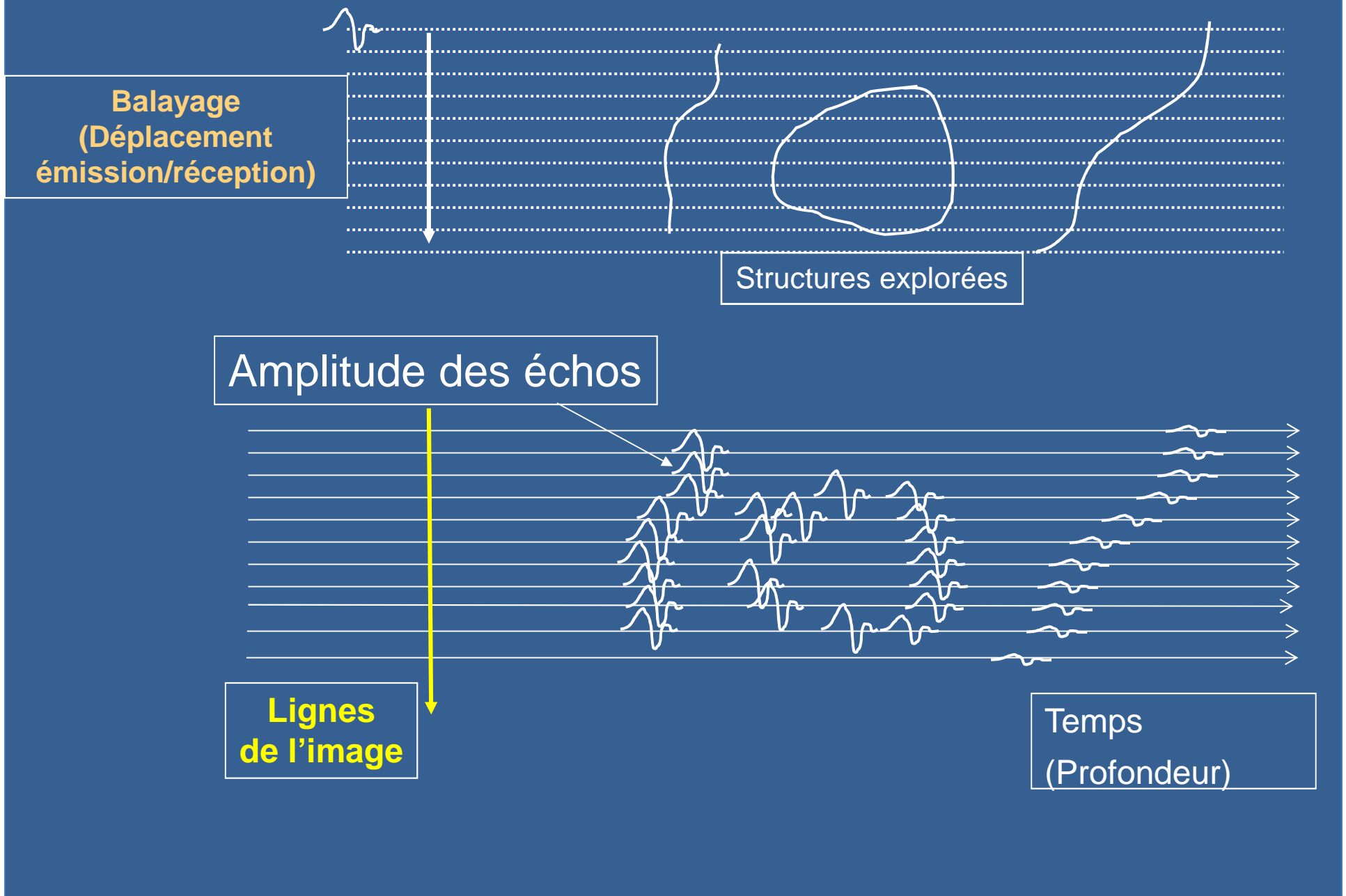


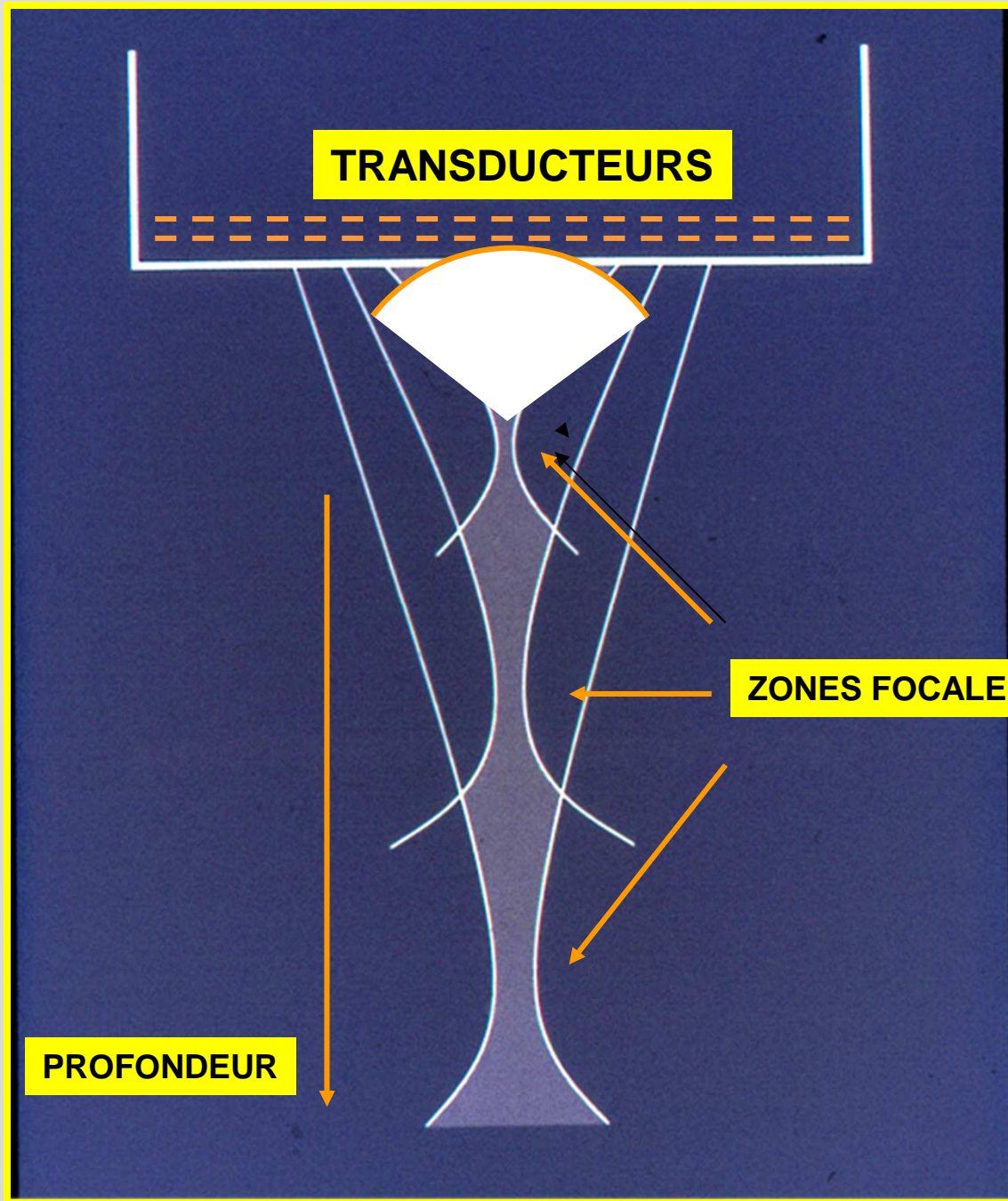
Temps t (s)

$$d = c/2.t$$

(Profondeur d)

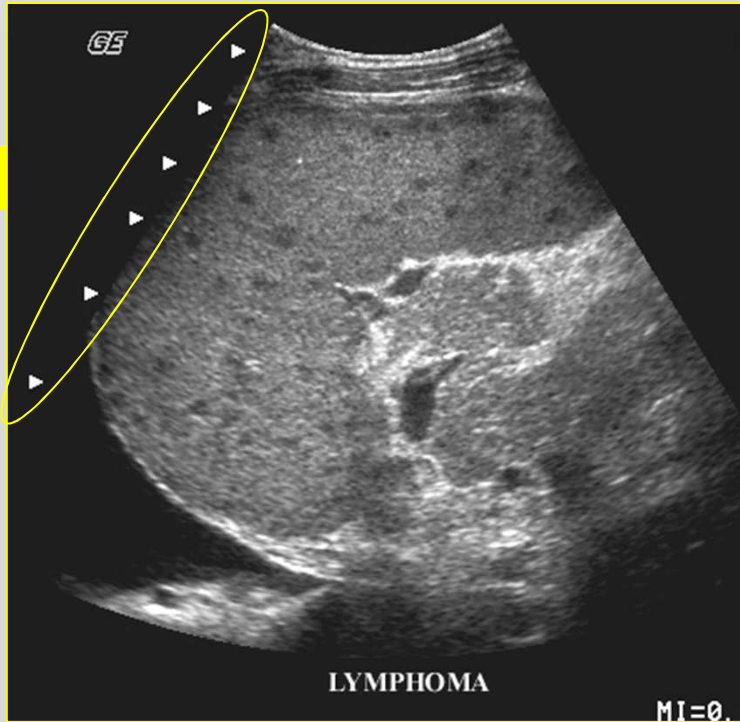
Formation de l'image en échographie-Doppler





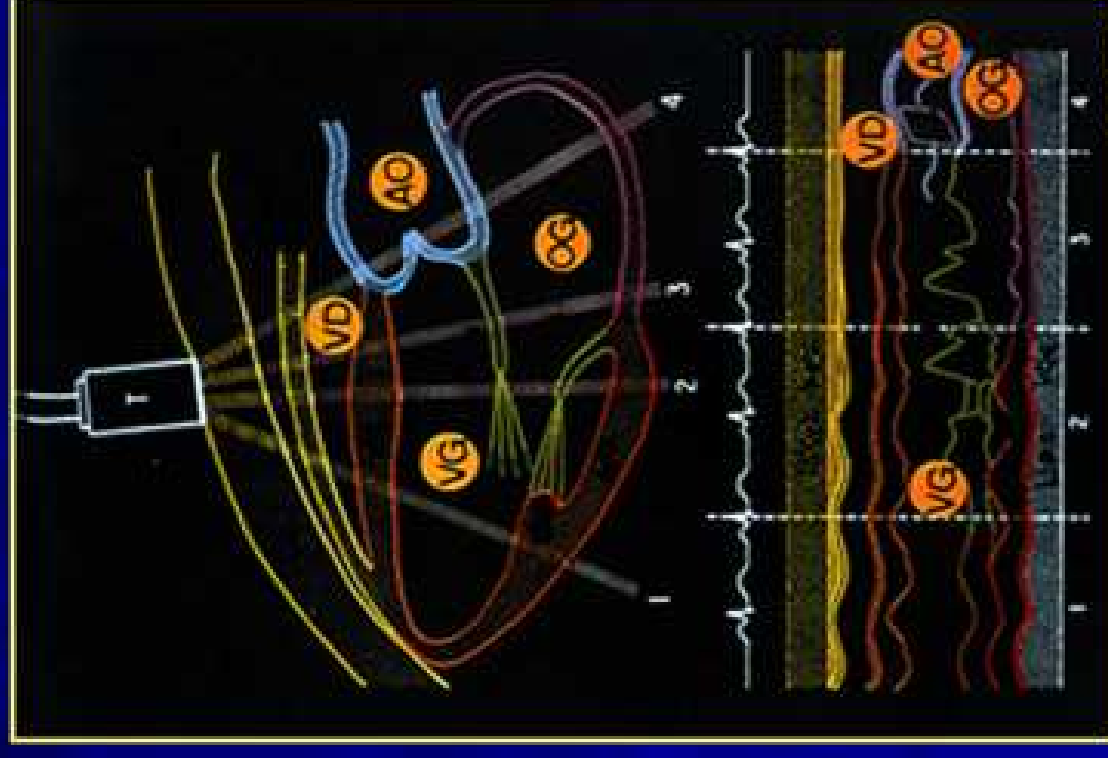
Focalisation
électronique en
poursuite d'échos

Résolution latérale:
largeur à mi-hauteur
du diagramme de
rayonnement



Echocardiogramme normal

- **Incidence parasternale gauche :**
 - Echo TM des cavités gauches à partir de la coupe grand axe
 - aorte : 2 valves sur 3
 - mitrale au niveau 2 valves
 - corps VG au niveau des cordages - extrémité libre valves
- **balayage mitroaortique**

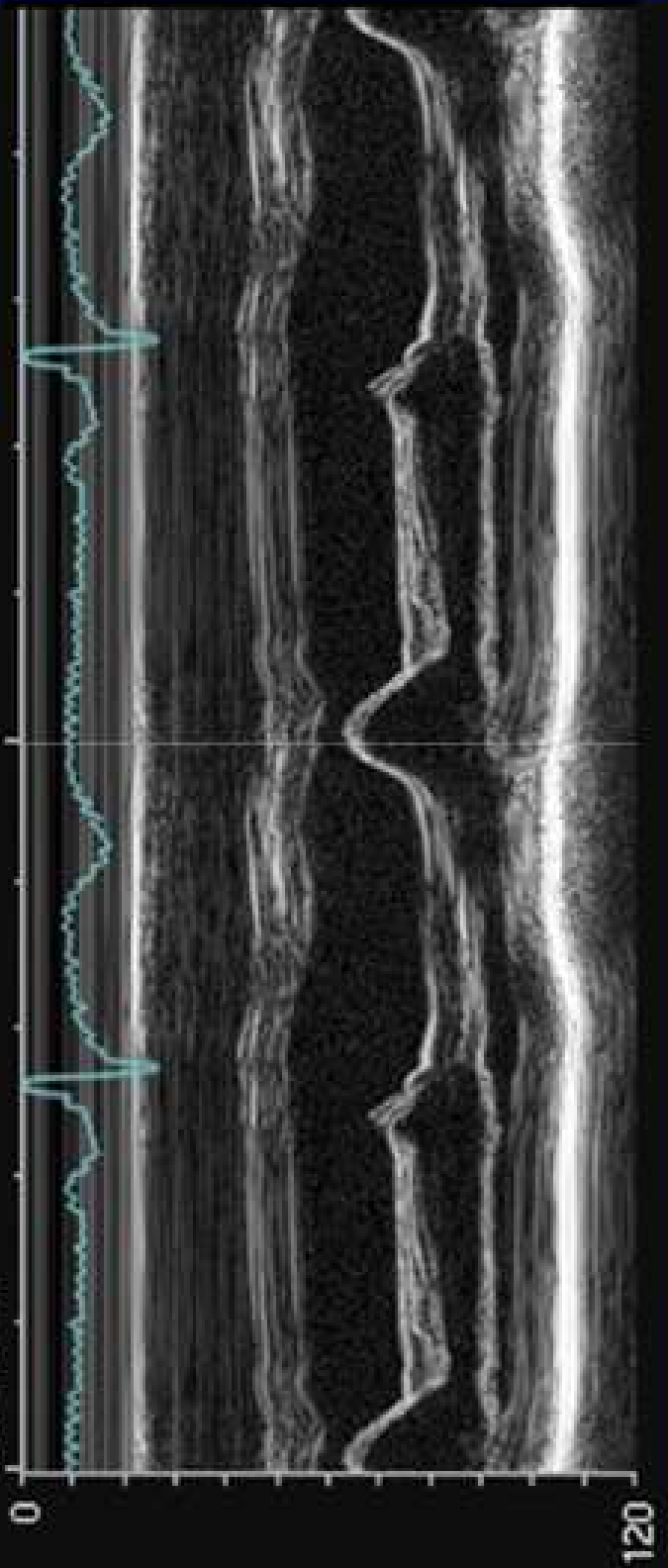


70dB -1 0/ -12
Gain M= 0dB

24



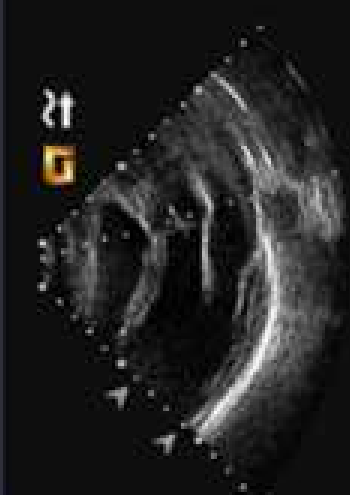
Ccd=10mm



18/08/2009

18 Aou 09

15:18:47 1-----1-----
 Dist = 3.03cm
 $\Delta T = 0.007s$
 $\Delta T \rightarrow = 9000bpm$
 Pente = 454.48cm/s
 -----2-----
 Dist = 2.82cm
 $\Delta T = 0.003s$
 $\Delta T \rightarrow = 18000bpm$
 Pente = 846.27cm/s
 Cou=1011111



4V1c-S
 H4.25V12
 Cardiologie
 Cardiologie
 Puls = 0dB
 MI2d=1.9 TIS=1.2

Stack en cours
 FC= 56bpm
 Repos

2556



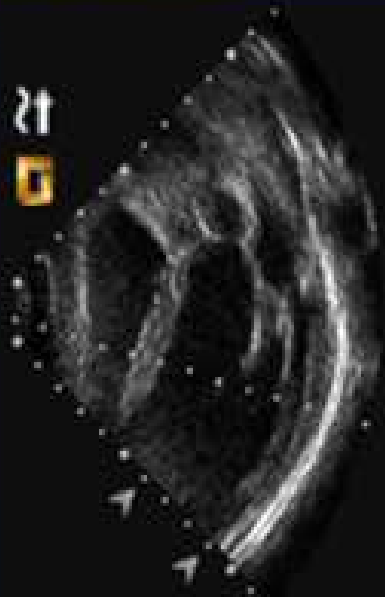
Suppr. grp

Verrous

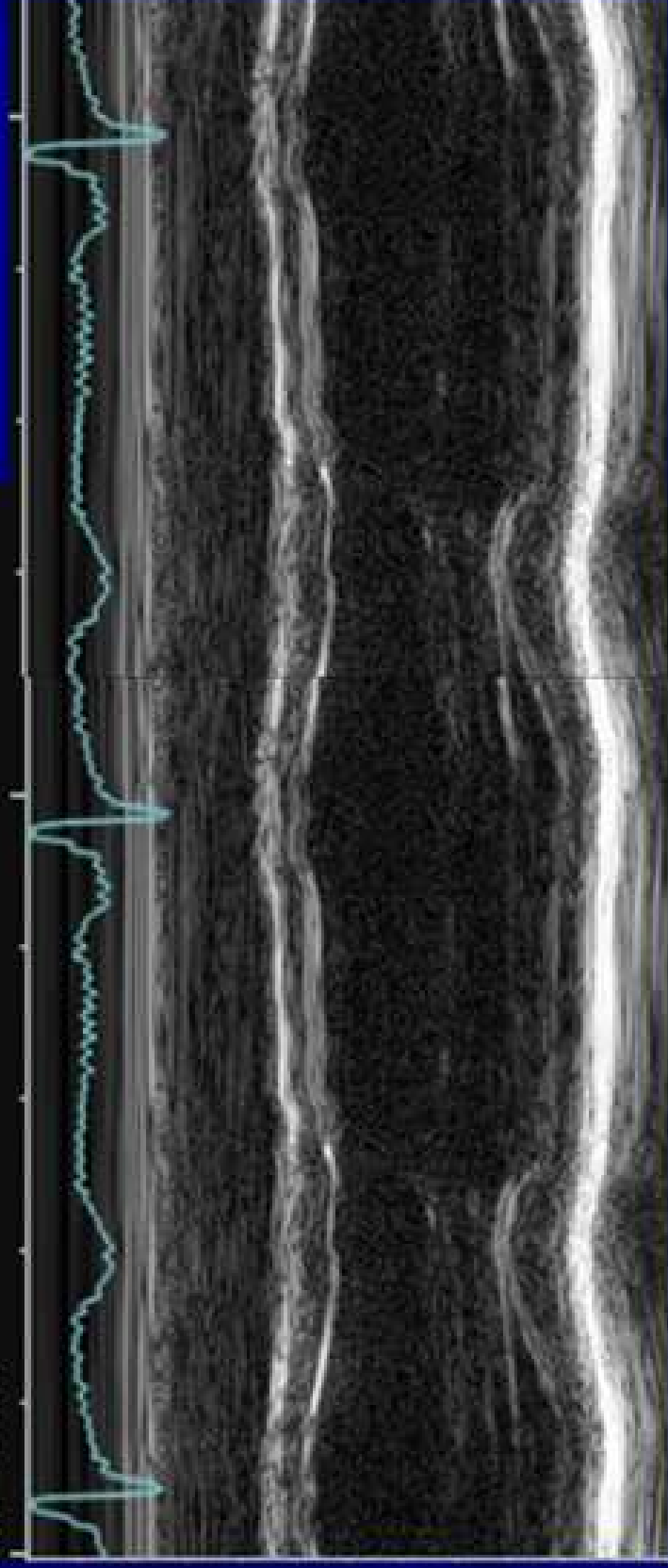
Sélect. grp.

dB - / 0 / . / 2
in M = 0dB

12



Cal=10mm

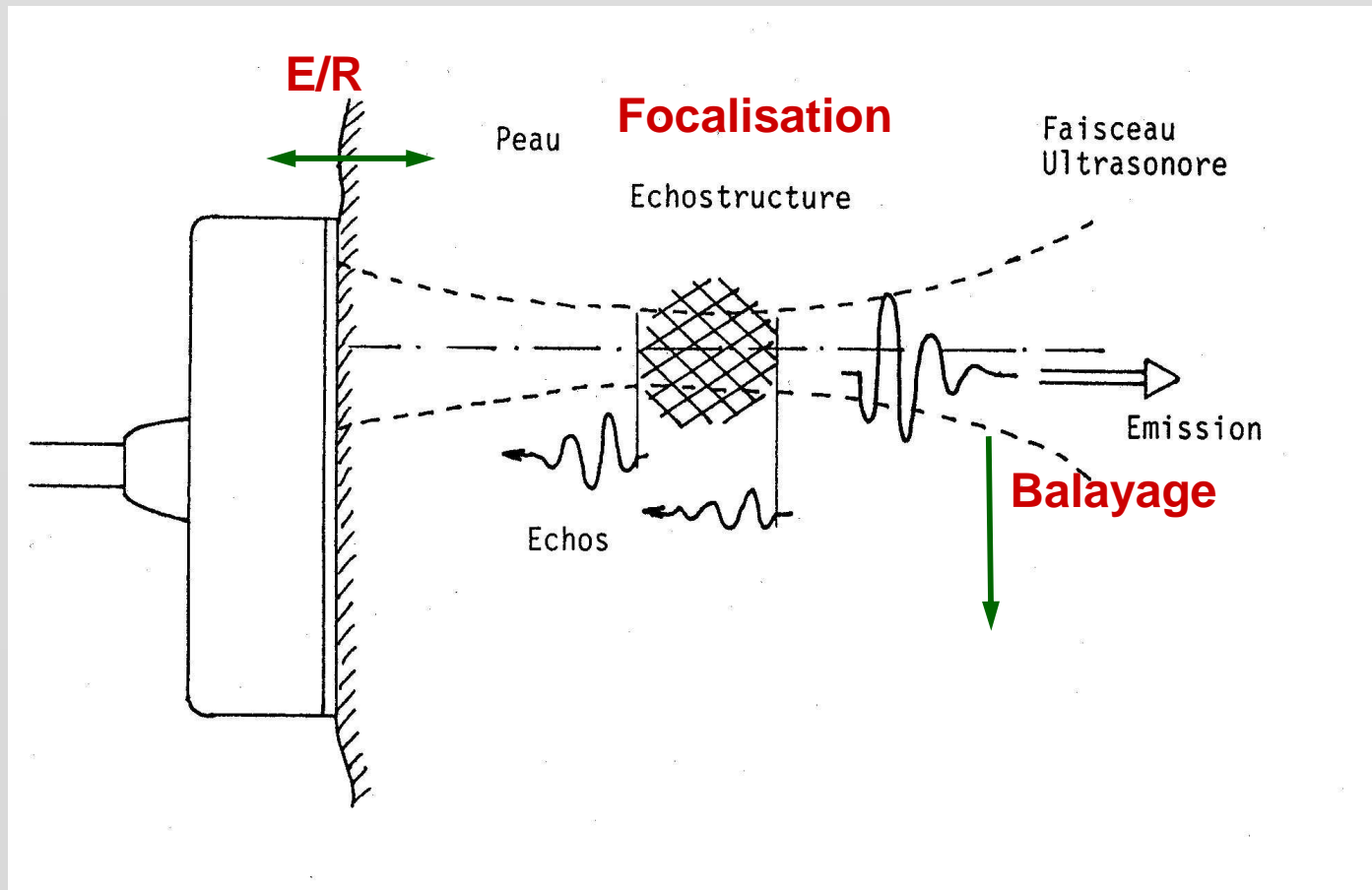


Mode B + TM

Repérage = Mode B Analyse = Mode TM



Les 3 fonctions des capteurs



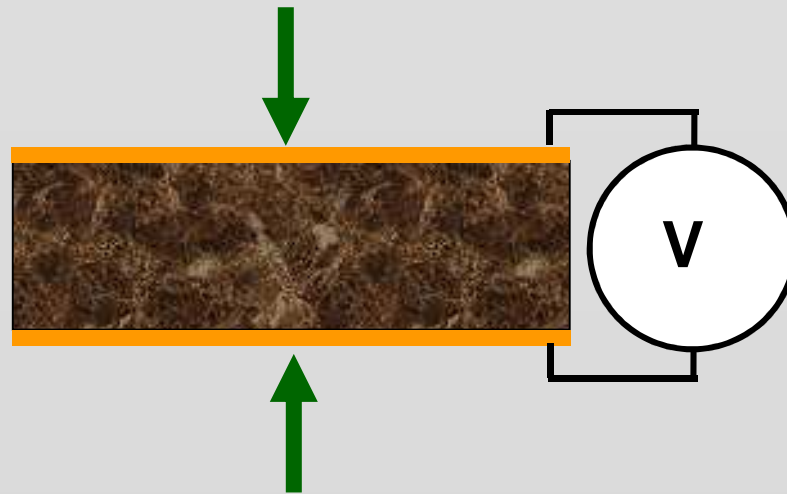
Les 3 fonctions des capteurs

1 - Emission – Réception :

Transformer une impulsion électrique en déplacement

Puis réciproquement, transformer l'onde acoustique retour en signaux électriques.

Matériau piézoélectrique



Energie mécanique \longrightarrow k^2 x Energie électrique

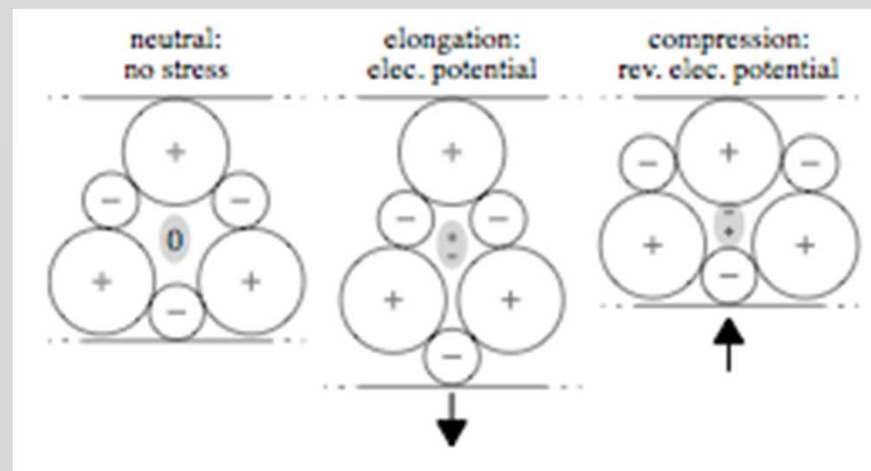
Energie électrique \longrightarrow k^2 x Energie mécanique

Génération des ondes ultrasonores

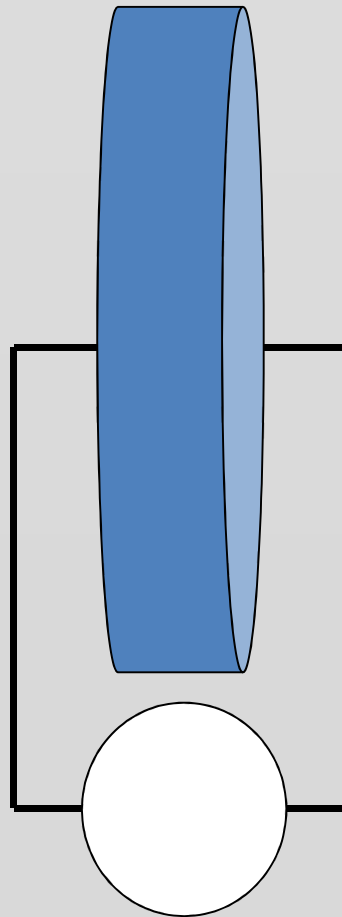
Le son est produit par tout ce qui bouge avec une accélération. Pratiquement, les matériaux utilisés en imagerie médicale sont piézo-électriques.

Piézo-électricité:

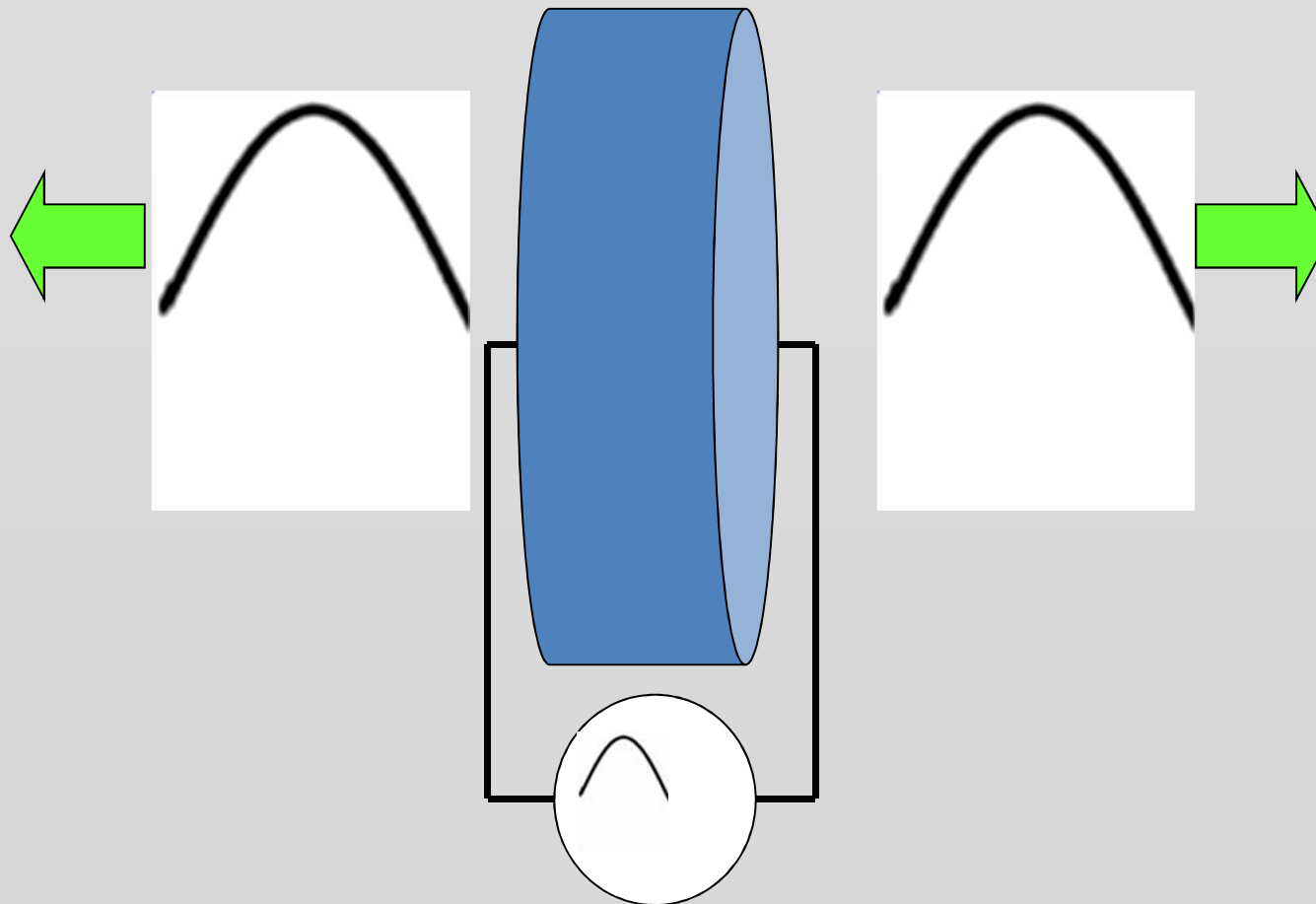
Capacité d'un matériau à accumuler une charge (générer une tension électrique) sous l'effet d'un stress mécanique (déformation)
Effet inverse: application d'un champ électrique provoque une déformation mécanique.



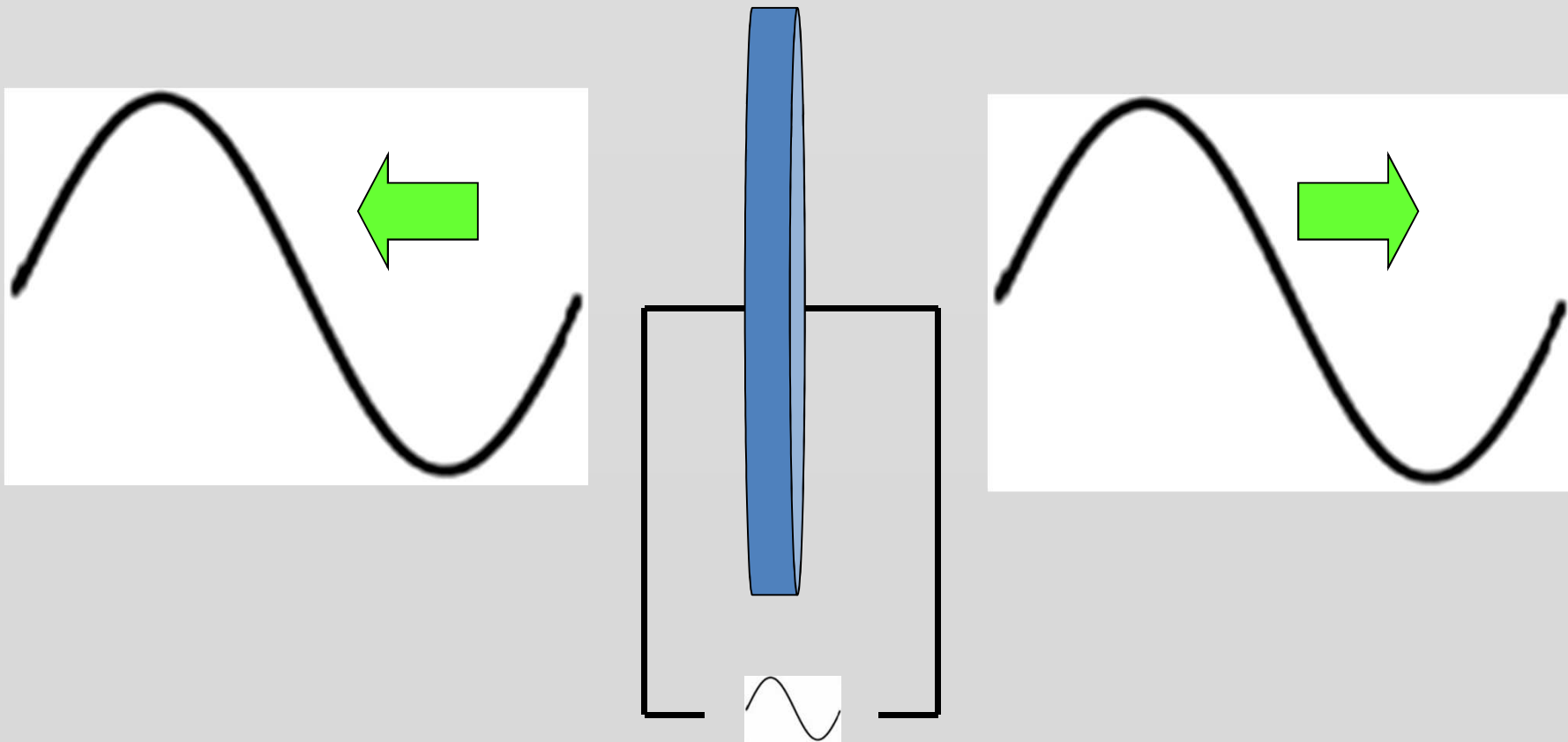
Une lame de matériau est utilisée afin de créer une surface pour la génération et la réception des ondes ultrasonores.

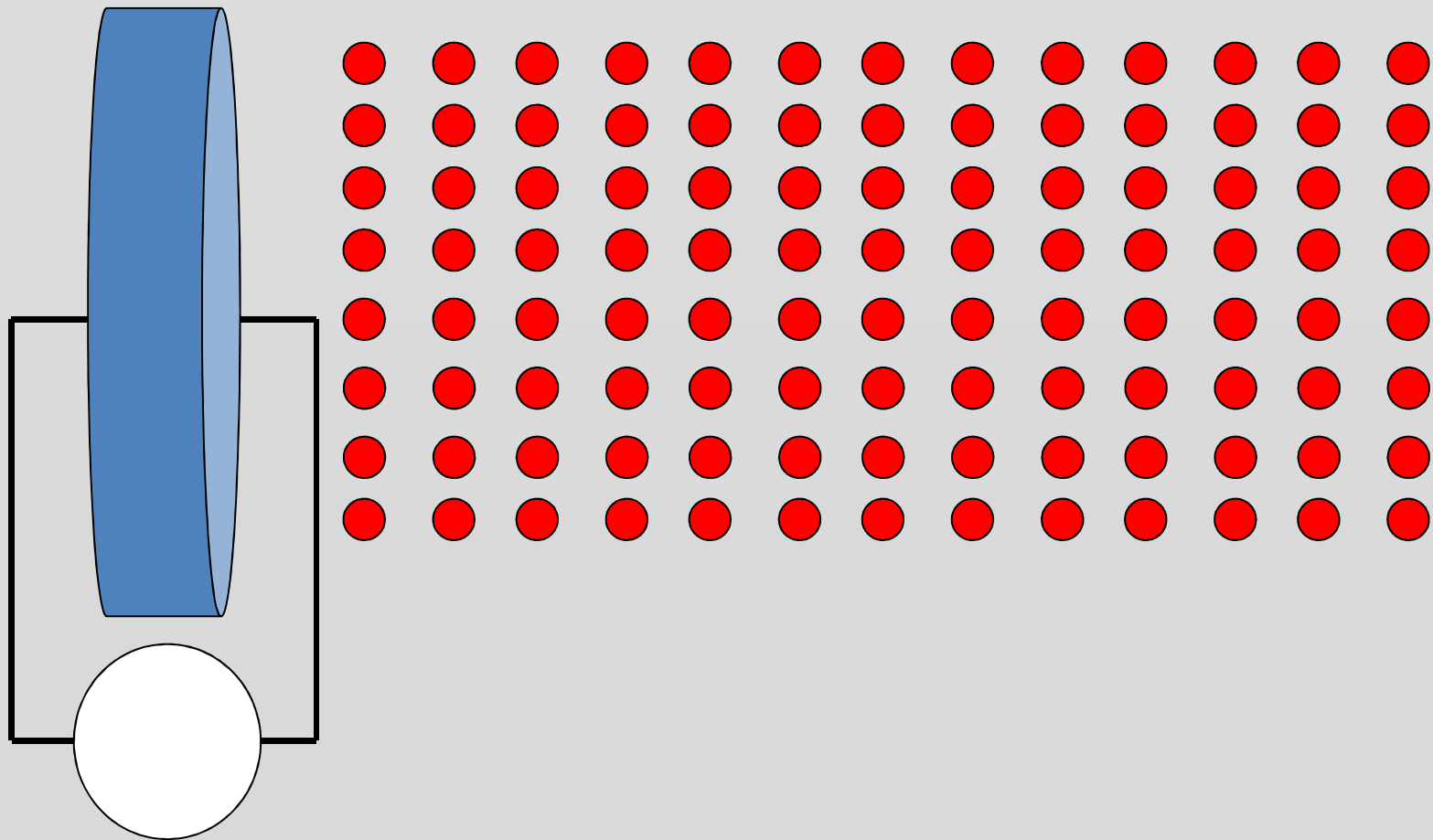


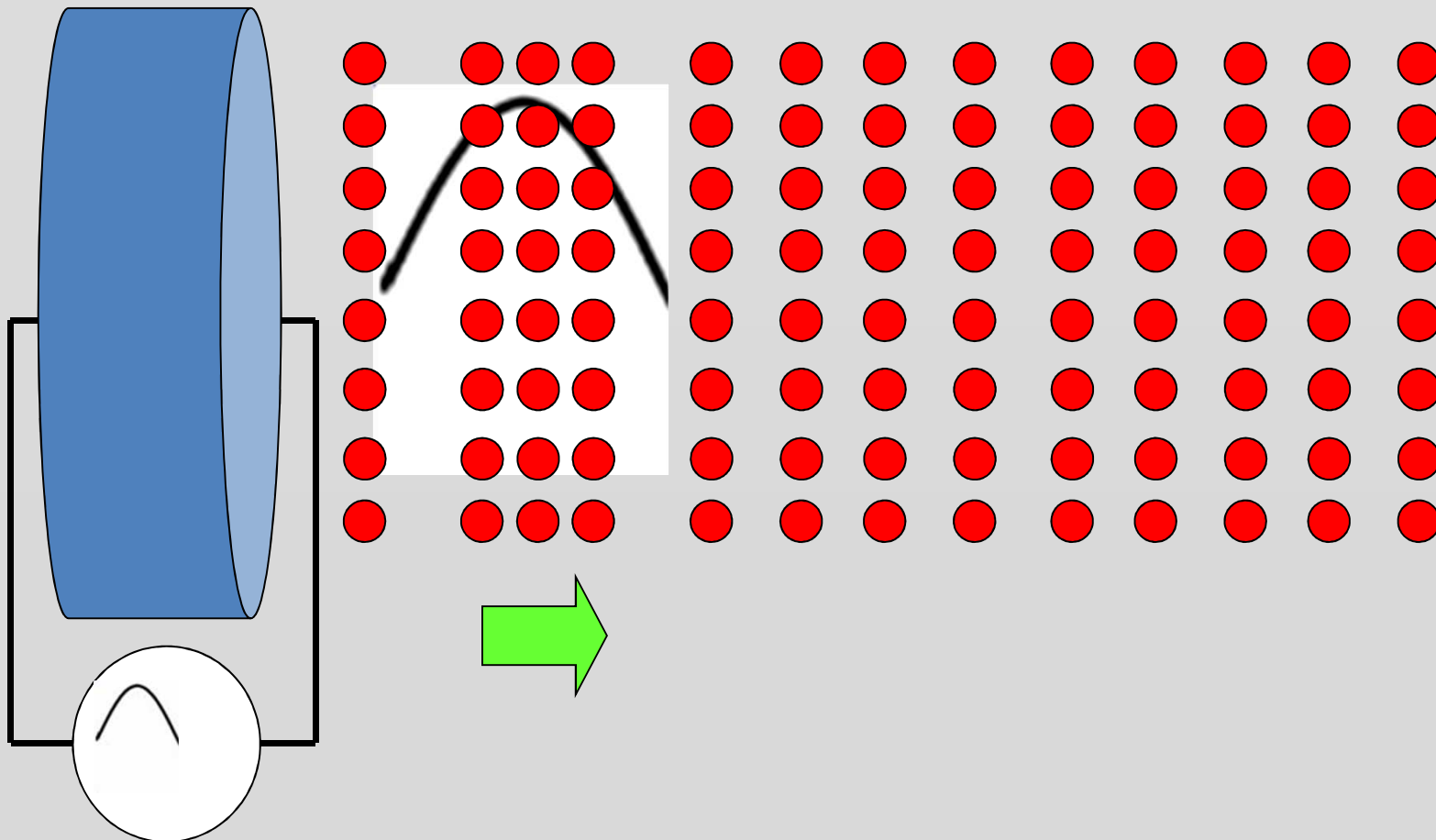
Une lame de matériau est utilisée afin de créer une surface pour la génération et la réception des ondes ultrasonores.

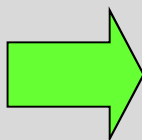
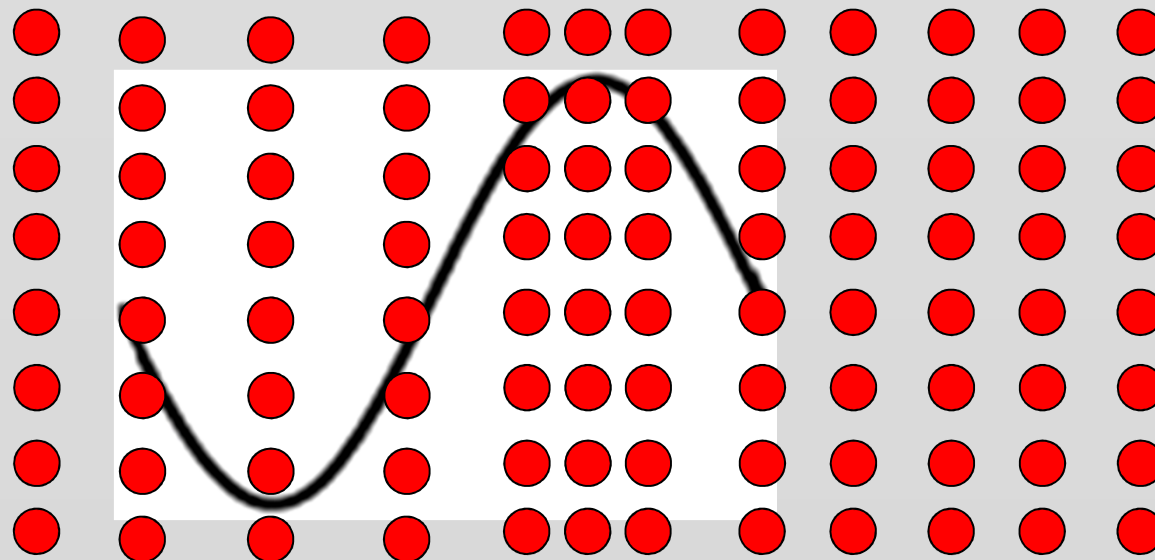
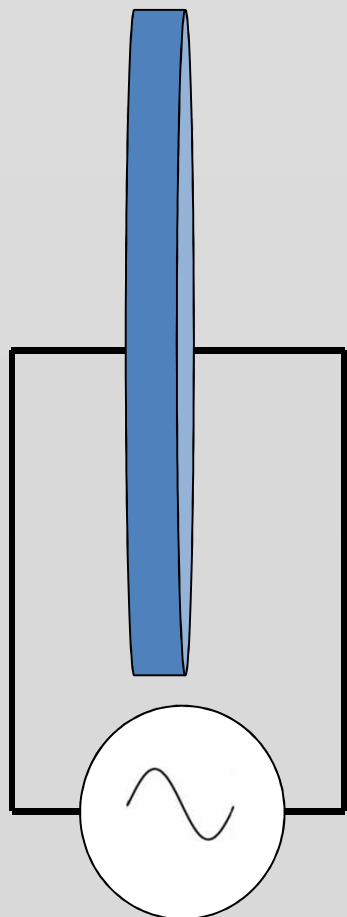


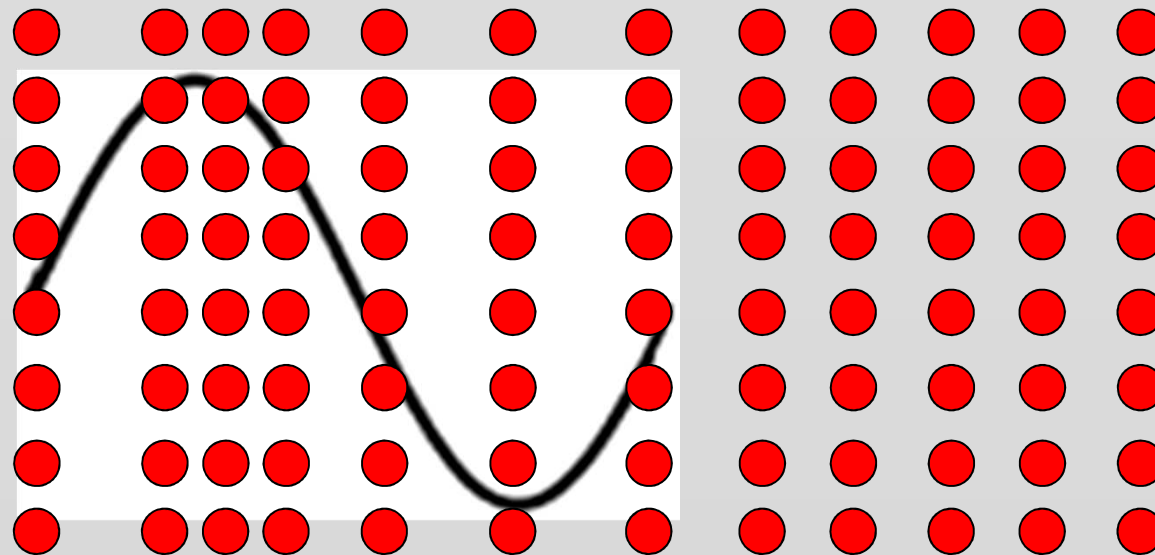
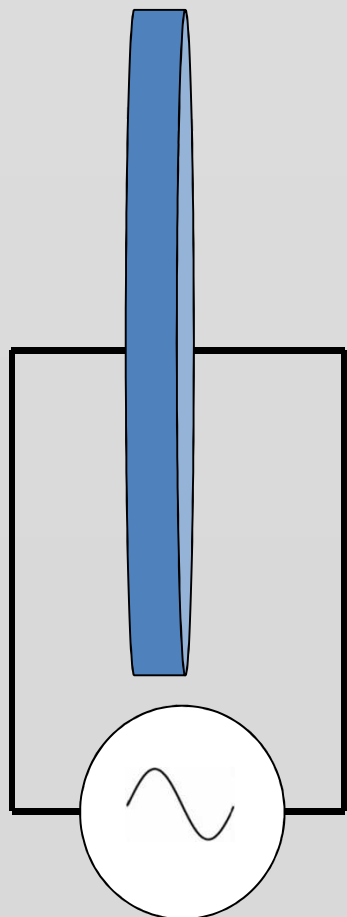
Une lame de matériau est utilisée afin de créer une surface pour la génération et la réception des ondes ultrasonores.









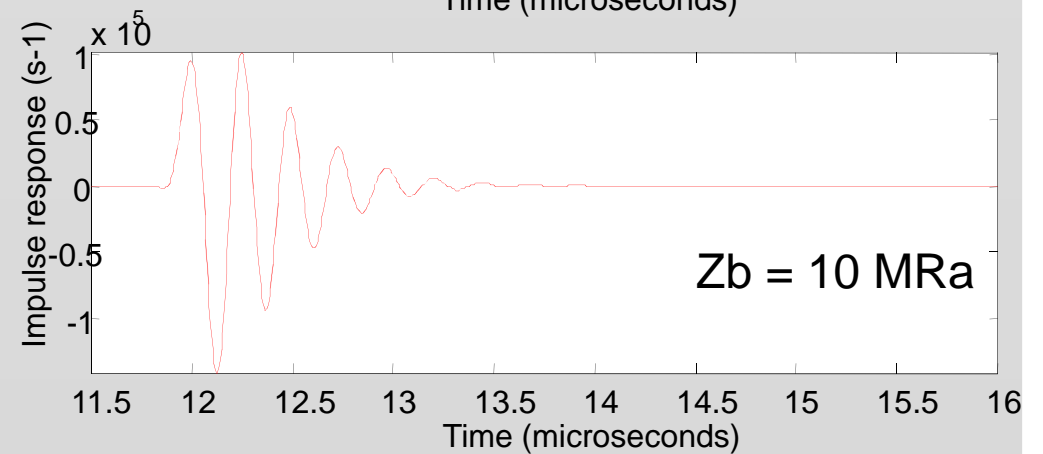
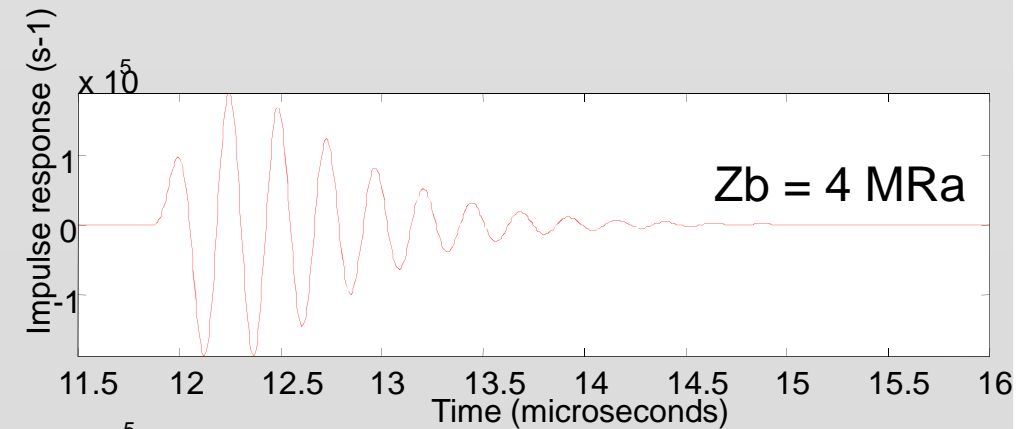
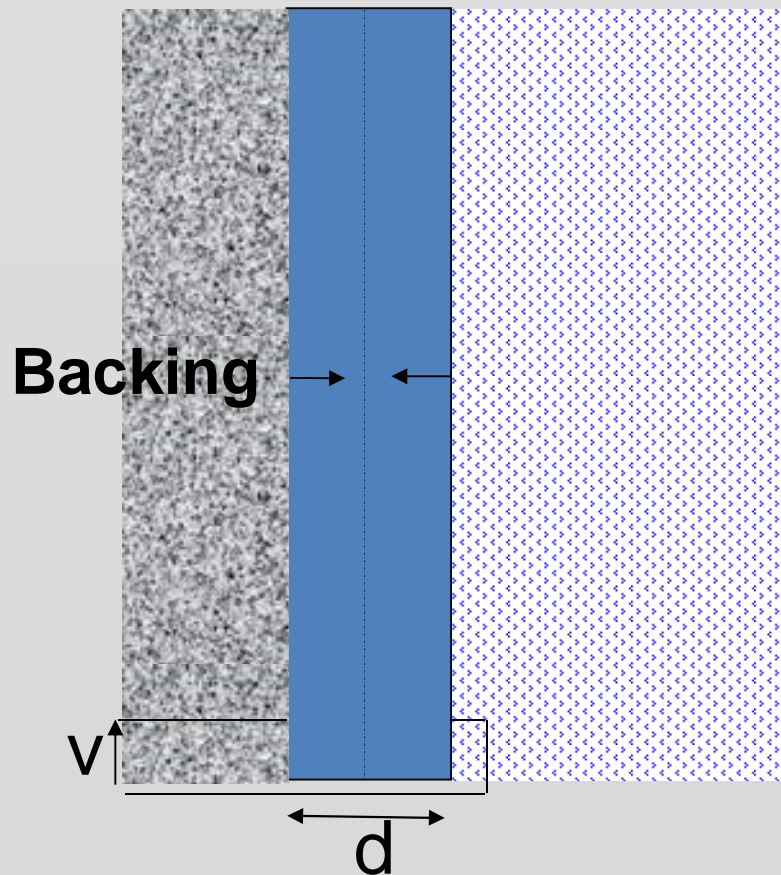


← Période T (secondes) →

Fréquence : $f = 1/T$ (Hertz)
Longueur d'onde $\lambda : c/f$ (mètres)

Amortissement avant et arrière

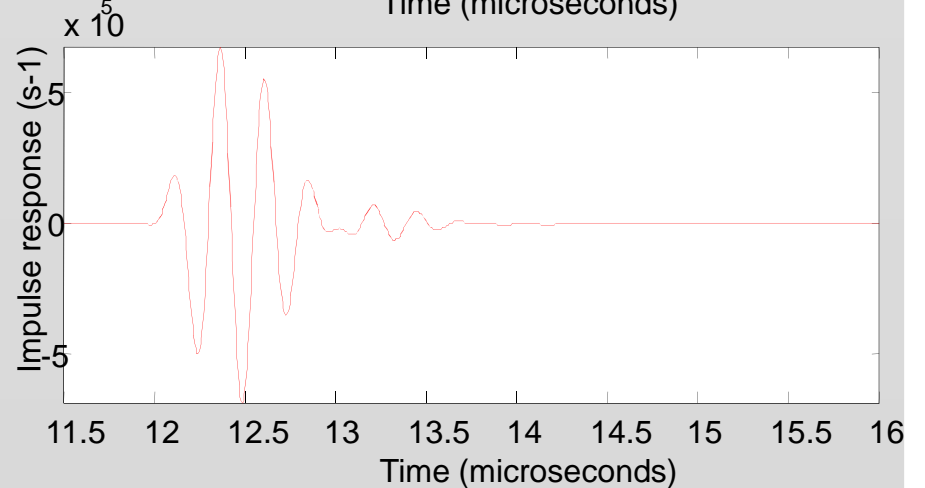
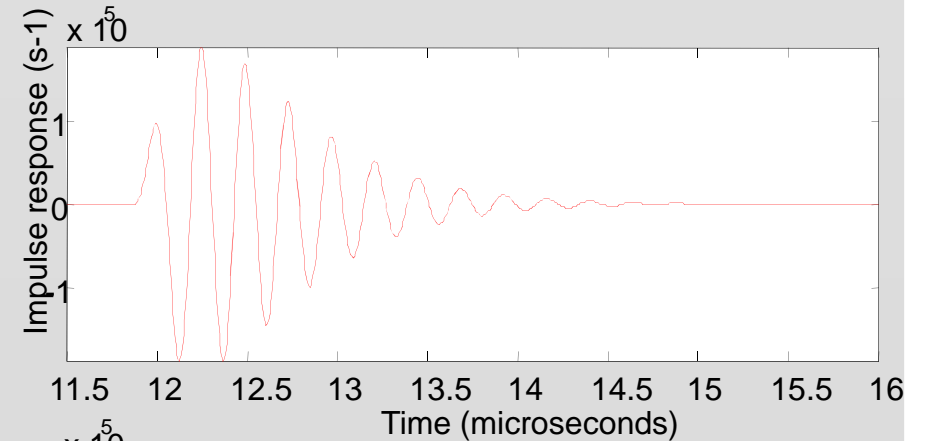
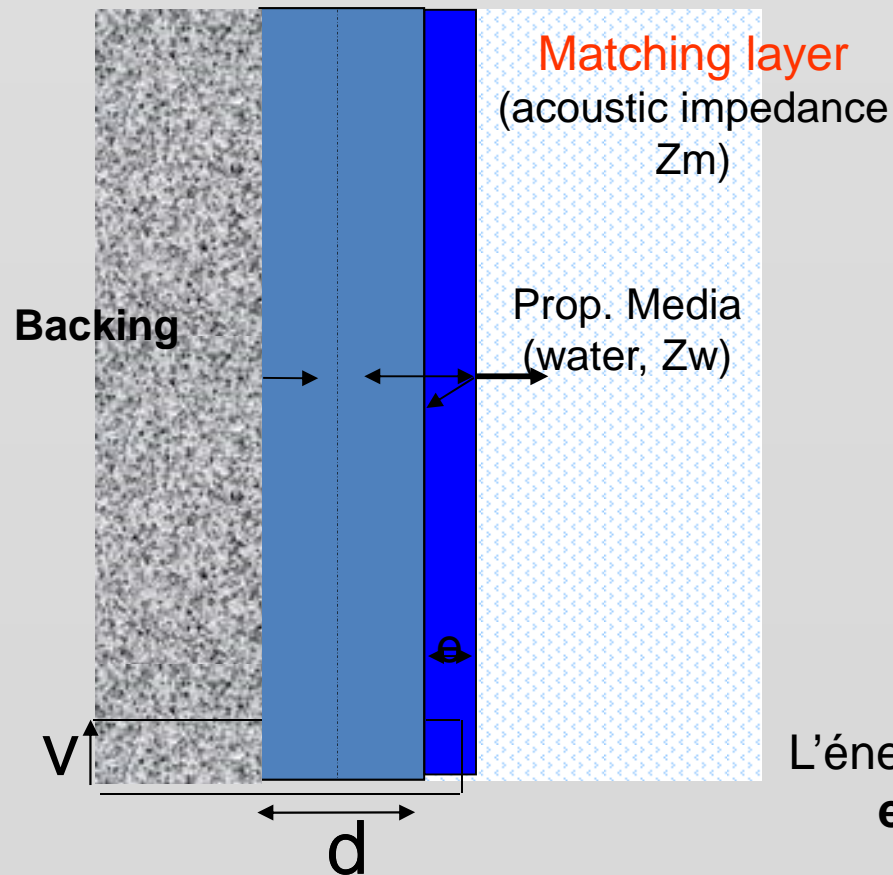
Plaque piézoélectrique



Energy is radiated into backing and water :
the duration of resonance is decreased (higher
bandwidth) but the sensitivity is reduced

Utilisation d'une lame quart d'onde

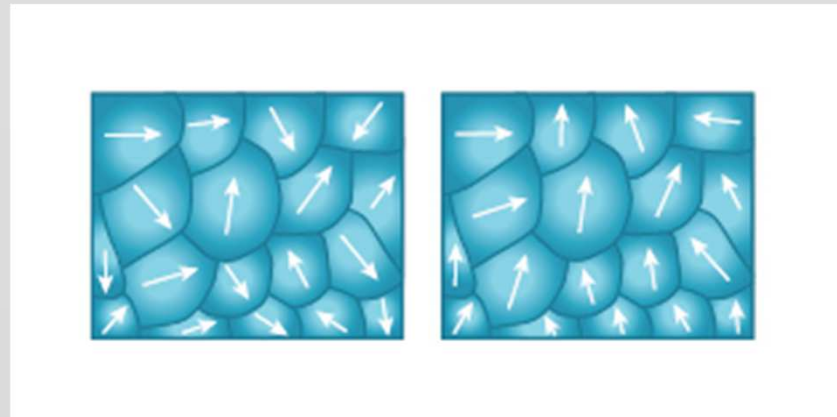
Plaque piézoélectrique



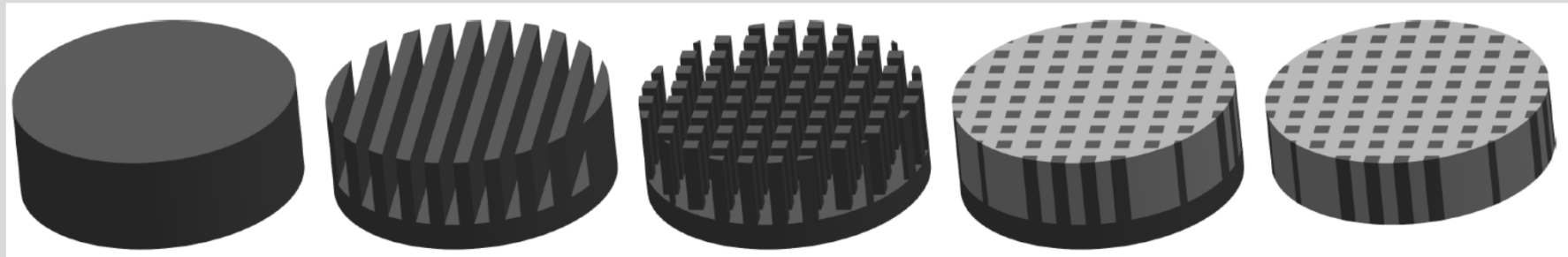
L'énergie transférée dans l'eau est maximum si $e \approx \lambda/4$ et si $Z_p < Z_m < Z_w$: sensibilité et bande passante sont augmentée

Fabrication de l'élément actif piézoélectrique

1- Corps féroélectriques ou plastiques rendus piezoélectriques artificiellement: chauffés puis refroidis tout en étant polarisés.



2- Découpe + dépôt d'électrodes



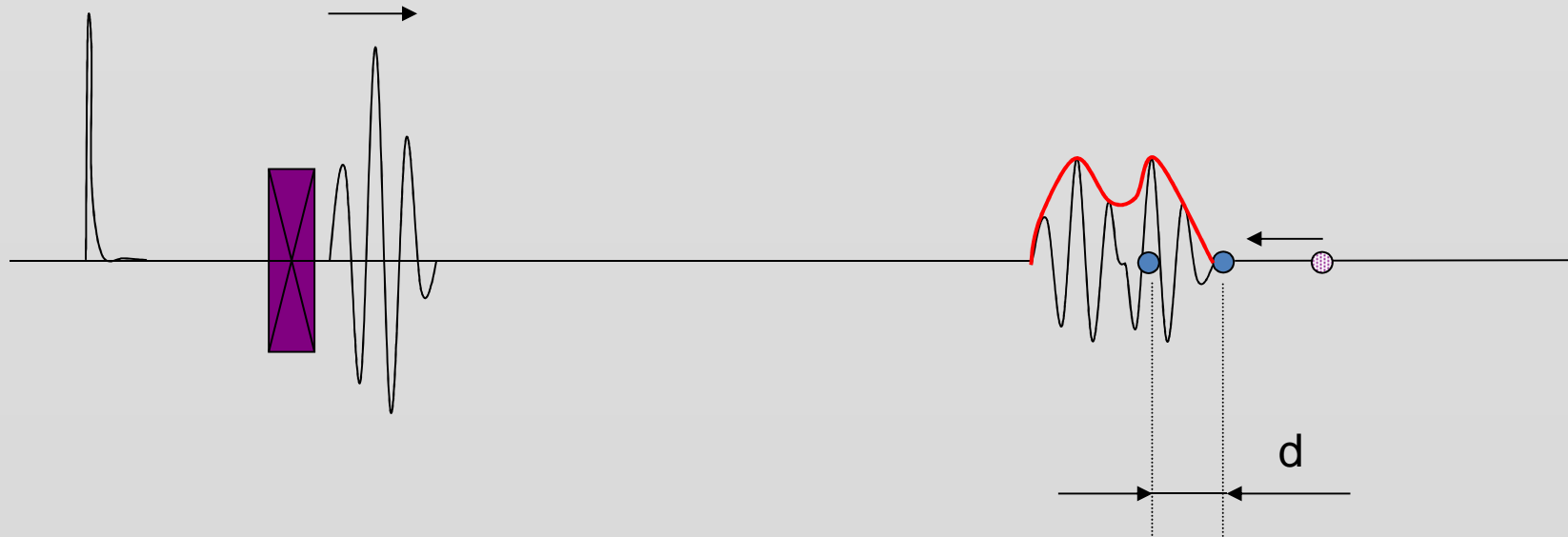
Performance des transducteurs : Resolution Axiale



Performance des transducteurs : Resolution Axiale



Performance des transducteurs : Resolution Axiale



Le temps qui sépare les deux échos vaut : $\Delta T = 2d / c$

Ou encore : $d = c/2 \cdot \Delta T$

Performance des transducteurs : Resolution Axiale



Les deux échos sont confondus : l'appareil ne voit qu'une échostructure au lieu de deux.

$d = c/2.\Delta T$ donc Résolution axiale = $c/2$ x durée écho

Durée écho inversement proportionnelle bande passante.

CHOIX DES SONDÉS

$d = c/2.\Delta T$ donc Résolution axiale = $c/2$ x durée écho

Durée écho inversement proportionnelle **bande passante.**

Durée écho en μs

Bande passante en MHz, par exemple 1 à 4 MHz

Parfois dénomination des sondes : C1- 4 (courbe)
ou LA (5-10) : Linear Array 5 à 10 MHz

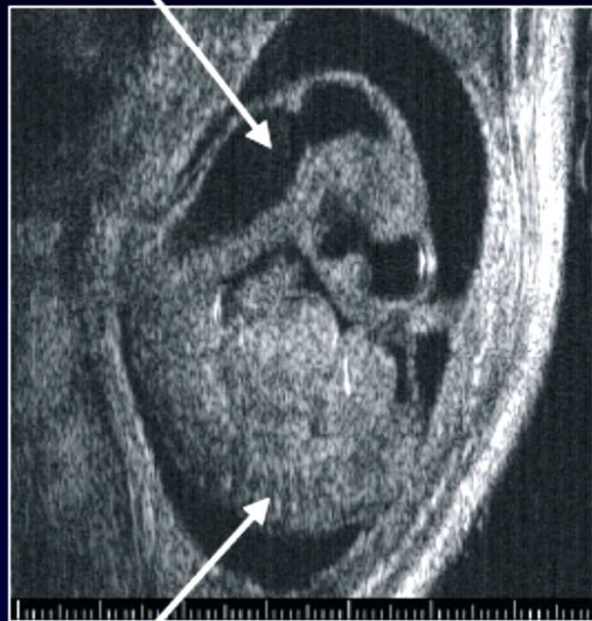
Intérêt de l'imagerie HF-large bande

Embryonic Development

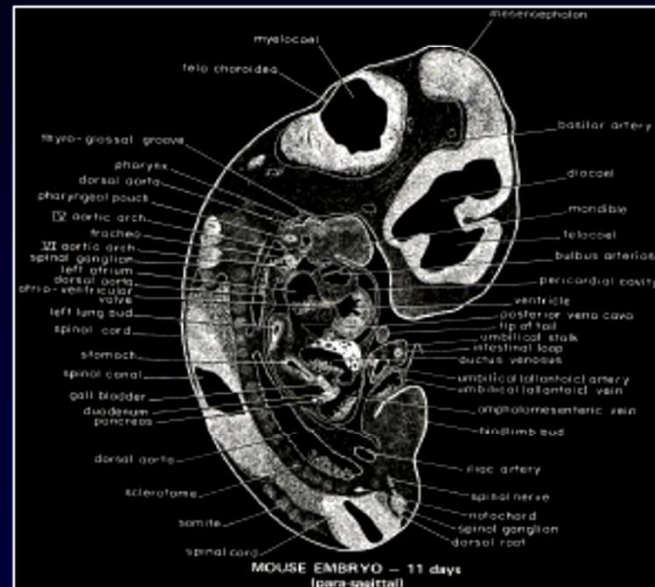
Embryonic day 11.5

Neural Tube

1 mm



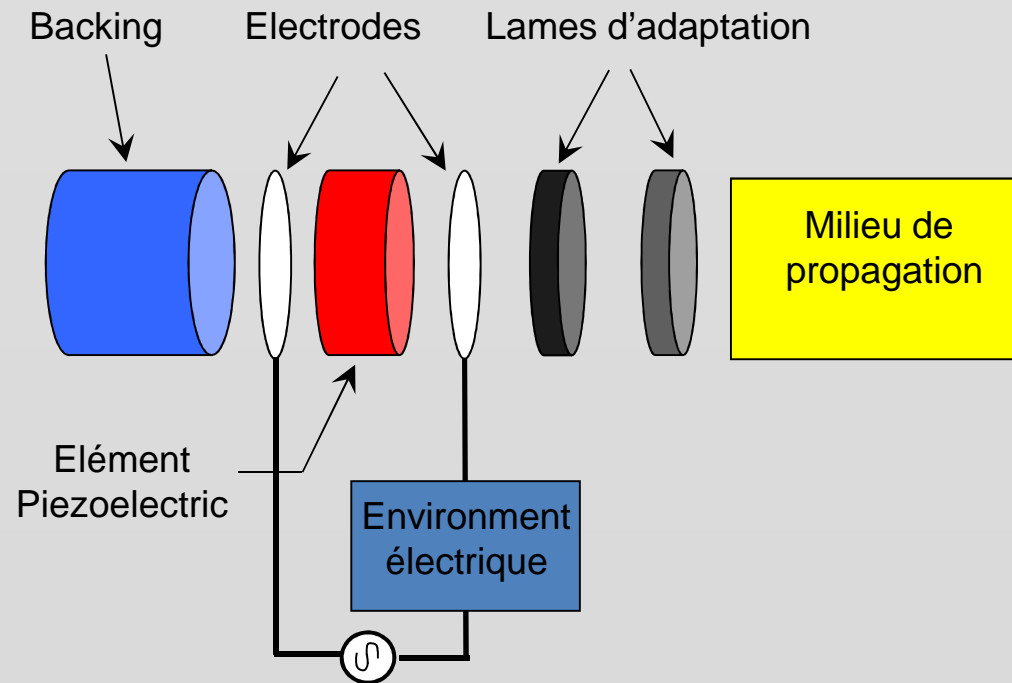
Somites



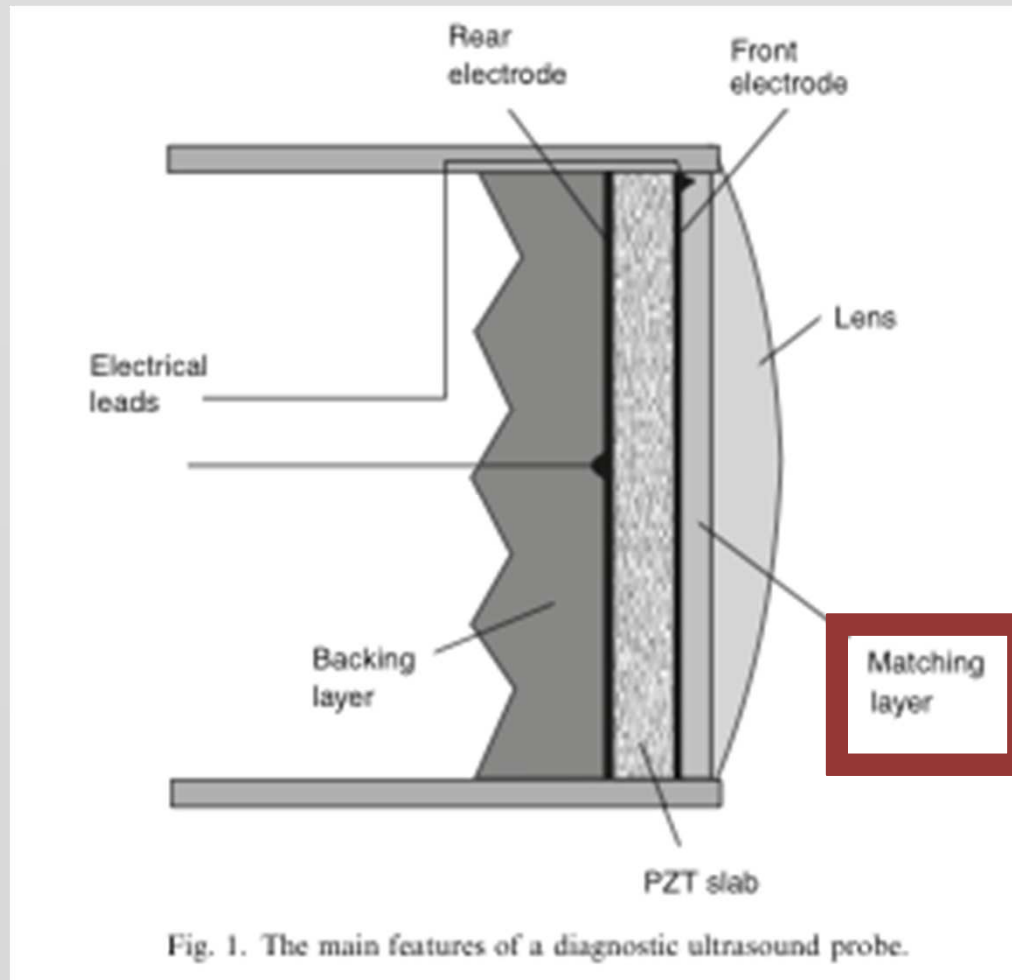
Rugh, 1994. The Mouse: Its reproduction and Development. Oxford Science Publications.

P. Lau Courtesy of S Foster et al, University of Toronto, Canada

Synthèse : la structure en couches d'un transducteur



Lame d'adaptation d'impédance



Epaisseur lame
d'adaptation d'impédance =
1/4 longueur d'onde

$$Z_{lame} = \sqrt{Z_{tissu} Z_{piezzo}}$$

Milieu arrière

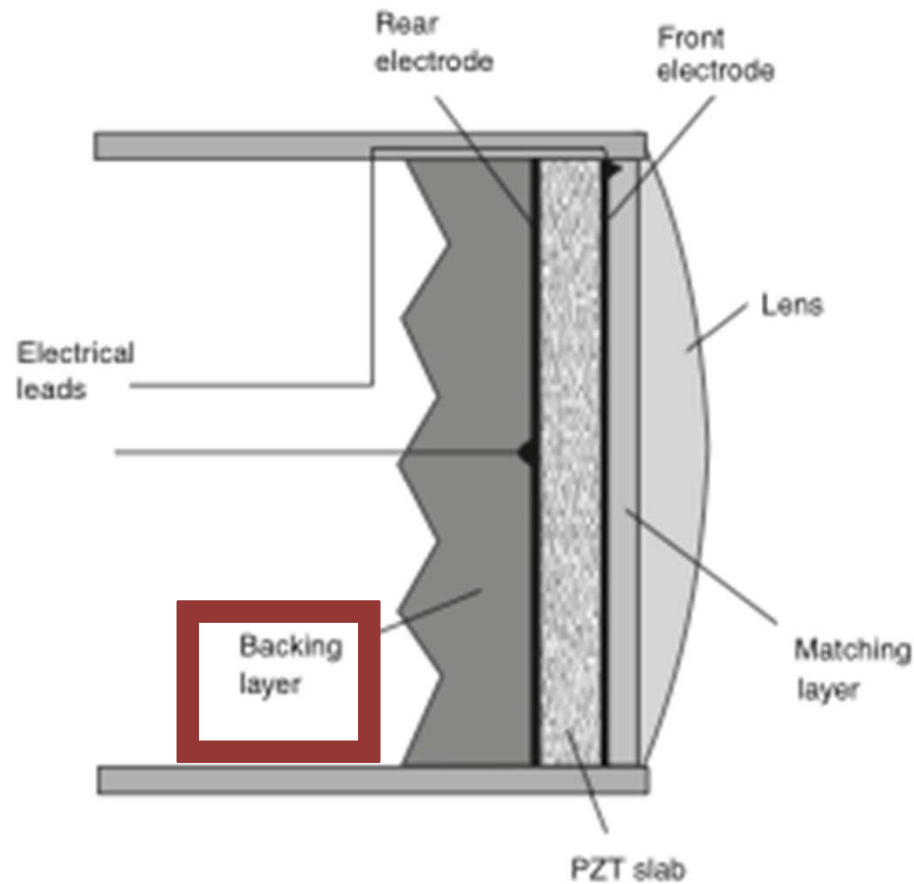


Fig. 1. The main features of a diagnostic ultrasound probe.

Amortir les vibrations de la lame piezzo-électrique
=> Réduire la durée des impulsions

Lentille

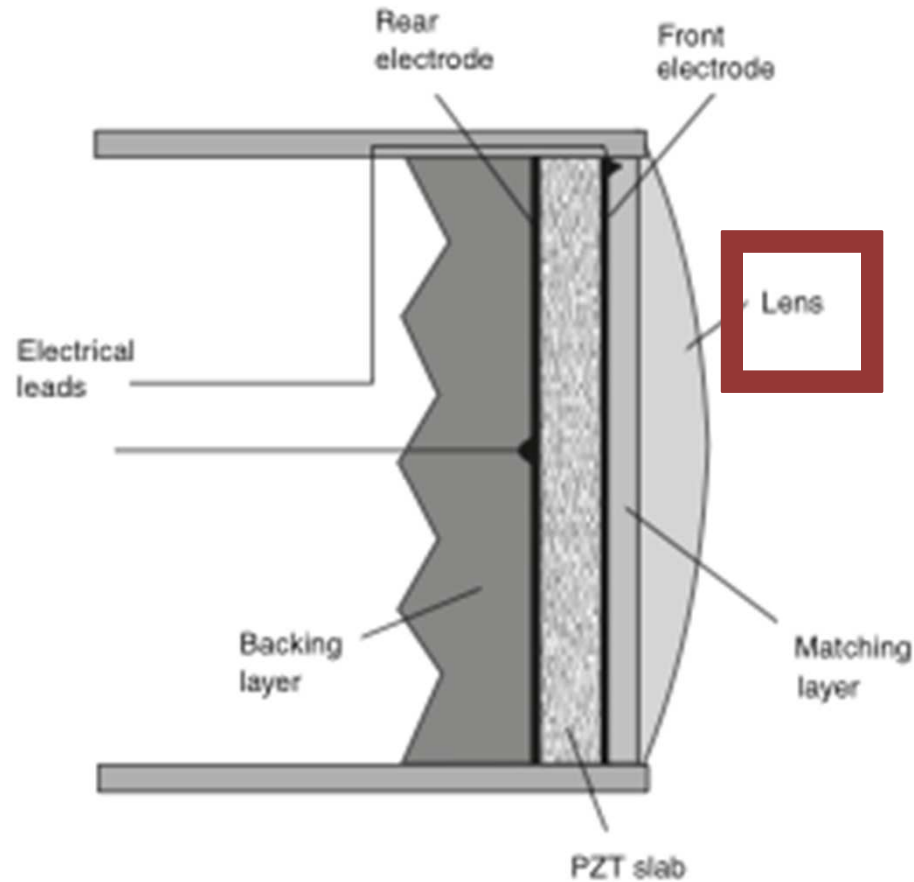


Fig. 1. The main features of a diagnostic ultrasound probe.

Focaliser (concentrer) l'énergie ultrasonore à une profondeur de tissu donnée, dépendante de l'application.

Conversion temps-distance

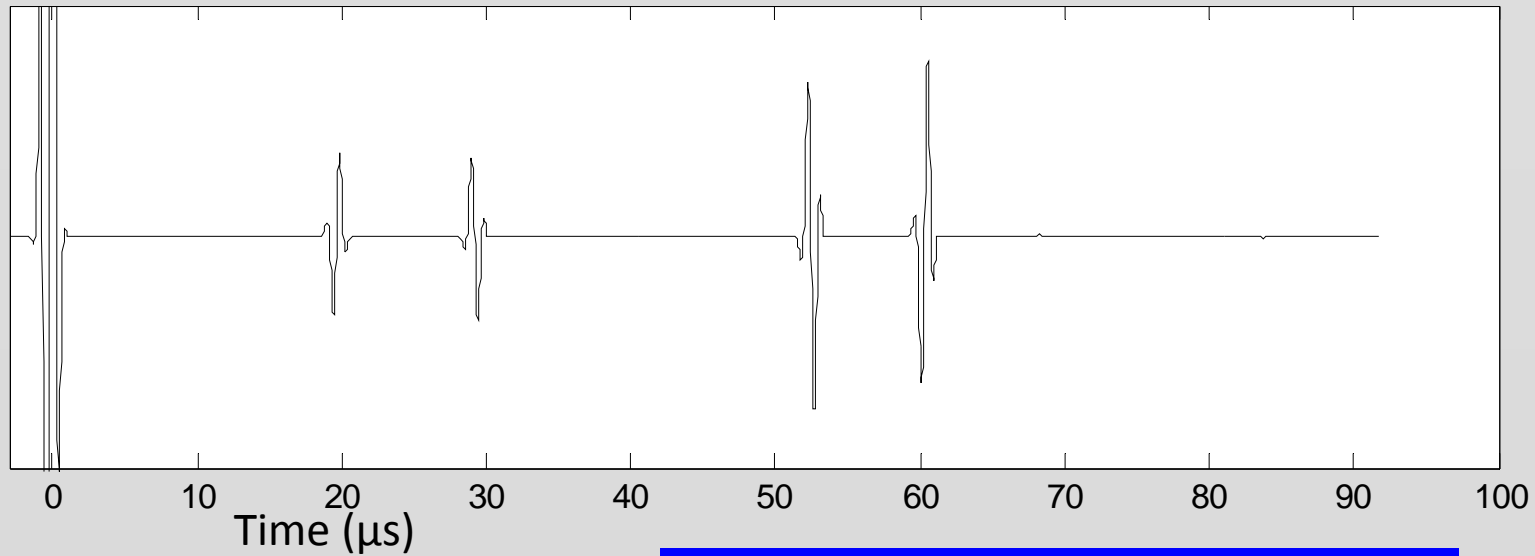
From time information to distance information:

$$c = \frac{2.d}{t} \quad \Leftrightarrow \quad d = \frac{c.t}{2}$$

$$c_{\text{tissu}} = 1540 \text{ m/s}$$

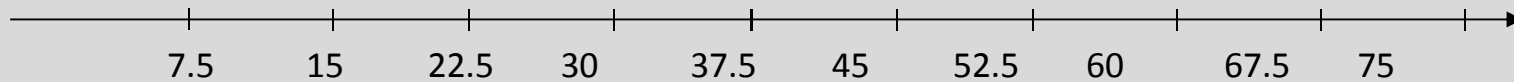
- d is the distance between the transducer and impedance mismatch
- t is the time when the echo is received ($t=0$ being the emission time)

Conversion temps-distance



Space (mm)

$$d_{mm} = \frac{c \cdot t}{2} \approx 0.75 \times t_{\mu\text{s}}$$



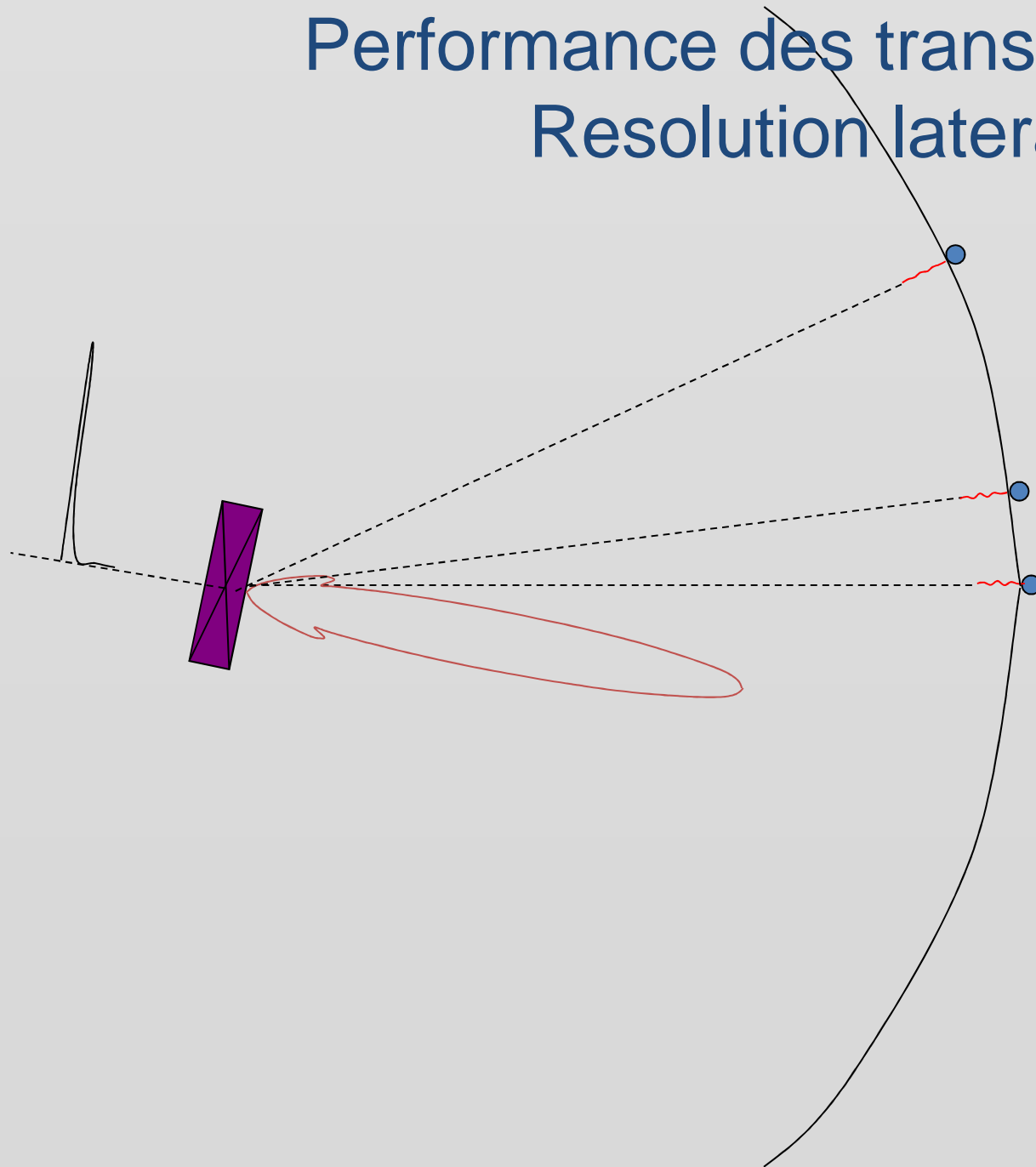
Les 3 fonctions des capteurs

2 – Formation de faisceau :

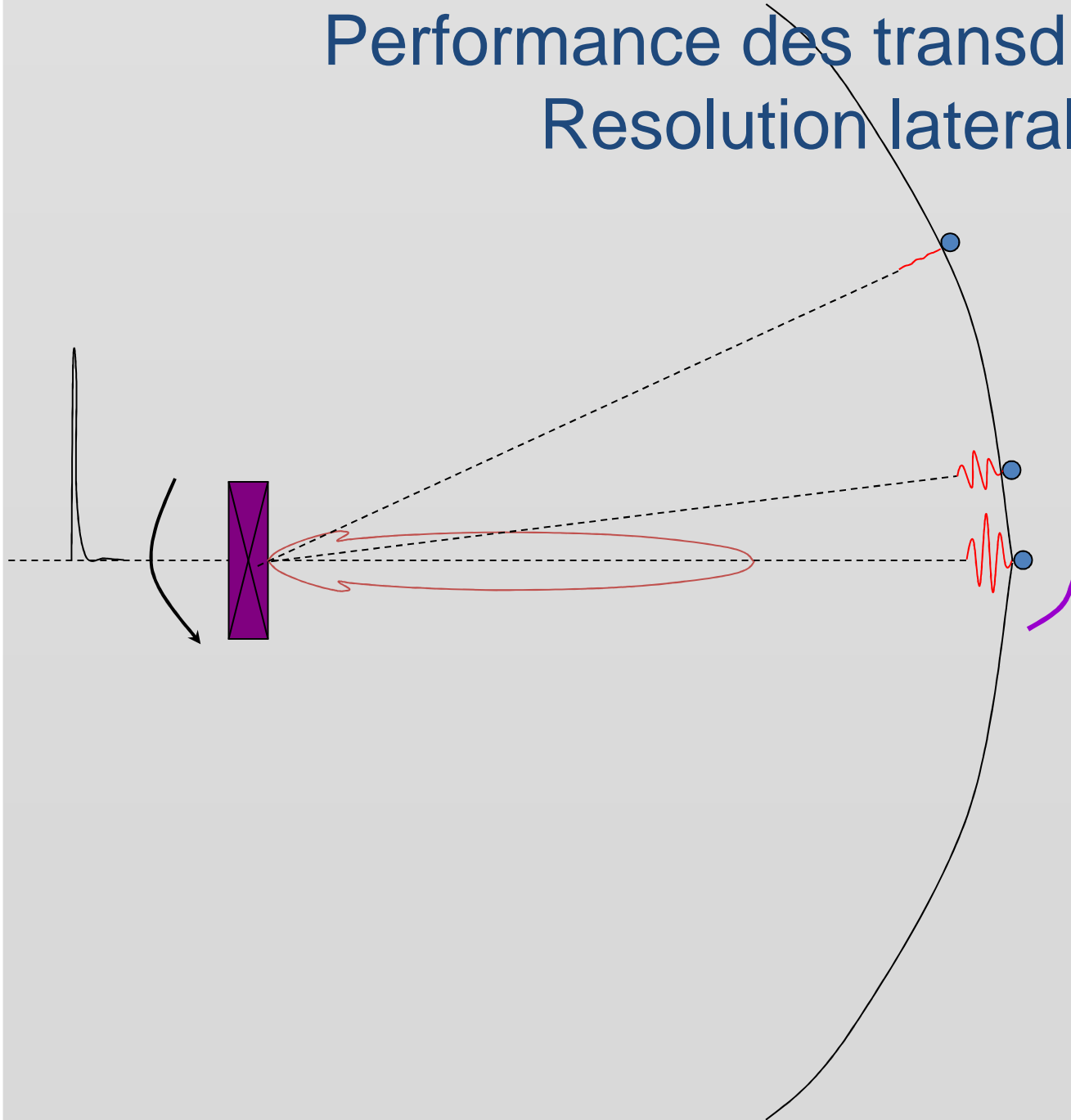
Obtenir la répartition d'énergie acoustique dans l'espace qui soit la plus favorable :

Le plus souvent en un faisceau bien focalisé

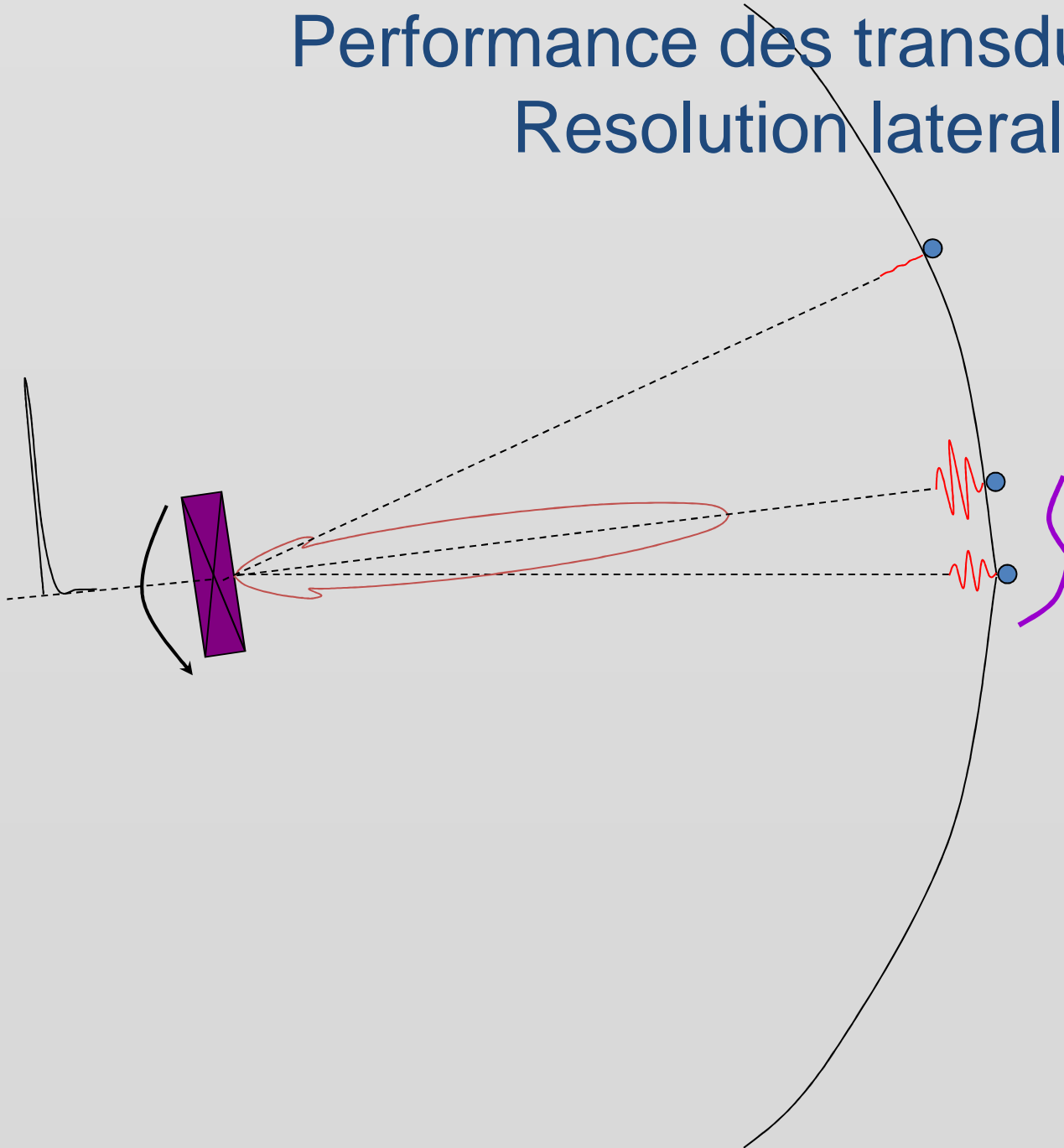
Performance des transducteurs : Resolution laterale



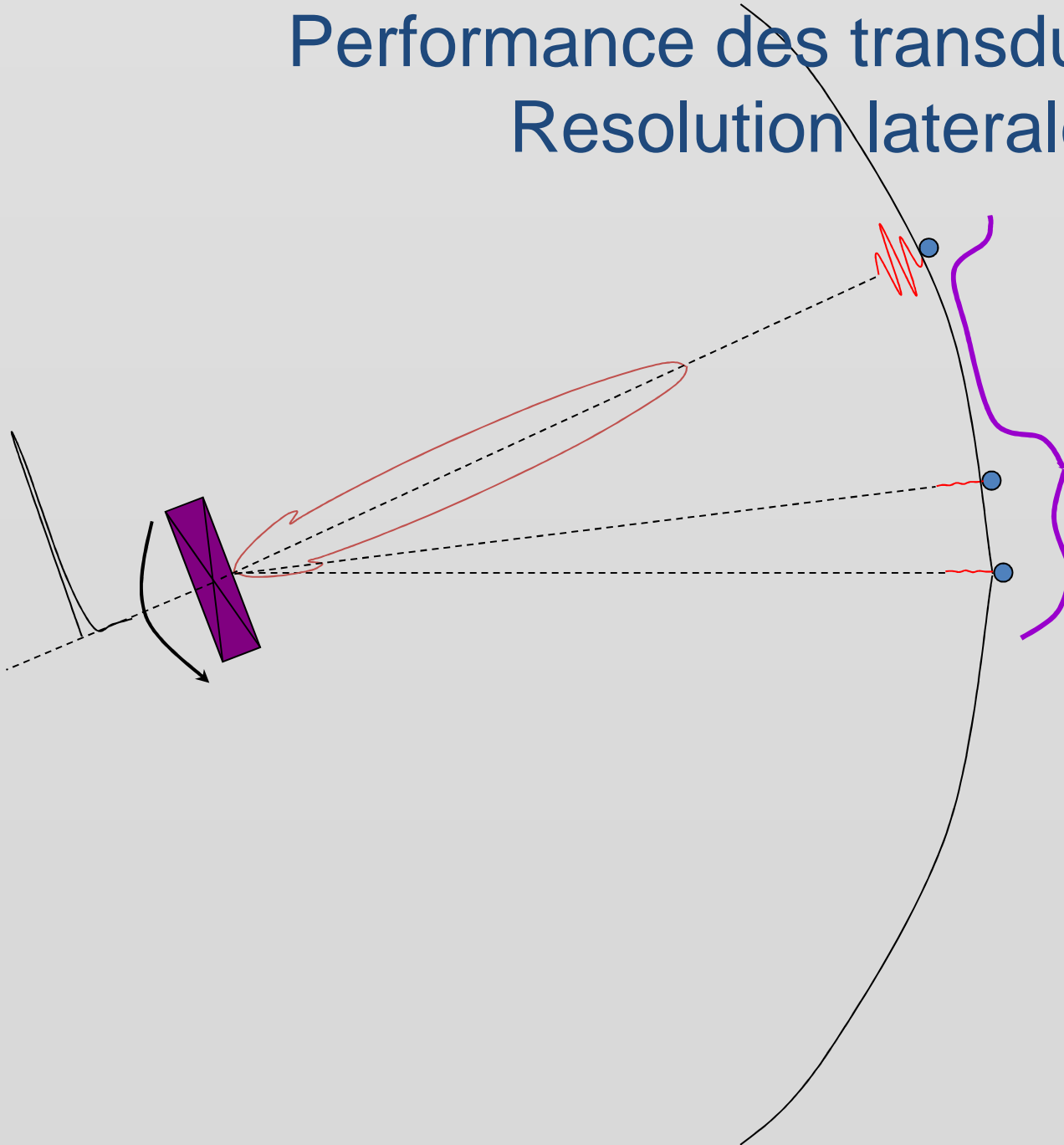
Performance des transducteurs : Resolution laterale



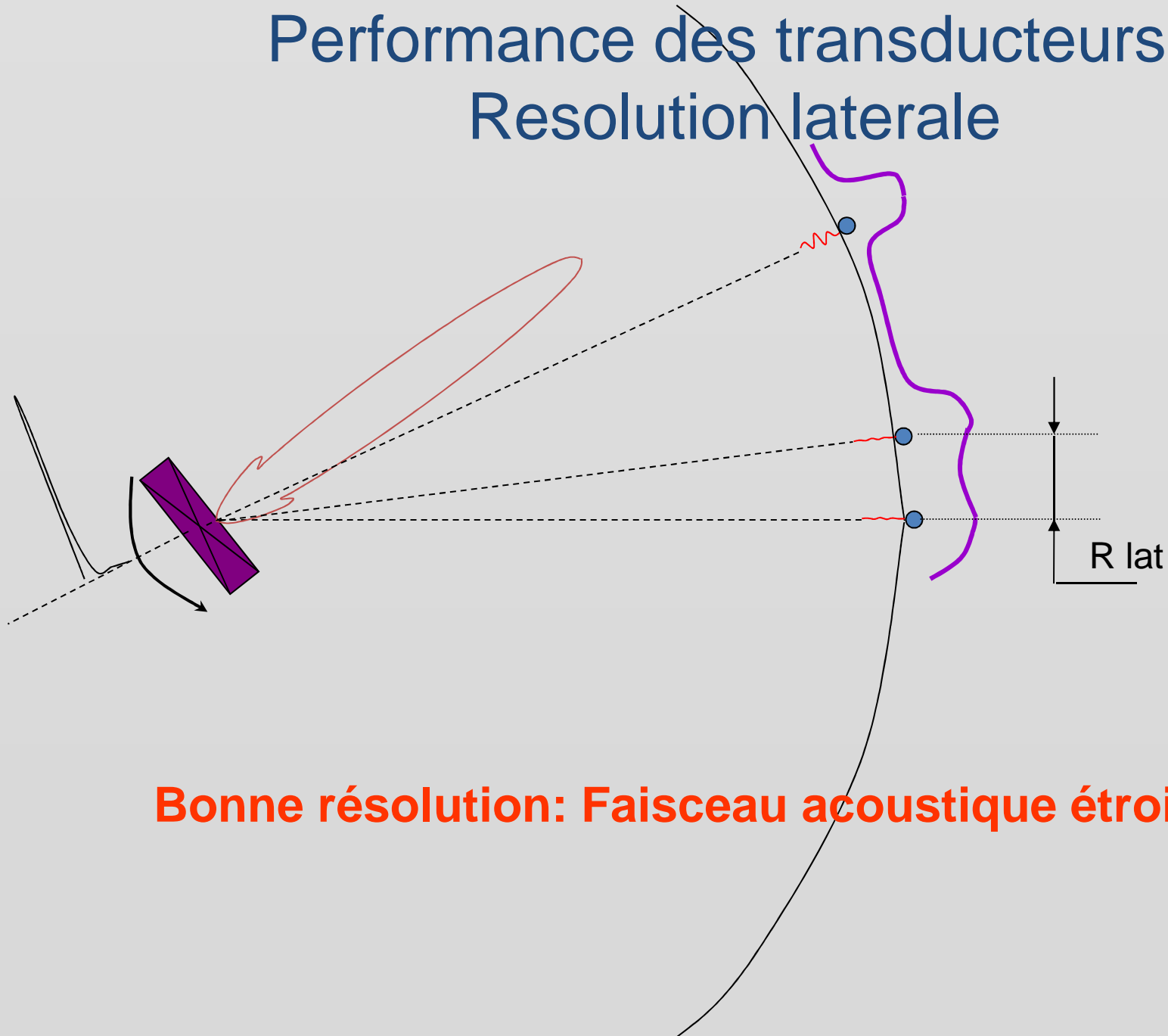
Performance des transducteurs : Resolution laterale



Performance des transducteurs : Resolution laterale



Performance des transducteurs : Resolution laterale



Focalisation et résolution latérale

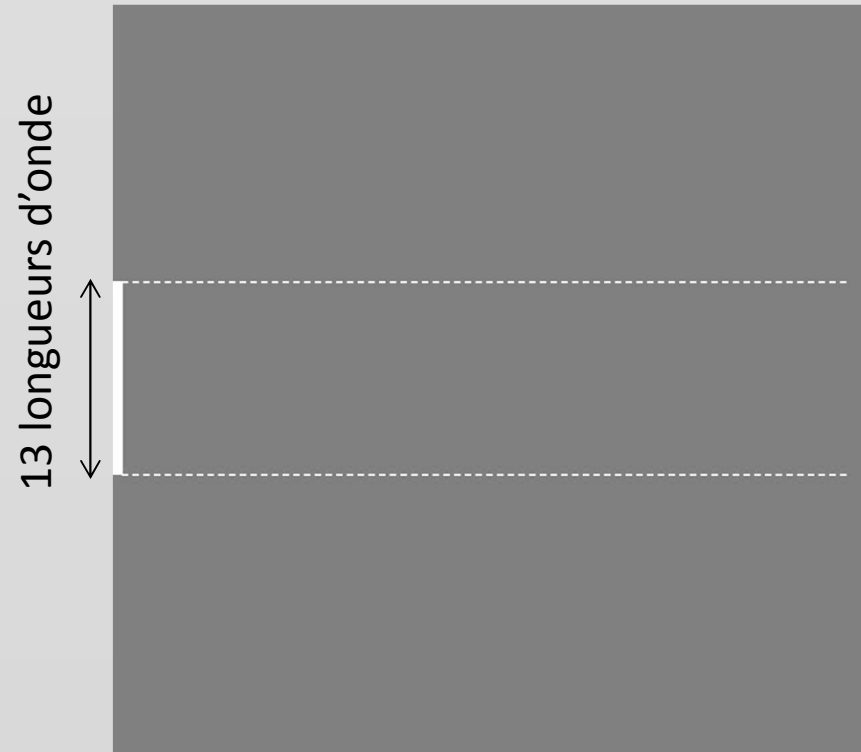
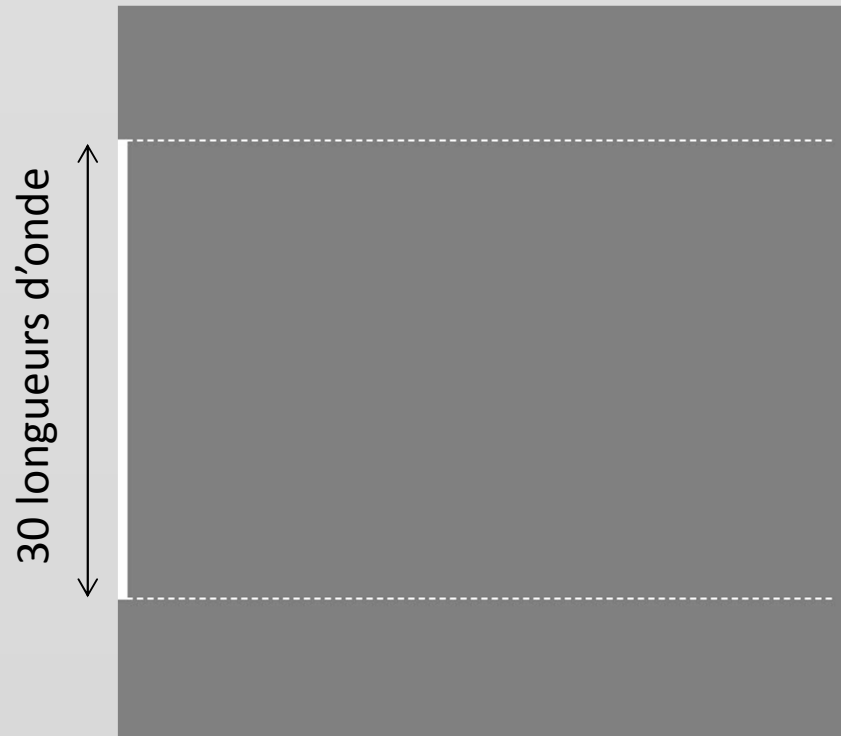
Les images 2D (et 3D) sont reconstruites le long de lignes parallèles à la direction de tir



Est-ce que les 'lignes' ultrasonores existent ?

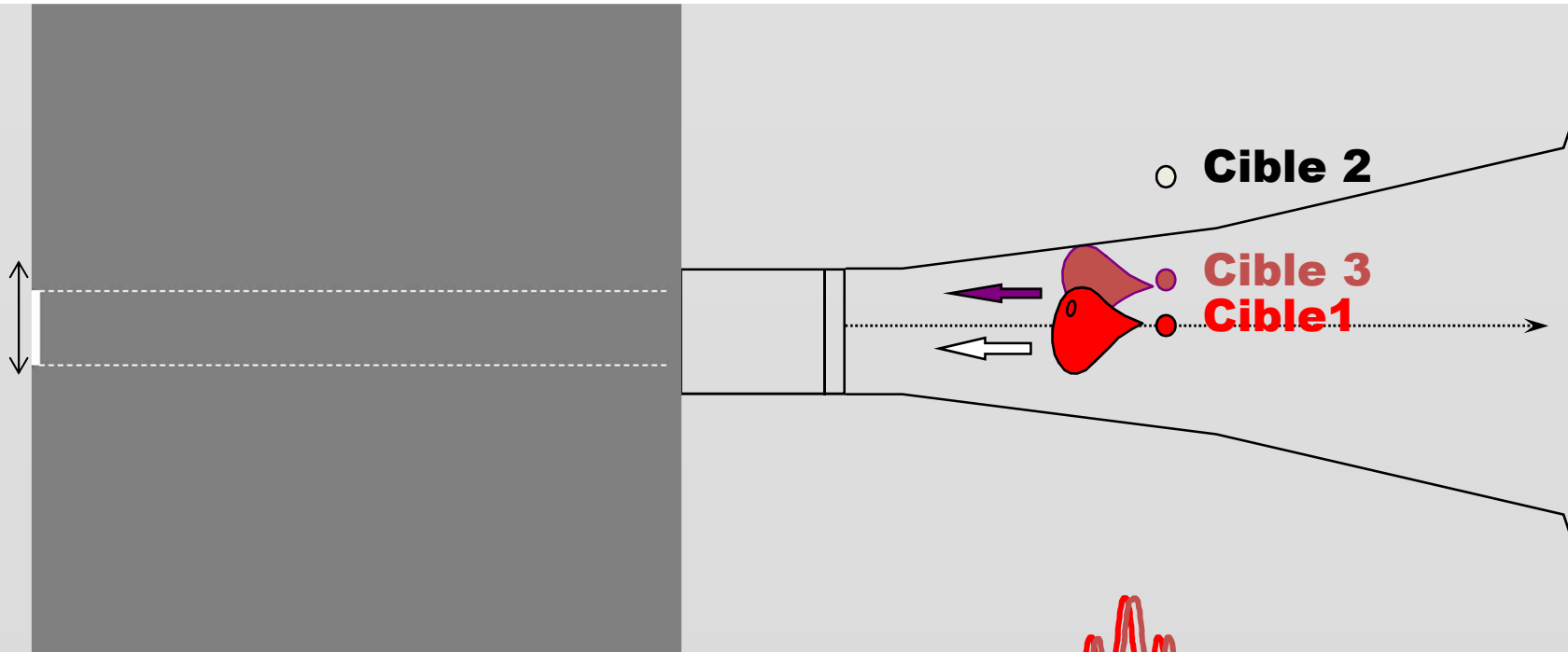
NON !  **diffraction**

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



Courtesy from E. Bossy -ESPCI

7 wavelengths

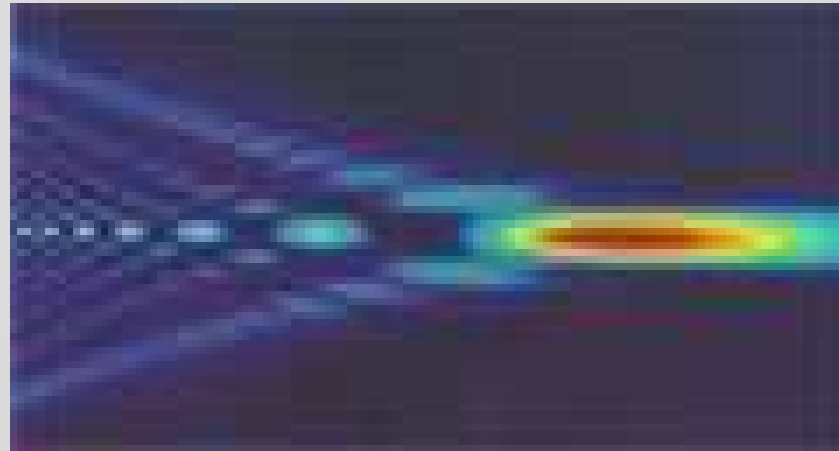
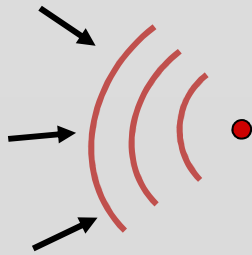


Résolution latérale : distance minimale séparant deux cibles sur l'axe pour que leurs images soient séparées.

La résolution latérale dépend de la largeur du faisceau

Solution: focaliser les ultrasons mais comment?

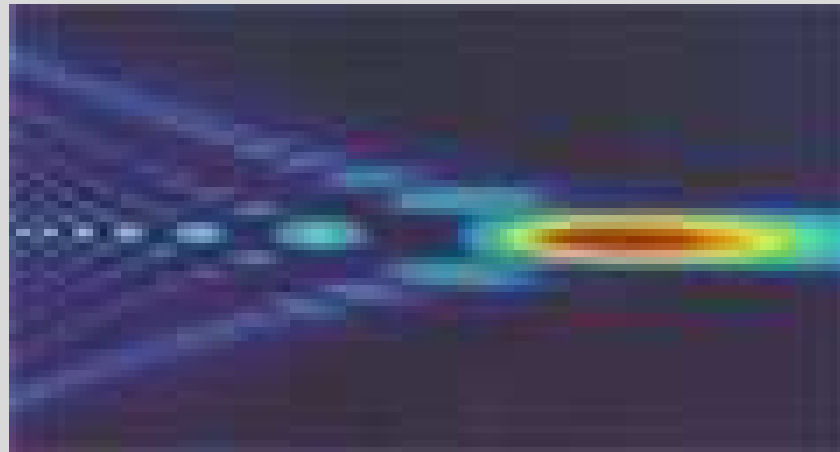
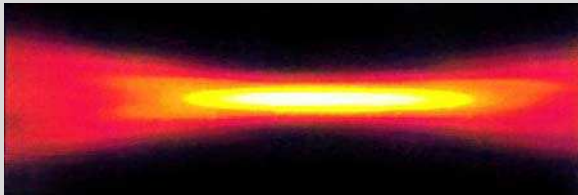
Focaliser une onde :
c'est faire en sorte que toutes les contributions
arrivent **simultanément**



Les effets de la diffraction viennent limiter la taille de la
zone focale à quelques **longueurs d'onde**

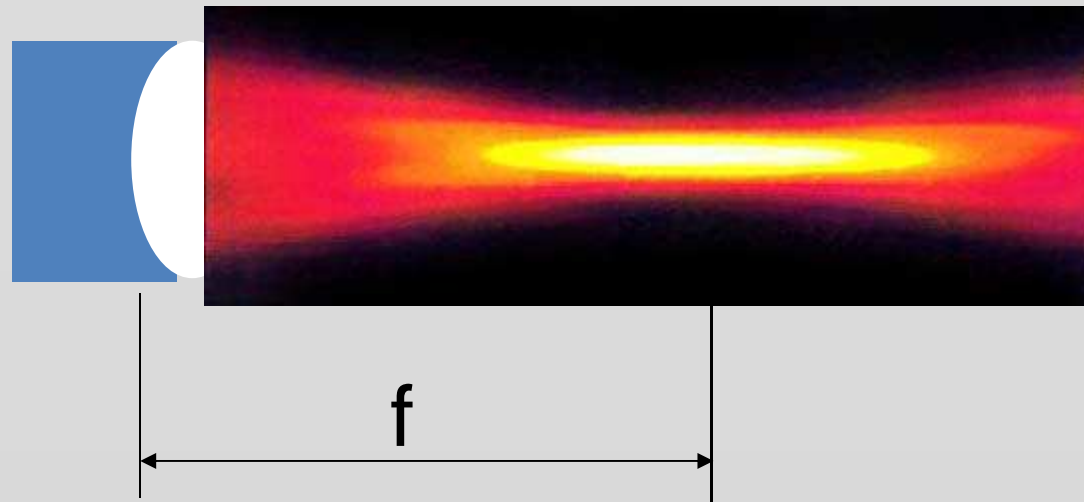
Méthodes de focalisation :

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



Focalisation par transducteur concave :

$$f = R$$



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

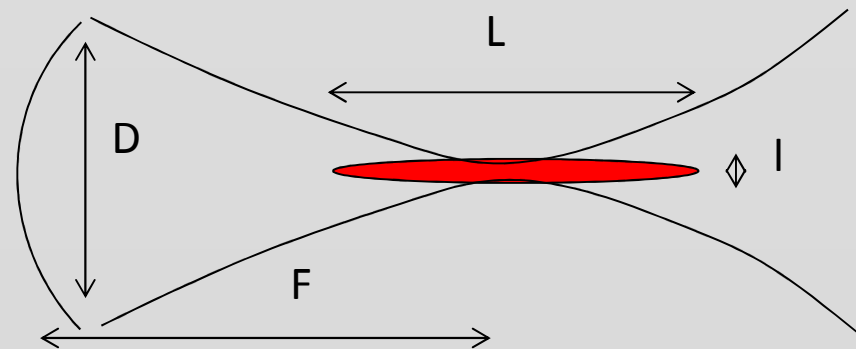
If significant means "more than half the maximum amplitude", the dimensions of the cigar shape are given by :

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

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

F : focal length

D: transducer diameter



Example

f = 3.5 MHz

D=3.0 cm

F=7.0 cm

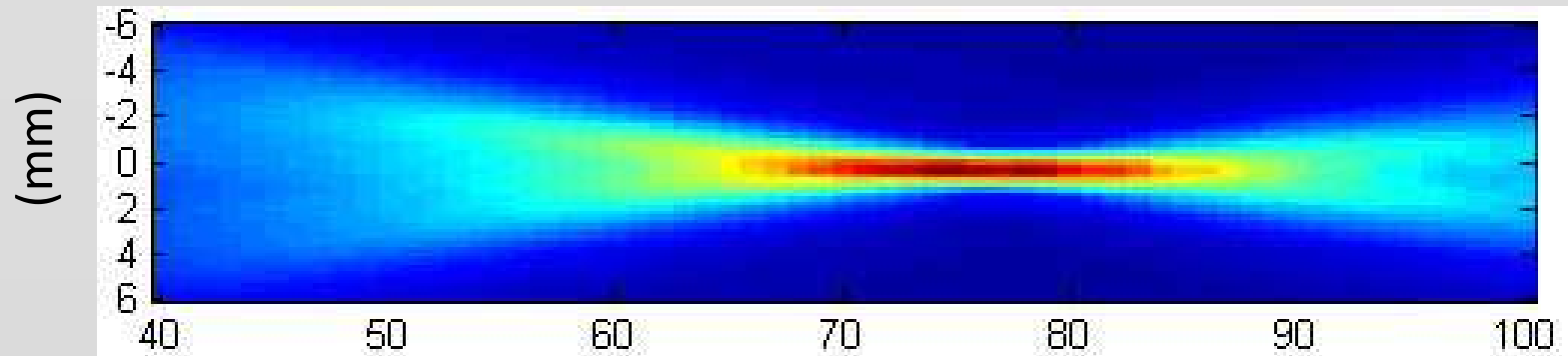


l = 1 mm

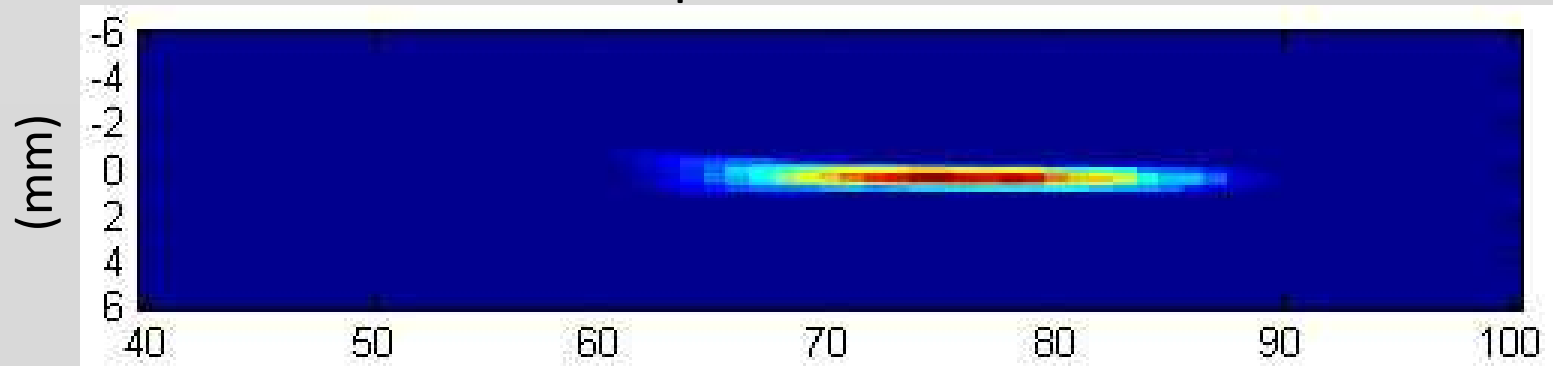
L = 16 mm

Faisceau expérimental (Sonde 3.5 MHz)

Cartographie d'amplitude



Amplitude > -6 dB



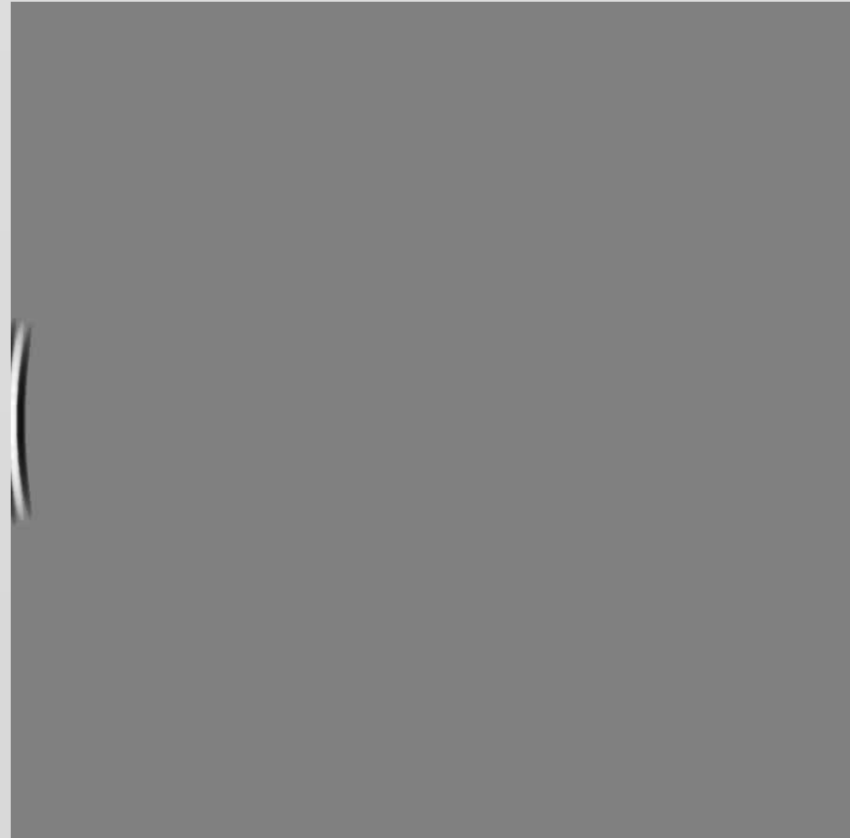
Distance from the probe (mm)

Faisceau simulé (E. Bossy)

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



Diamètre de la source = 30λ



Diamètre de la source = 13λ

Résolution latérale

$$R_{\text{latérale}} = \lambda \cdot \text{Focale} / \text{Ouverture}$$

Améliorer la résolution latérale :

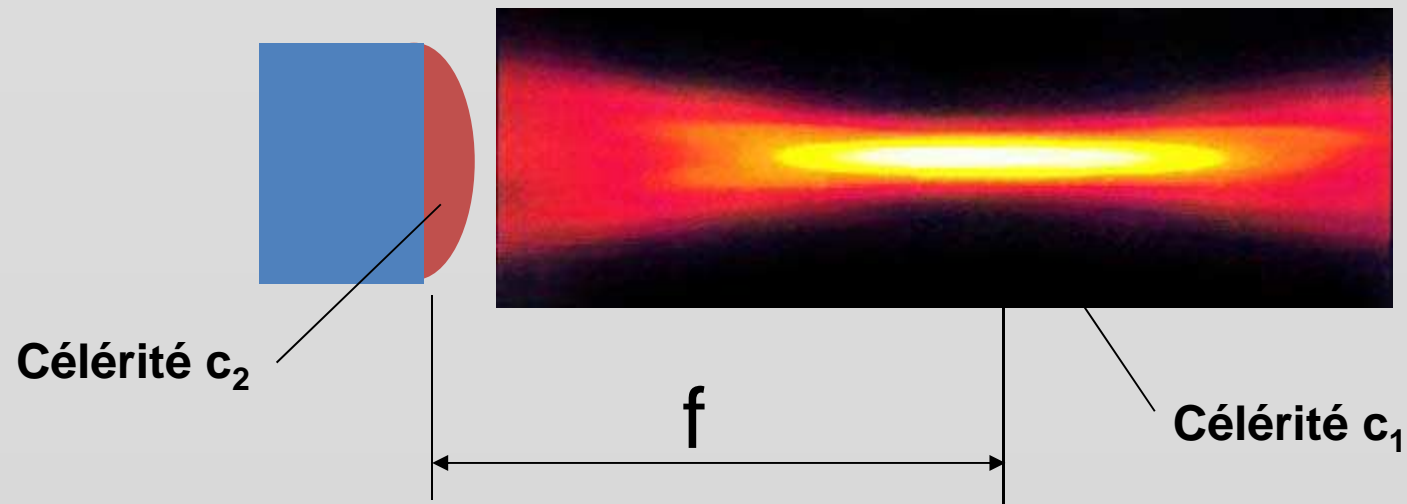
- Diminuer la longueur d'onde soit augmenter la fréquence : Pb profondeur
=> Intérêt harmonique
- Diminuer la focale, mais elle dépend de la profondeur de la cible
- Augmenter l'ouverture (Pb taille du contact sonde – patient)

Par ailleurs, des écarts dans la vitesse de propagation peuvent venir rompre la sphéricité des ondes (mauvais patients, nodules gras) : intérêt de l'imagerie harmonique native.

Une focalisation trop poussée donne une profondeur focale faible

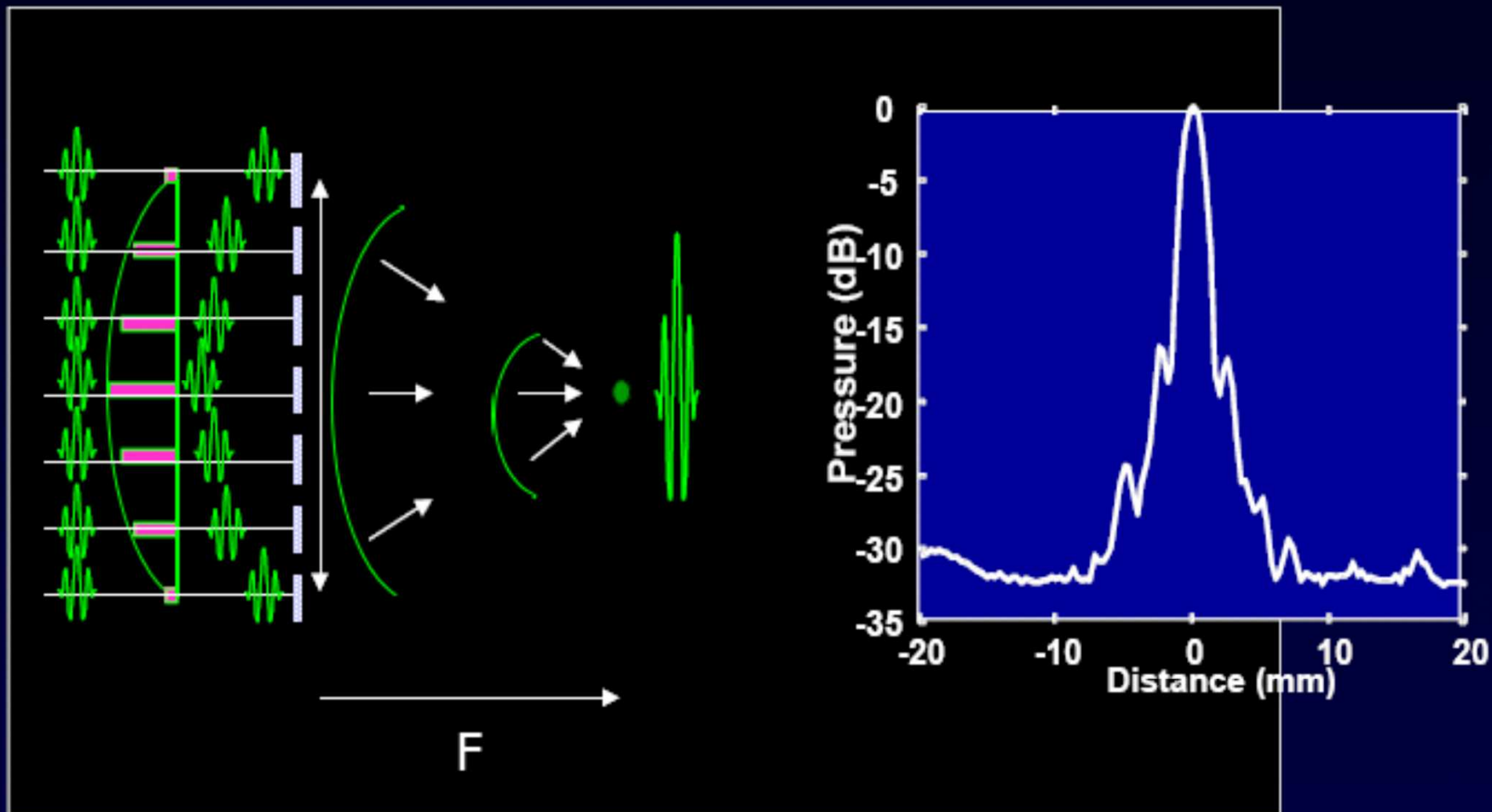
Focalisation par lentille acoustique :

$$f = R / (1 - c_2/c_1)$$



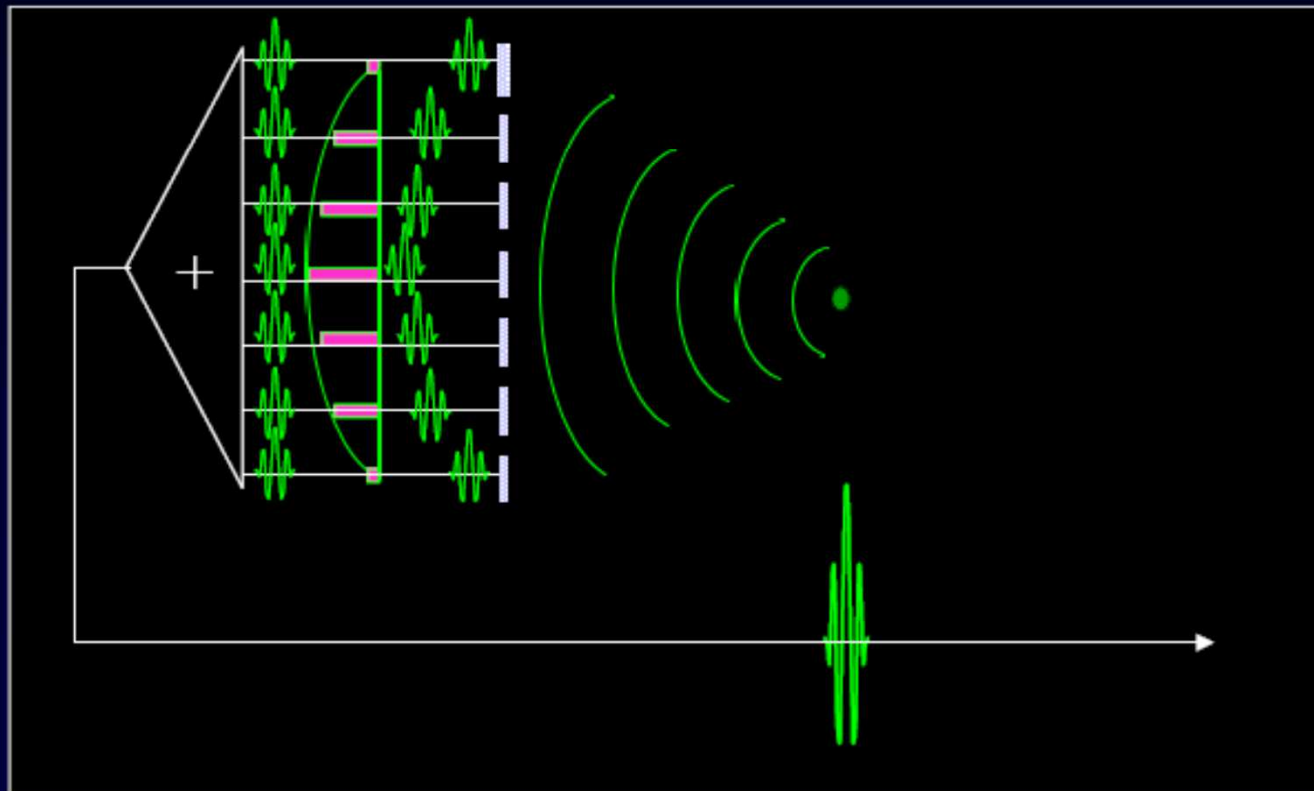
$c_2 < c_1$ le centre de l'ouverture est ralenti

Focalisation I 'émission



Focalisation par retards analogiques ou numériques

Focalisation dynamique en réception

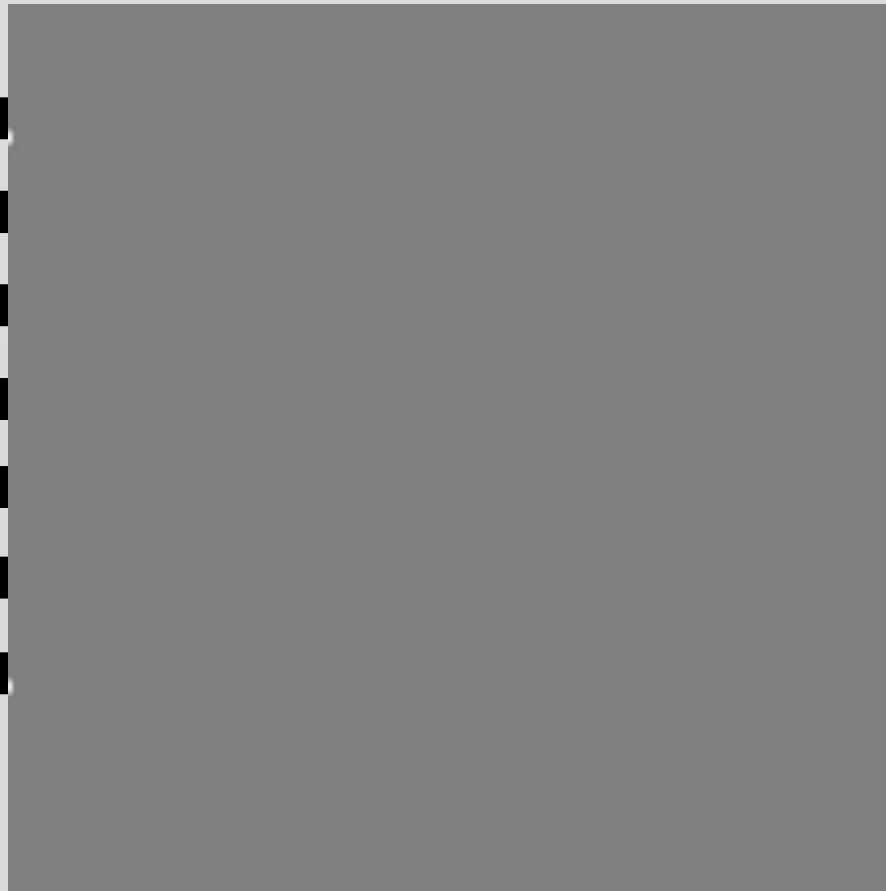


Focalisation par retards analogiques ou numériques

Ultrasonic focusing

How can ultrasound be focused?

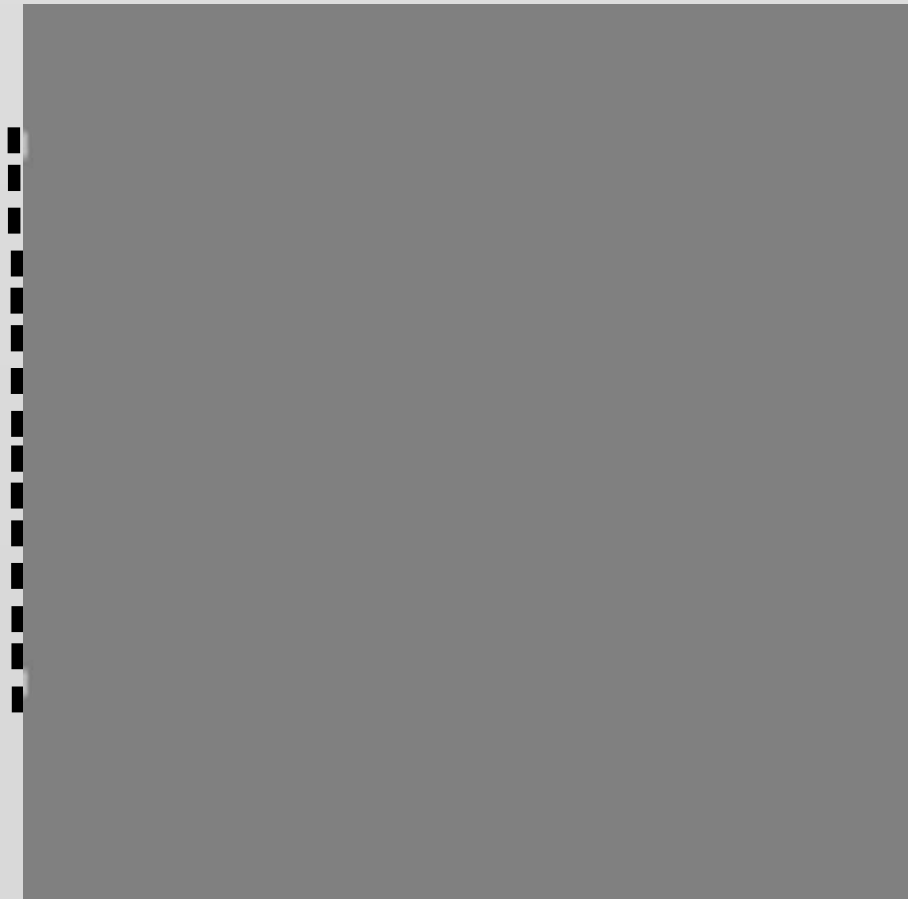
2) Using arrays of elements to simulate curved surface: electronic focusing.



Ultrasonic focusing

How can ultrasound be focused?

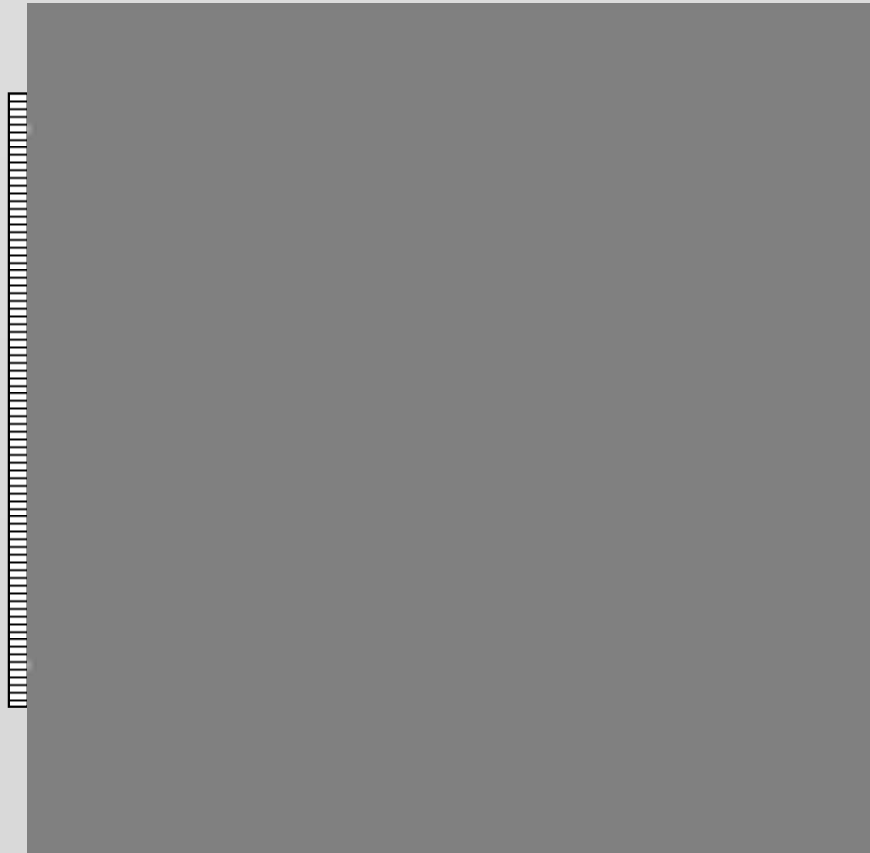
2) Using arrays of elements to simulate curved surface: electronic focusing.



Ultrasonic focusing

How can ultrasound be focused?

2) Using arrays of elements to simulate curved surface: electronic focusing.



Améliorer la résolution latérale :

$$R_L = \lambda \cdot \text{Focale} / \text{ouverture}$$

Il faut donc

- Diminuer la longueur d'onde soit augmenter la fréquence (Pb profondeur)
Intérêt harmonique H2
- 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): intérêt de l'imagerie harmonique native

Une focalisation trop poussée donne une profondeur focale faible

Structure d'une barrette échographique

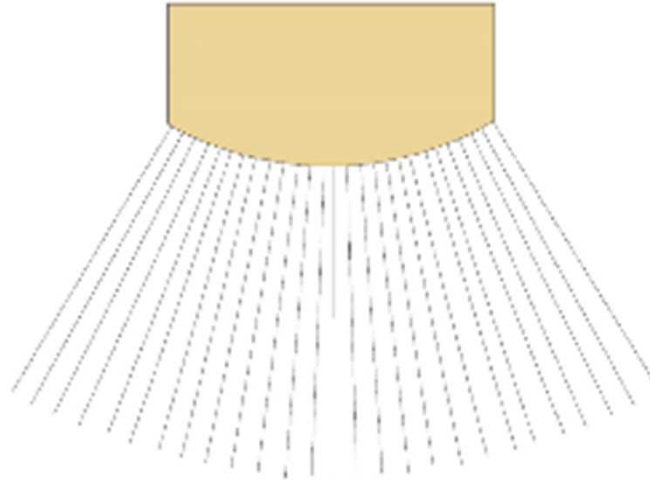


Fig. 6. A curvilinear probe and the format of the scan lines.

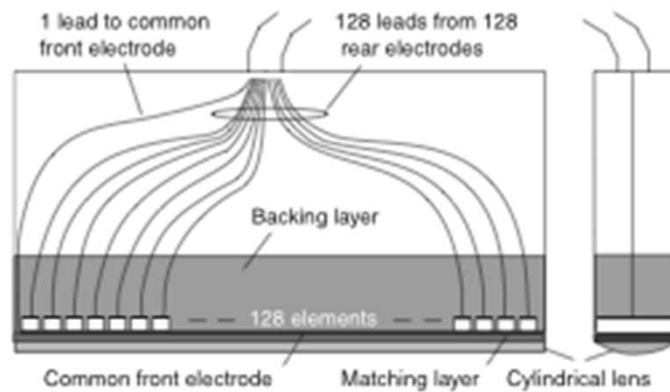


Fig. 7. The basic structure of a linear array probe. A curvilinear array probe is similar apart from the array of elements being formed as an arc. A phased array probe has a similar structure, except that the width of each element, and consequently the length of the array, is typically about 1/5 that of a linear array of the same frequency.

Focalisation et déflexion

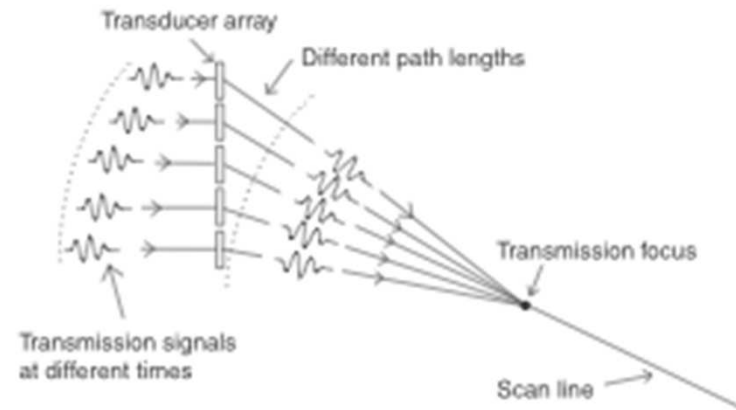


Fig. 12. Steering and focusing of the transmitted pulse in a phased array. The principle is similar to that used in a linear array, except that for all but straight ahead transmissions the focus is not situated on the principal axis of the probe.

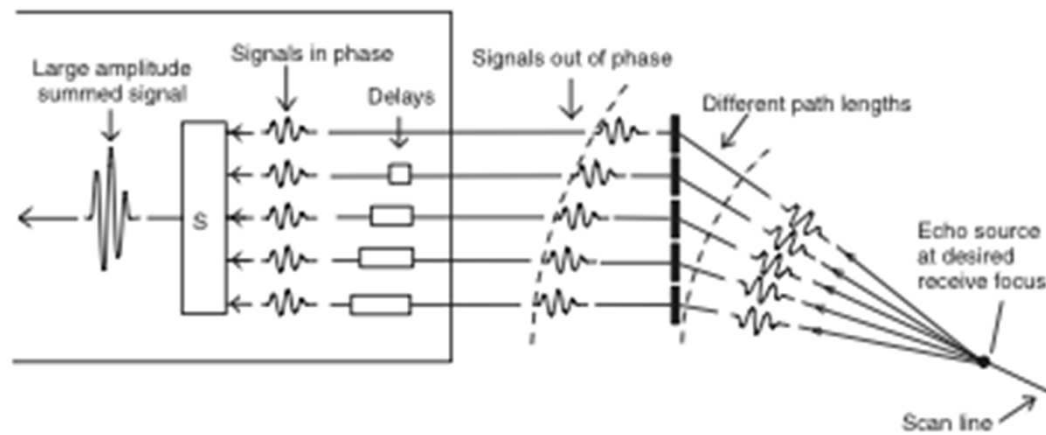


Fig. 13. Steering and focusing in reception in phased array. As for a linear array, the receive focus is automatically advanced along the scan line, although for a phased array the scan line is generally at an angle to the principal axis of the probe.

Focalisation à la réception

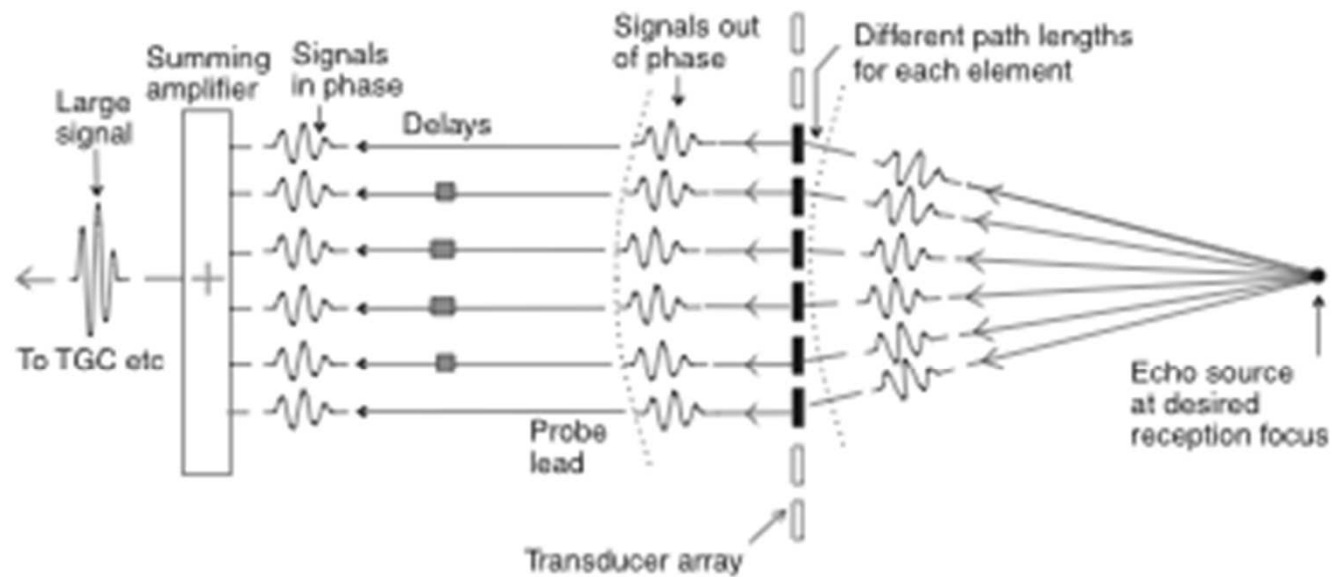


Fig. 9. Focusing in reception. The wavefront from a target on the beam axis will arrive at the central elements of an array earlier than at the outer elements. For a particular receive focus position, the signals from all elements can be made to arrive at the same time at a summing amplifier by having an appropriate electronic delay in each channel.

Focalisation dynamique à la réception

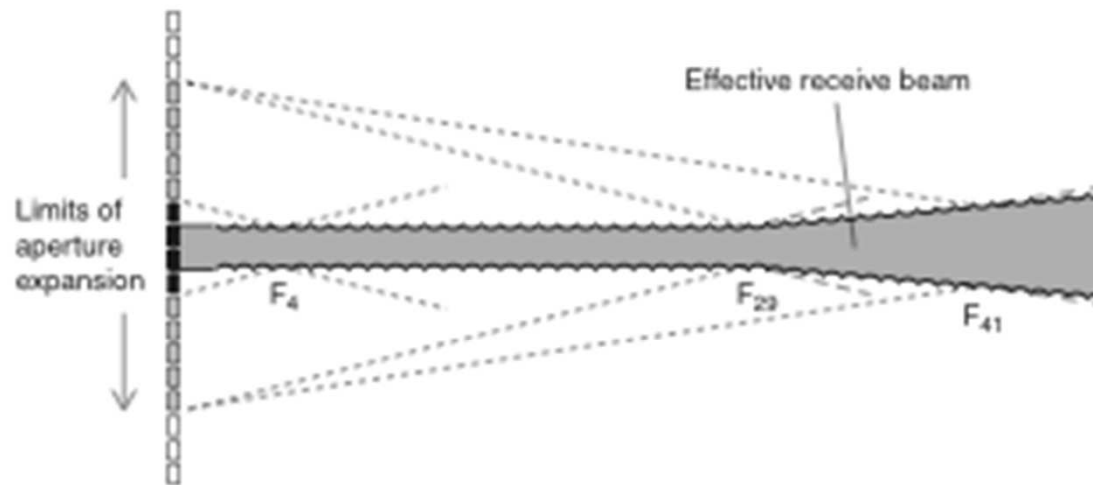


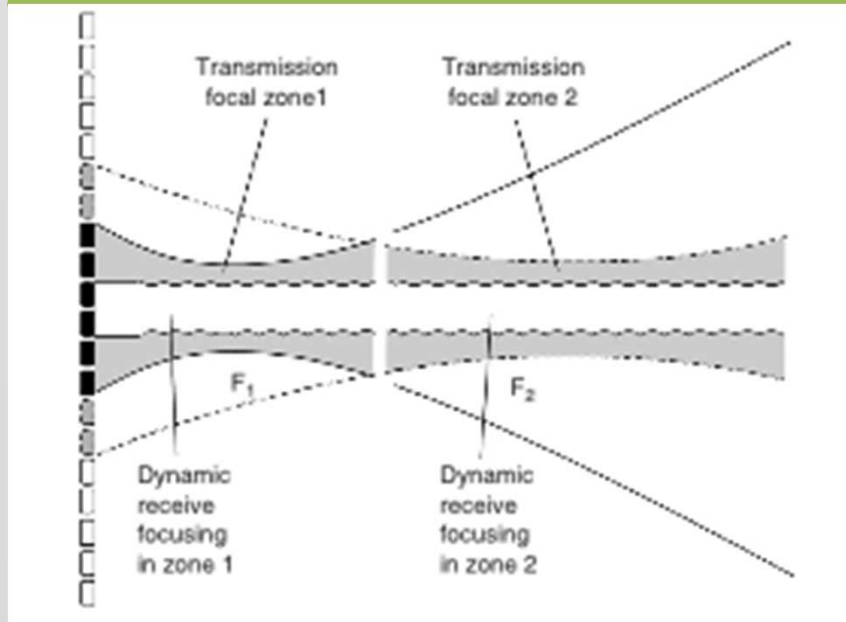
Fig. 10. Dynamic focusing in reception. The focal length is automatically increased in discrete steps by changing the receive delays. Thus, when echoes are due back from F_4 , delays appropriate to a focus at F_4 are used. The number of elements forming the receiving aperture is also continually increased to maintain as narrow a focal beam width as possible. In this example, the receiving aperture increases with the focal length up to F_{29} , after which it remains constant. Thereafter the focal beam width progressively increases with increasing focal length.

Stratégies pour améliorer la résolution

Pour améliorer la résolution latérale:

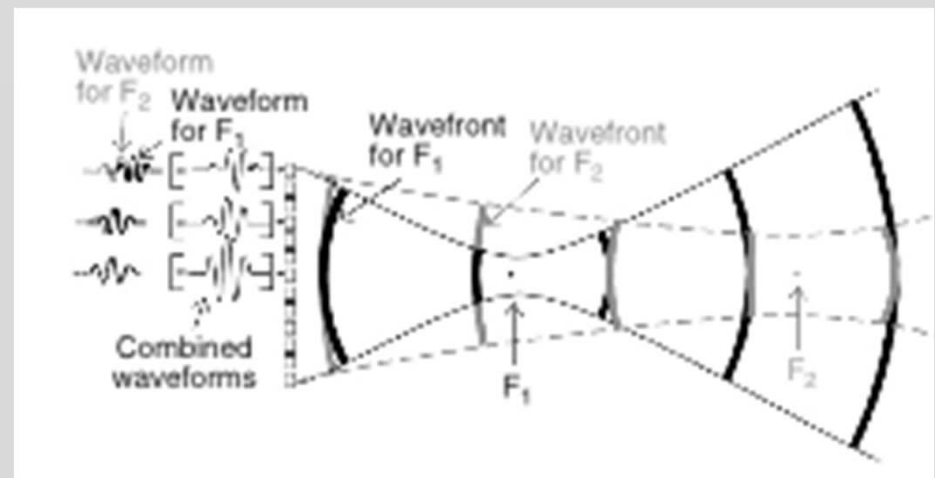
- Focalisation dynamique en réception
- Focalisation par zones en émission
- Focalisation dynamique en émission

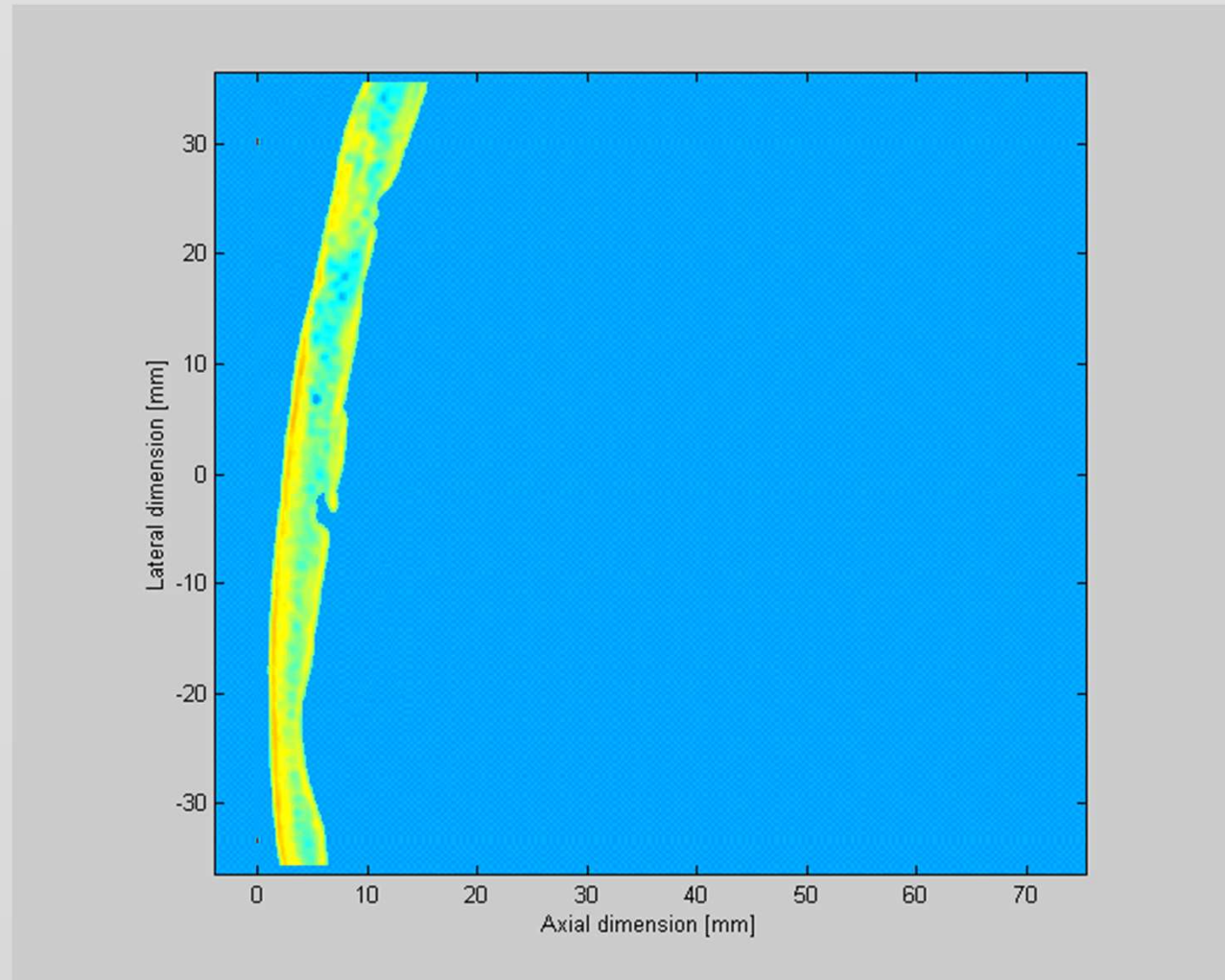
Focalisation par zones et focalisation dynamique à l'émission



Multiple zone focusing in transmission. Each line is interrogated in several sections, there being one transmission- reception sequence for each section, with the transmit focus at the mid point of that section

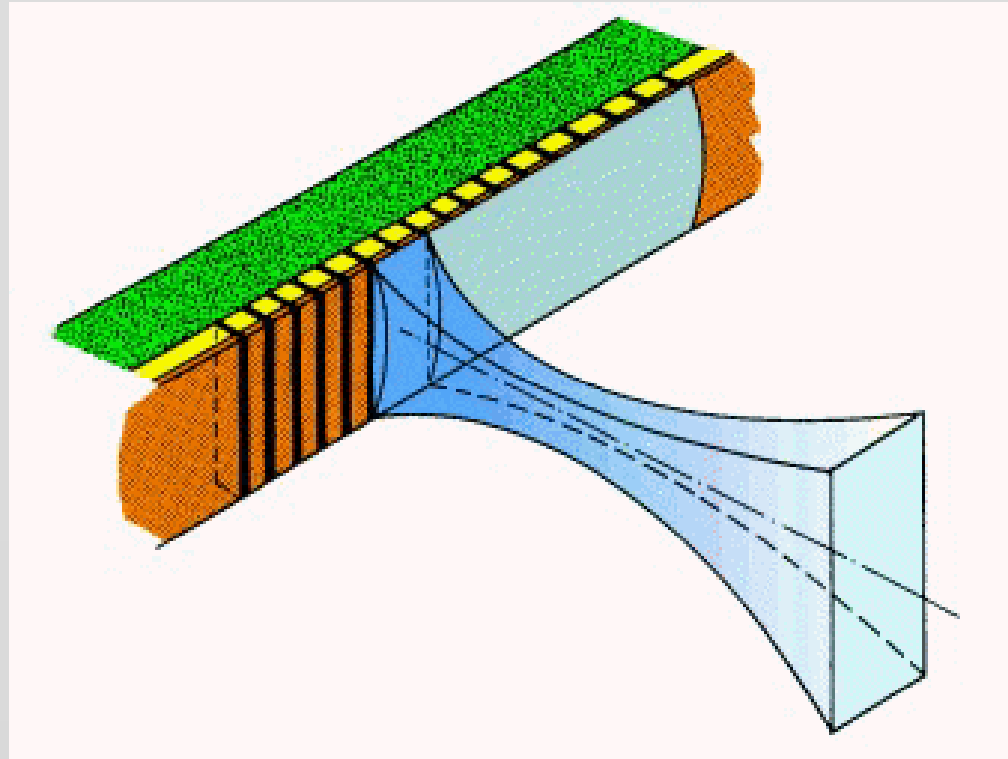
Fig. 20. Dynamic transmission focusing. In this two foci example, each element is excited by the sum of two voltage waveforms, one that would, by itself, lead to a focus at F_1 and one that would lead to a focus at F_2 . Two wavefronts are therefore transmitted simultaneously, one which converges at F_1 and one which converges at F_2 .





LE CRANE EST UN PROBLEME

Focalisation azimuthale sur barrette 1D



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

Les 3 fonctions des capteurs

3 - Balayage :

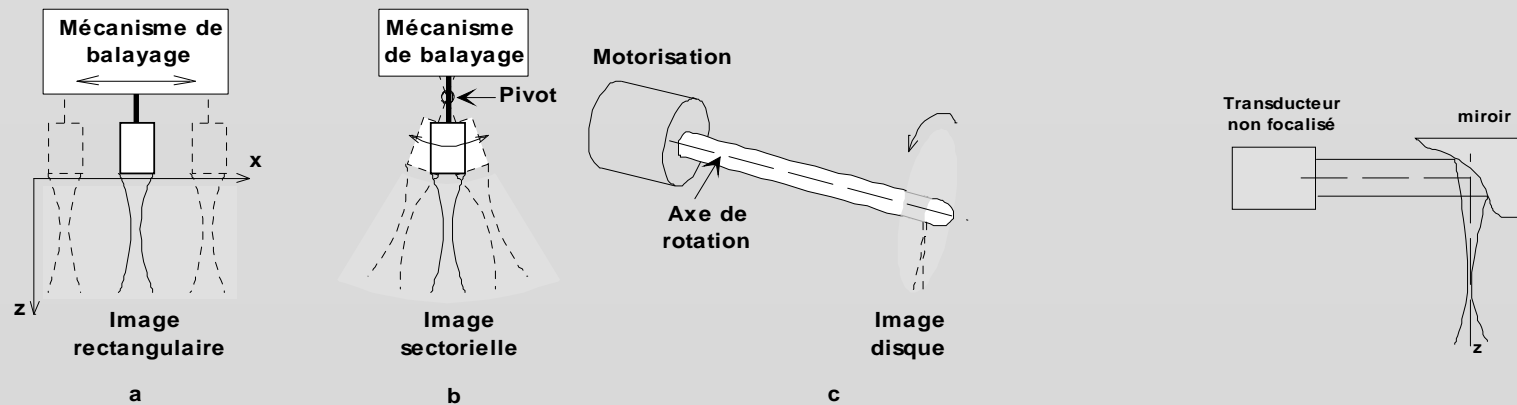
Le faisceau ultrasonore doit pouvoir balayer l'espace de façon à permettre une exploration 2D ou 3D de la région anatomique à explorer.



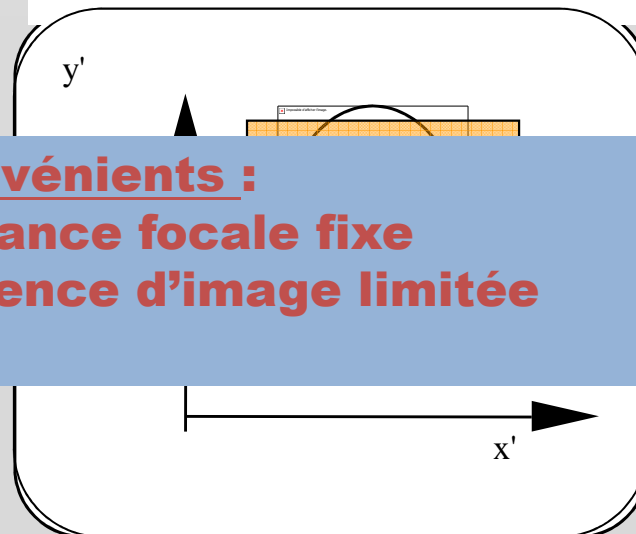
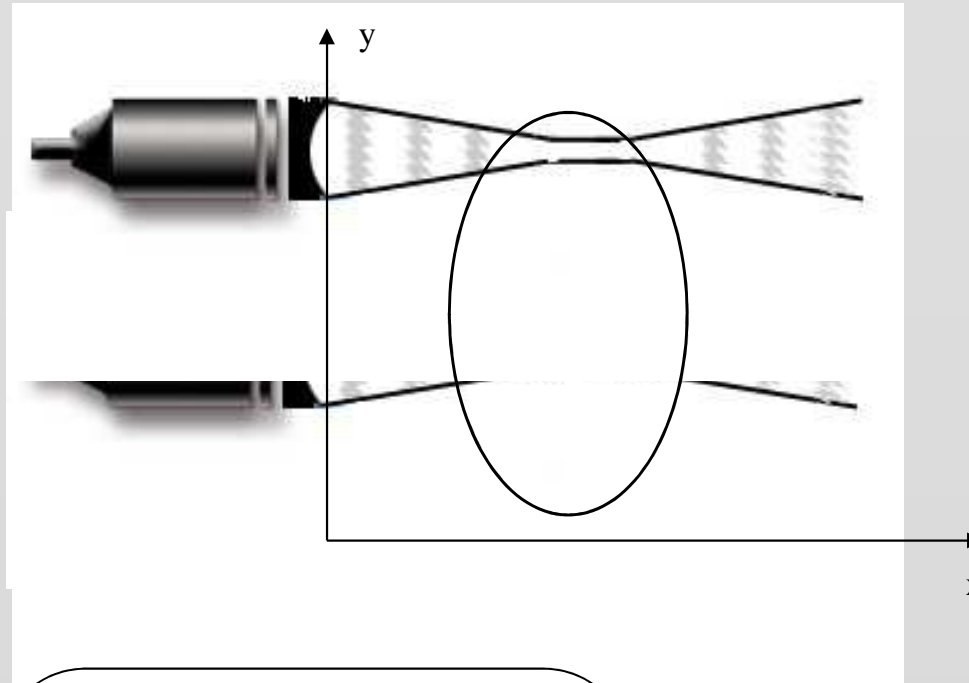
Balayage mécanique

Le balayage électronique est généralement préféré au balayage mécanique qui reste utilisé pour des sondes particulières :

- sondes haute résolution (fréquence > 20 MHz barrettes difficiles à réaliser)
- sondes cathéter pour l'exploration vasculaire (miniaturisation)



Balayage mécanique?

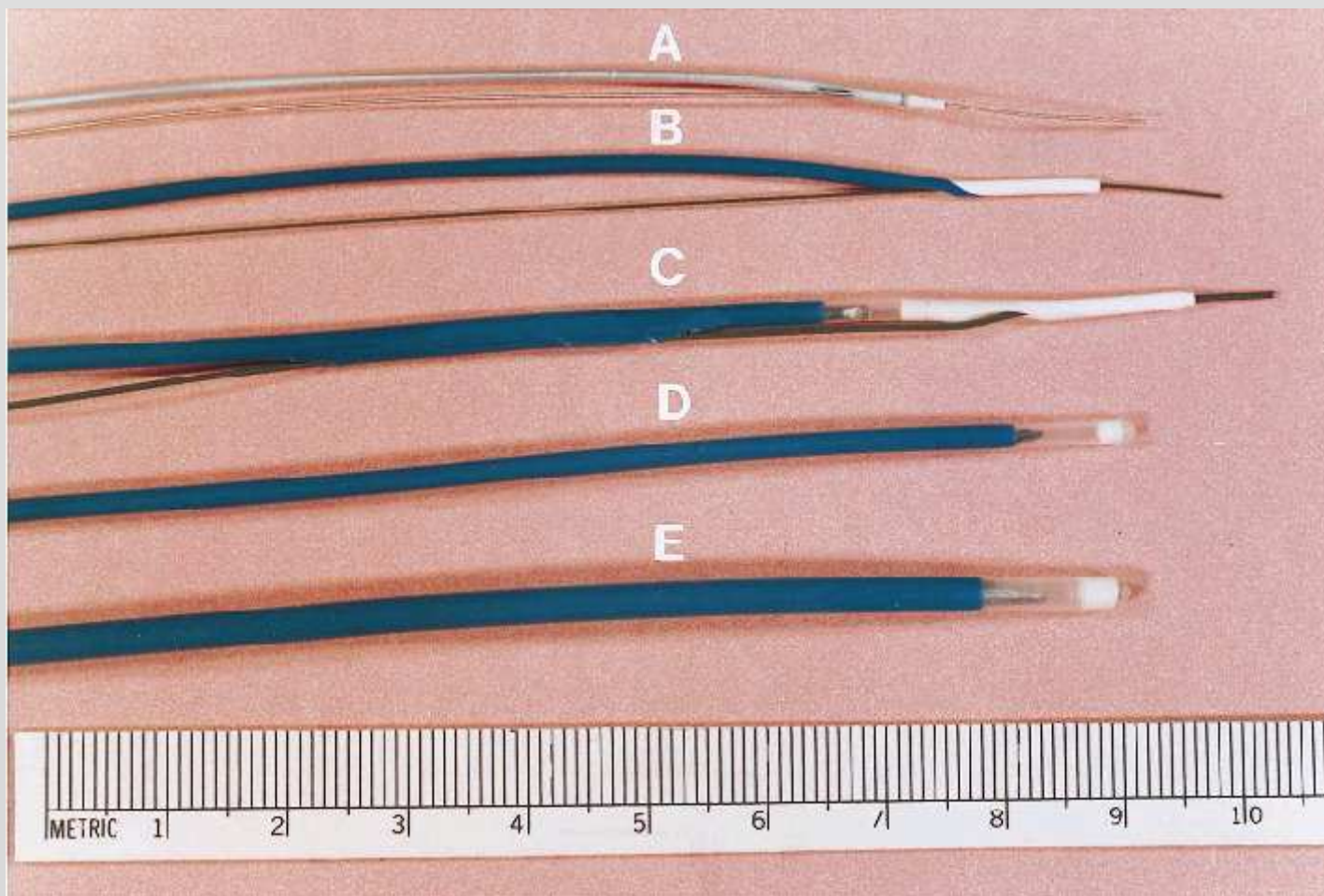


Inconvénients :

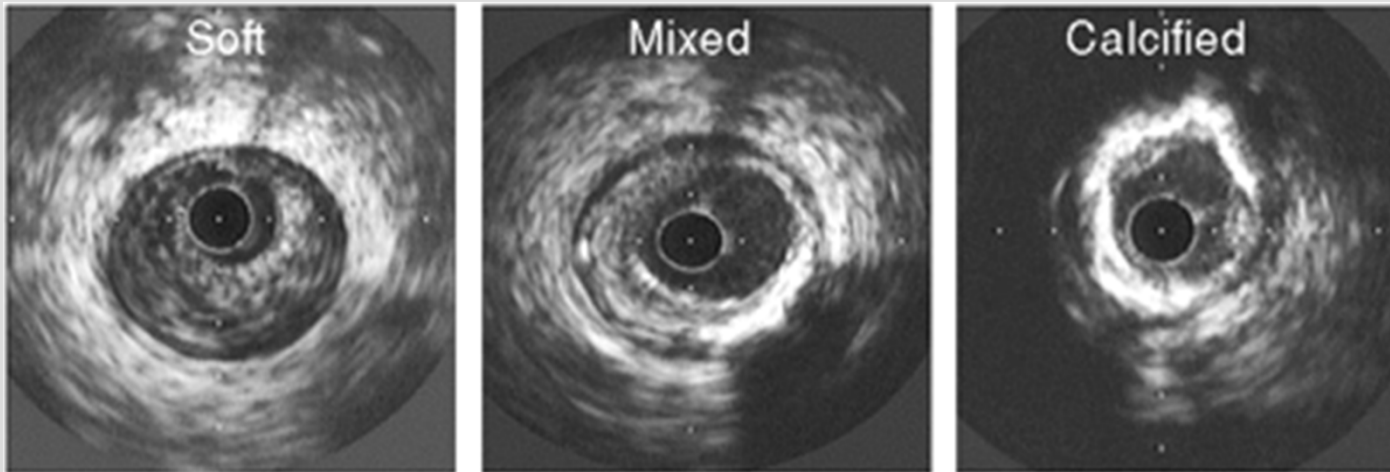
- distance focale fixe
- cadence d'image limitée

Visualisation

Catheter-based ultrasound probes (Boston Scientific Corp.)



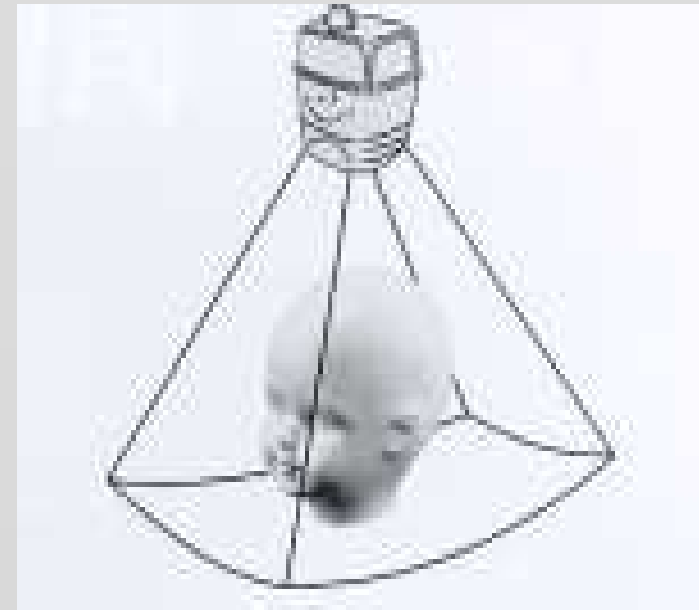
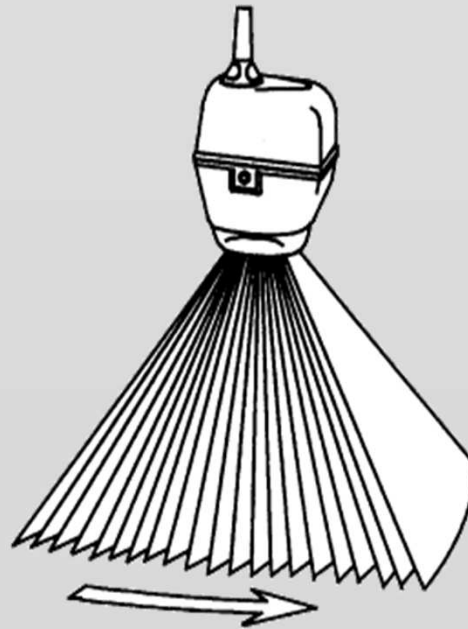
Intravascular ultrasound : Atherosclerosis



**Atheroma morphology by IVUS : soft, mixed fibrous and calcified
and heavily calcified theromas**

From Nissen and Yock, (Circulation, 30, 2001)

Balayage mécanique secondaire du plan de coupe pour obtenir une exploration 3D

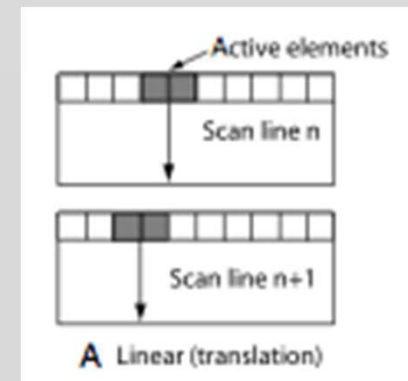
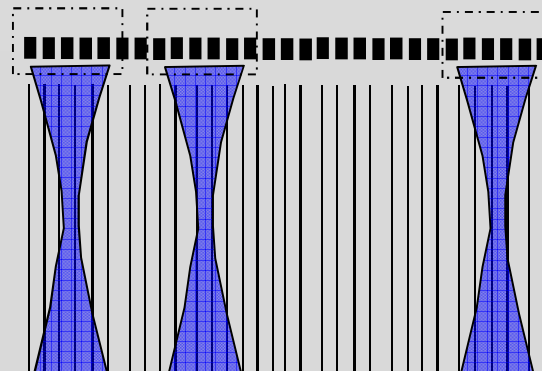


Sonde linéaire (linear array)

- Typiquement jusqu'à 15MHz, entre 128 et 256 éléments séparés de 1.5λ .
- Seule une partie fonctionne à un instant donné formant l'ouverture active à l'émission, ex. 30. A la réception, nbre éléments augmente avec la profondeur.
- Focalisation dans le plan d'élévation obtenue avec une lentille cylindrique

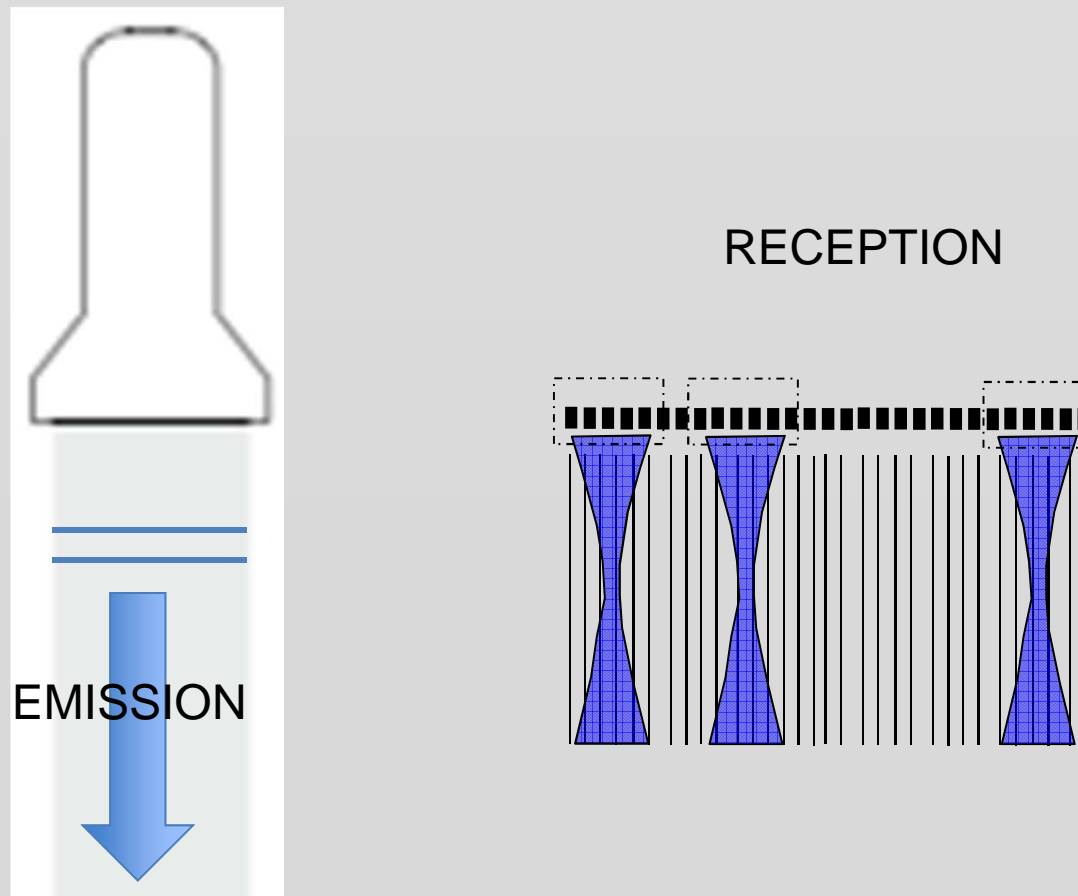


Lignes de scan parallèle, image rectangulaire



Principe Ultrafast Imaging

- On émet une seule fois avec tous les transducteurs
- On reçoit en parallèles les ondes sur tous les récepteurs : mise en mémoire et calcul de toutes les focales



Sonde convexe (curvilinear or convex array)



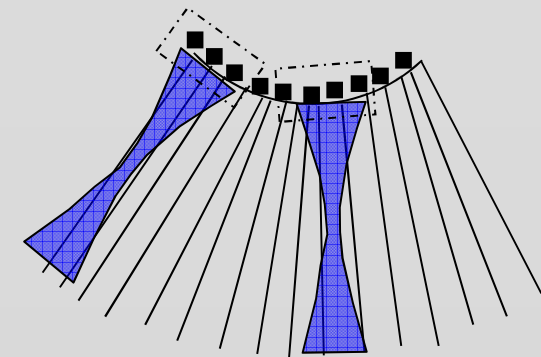
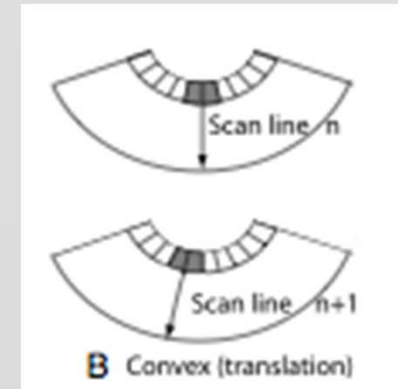
Field of view: 66°-75°
2-6 MHz



Ob/Gyn, fetal echo, vascular,
pediatric, neonatal, and urology
applications

5-8 MHz

<http://www.healthcare.philips.com/main/products/ultrasound/>



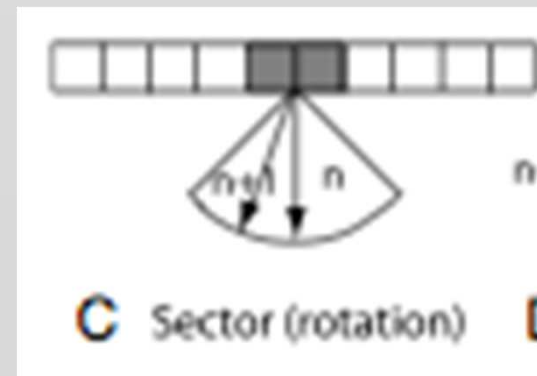
Sonde sectorielle (phased array or sector scan)

Typiquement 128 éléments, séparés par $\lambda/3$

Différence majeure entre sonde linéaire et sectorielle =
déflexion du faisceau.

L'ouverture active de la sonde sectorielle est toujours centrée
sur le milieu de la barrette.

L'empreinte de la sonde sectorielle est petite (cardiologie, tir
intercostal)



Formats d'images en mode 'B'

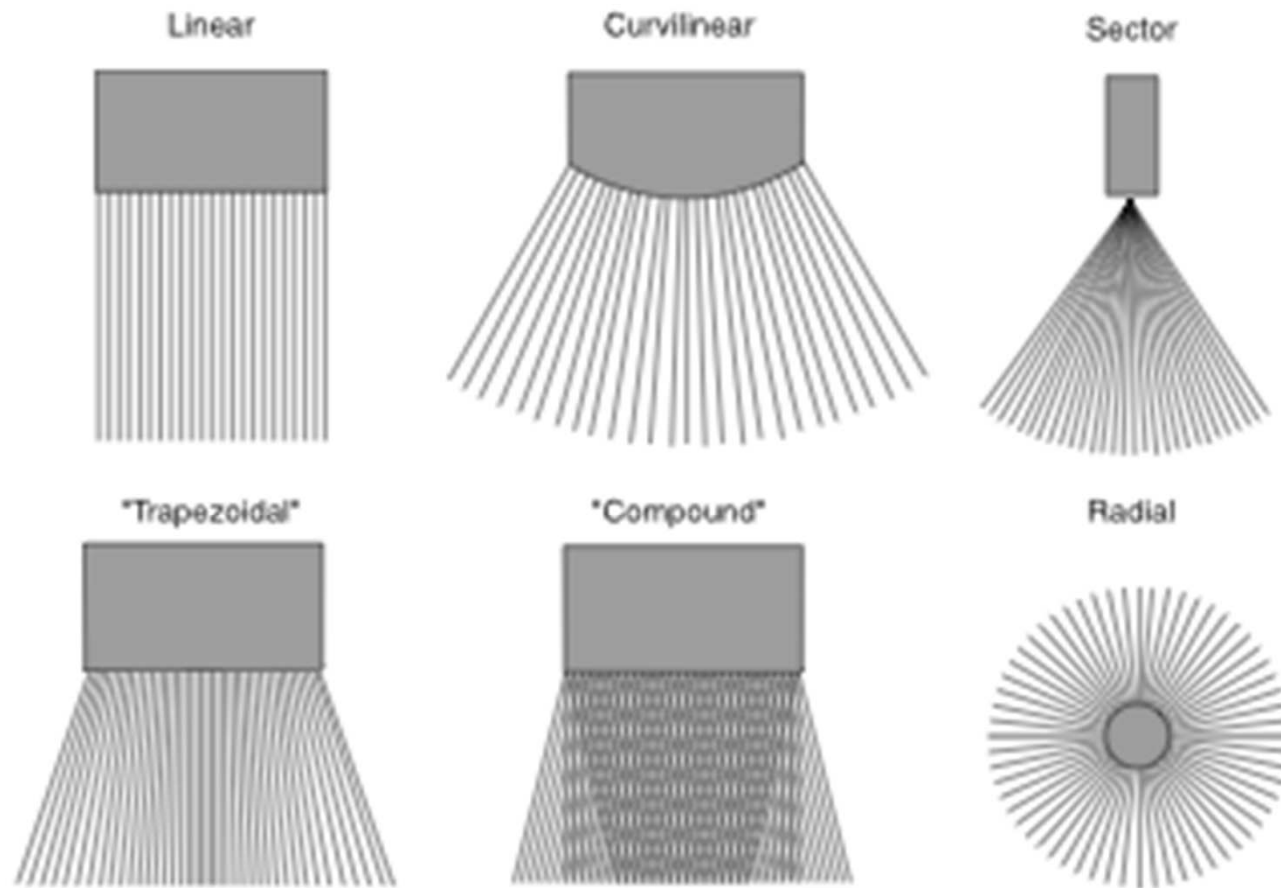
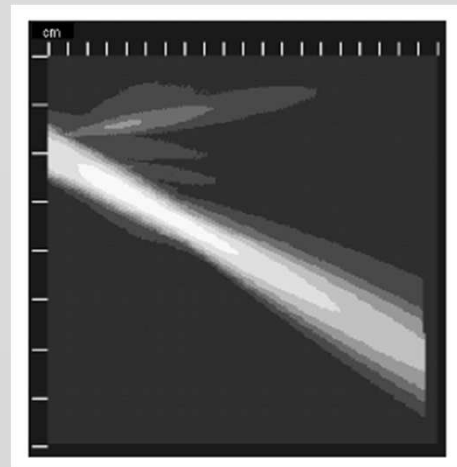
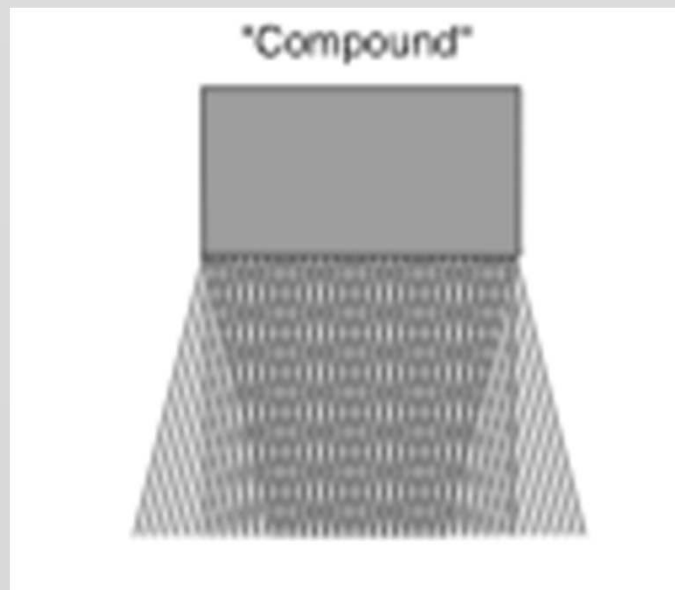


Fig. 5. Types of B-mode scan formats.

Steering and stepping

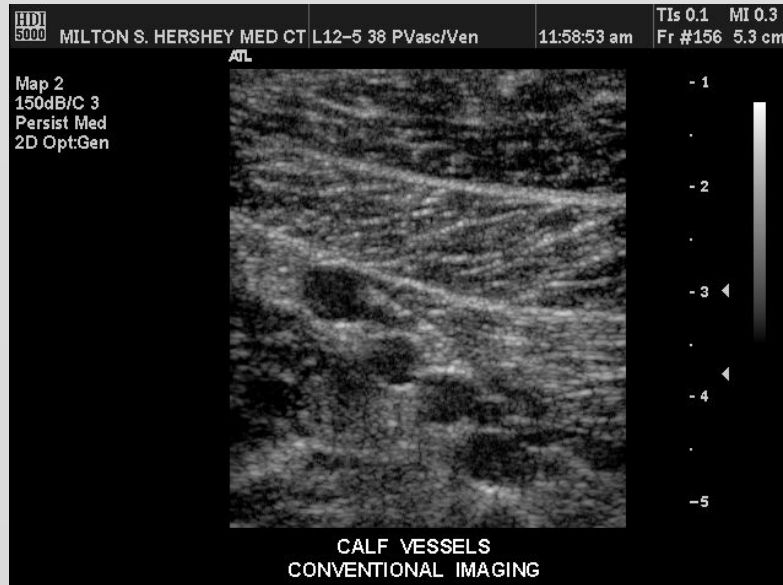
- Sondes peuvent réaliser à la fois balayage et déflexion
- Ex 1: Champ de vue 'trapézoïdal' ou 'curvi-linéaire virtuel'
- Ex 2: 'Compound Imaging'



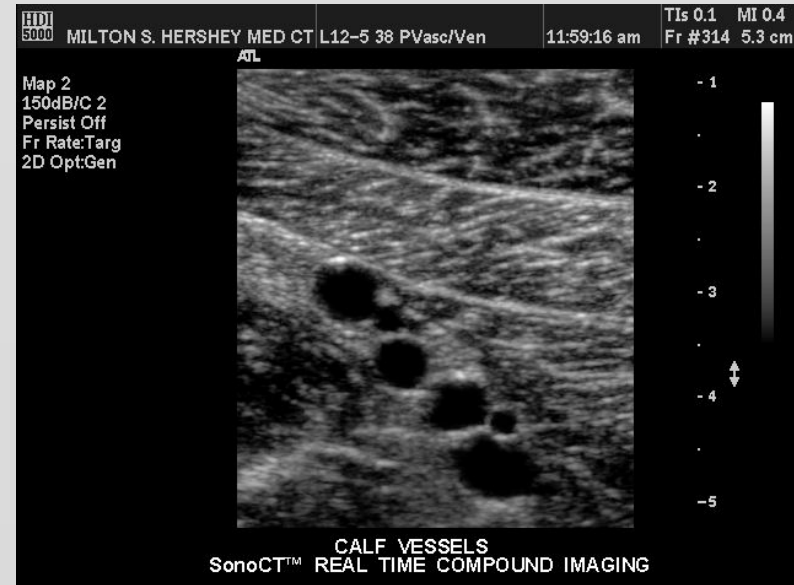
Intensity plot of the beam transmitted along one scan line by a phased array probe. A weak grating lobe is evident above the downwardly steered main beam.

- Déflexion avec une sonde linéaire peut donner lieu à des lobes de réseaux

Compound



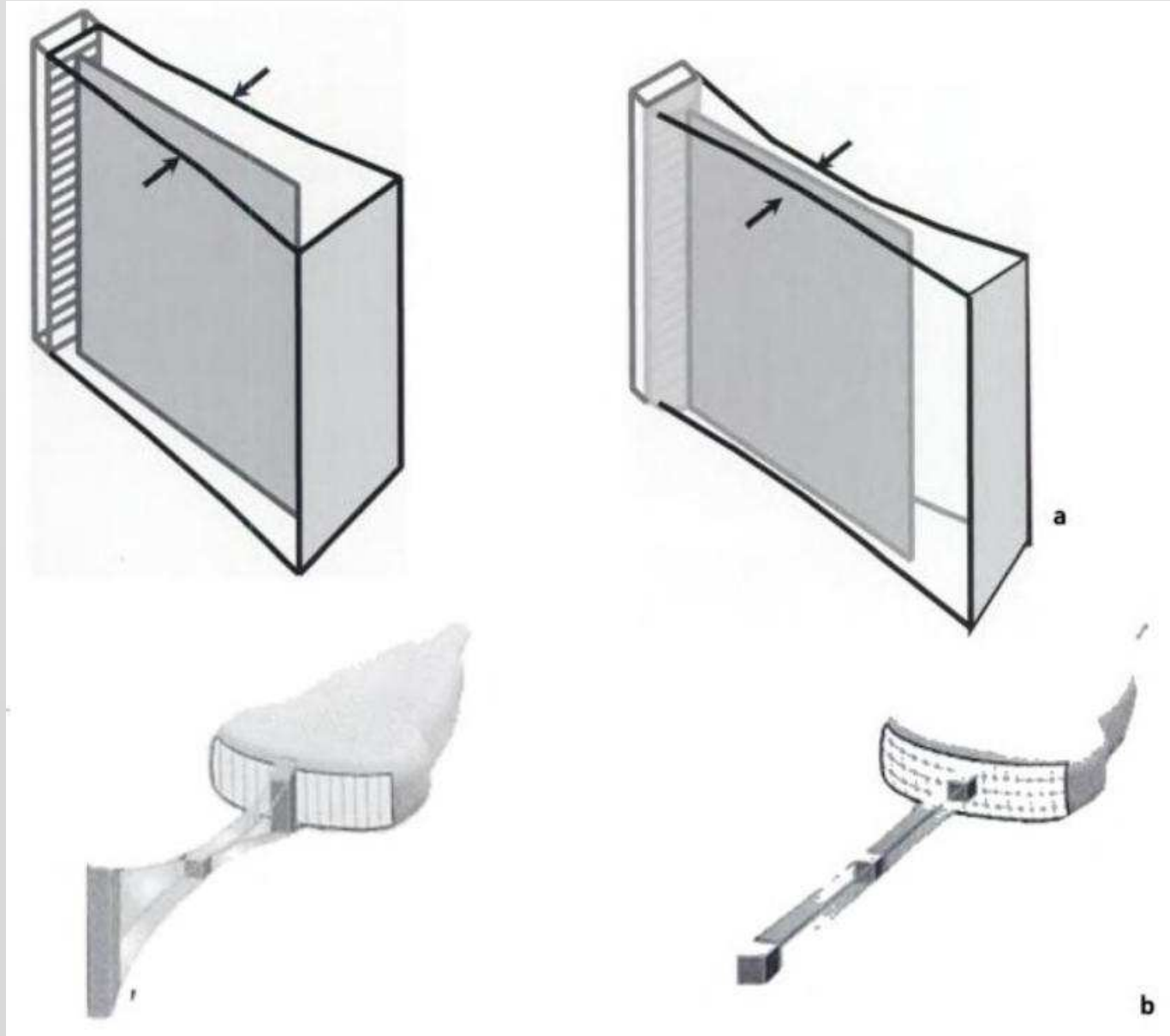
No compound



Compound

Better delineation of interfaces and less noise and speckle,
at the cost of some degree of persistence

Epaisseur du plan de coupe



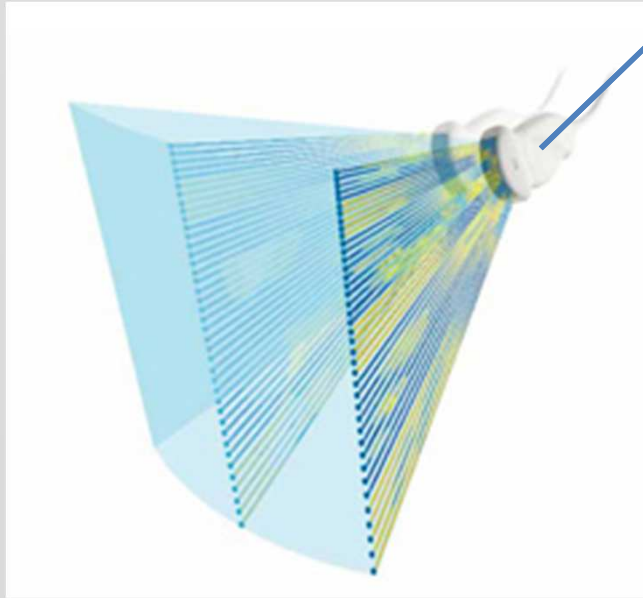
Imagerie 3D

3 options:

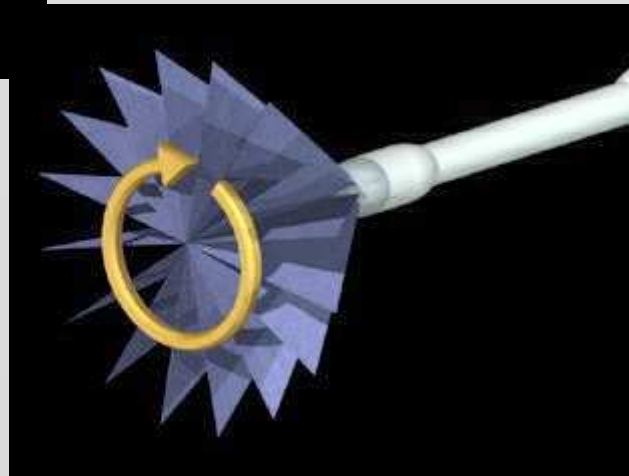
- **Main libre**
- **Sondes avec faisceaux mécaniquement défléchis**
- **Sondes avec matrices de capteurs 2D**

Main libre

**Système de
localisation**



Sondes avec faisceaux mécaniquement défléchi



Sondes avec matrices de capteurs 2D



6 to 1 MHz extended operating frequency range

Fully-sampled matrix phased array with 9,212 elements - Philips X6



General purpose abdominal, obstetrical, fetal echo, and gynecological applications



Fig. 31. Example of a surface rendered 3D image of the face of a fetus with a foot in its mouth.

Sondes endocavitaires

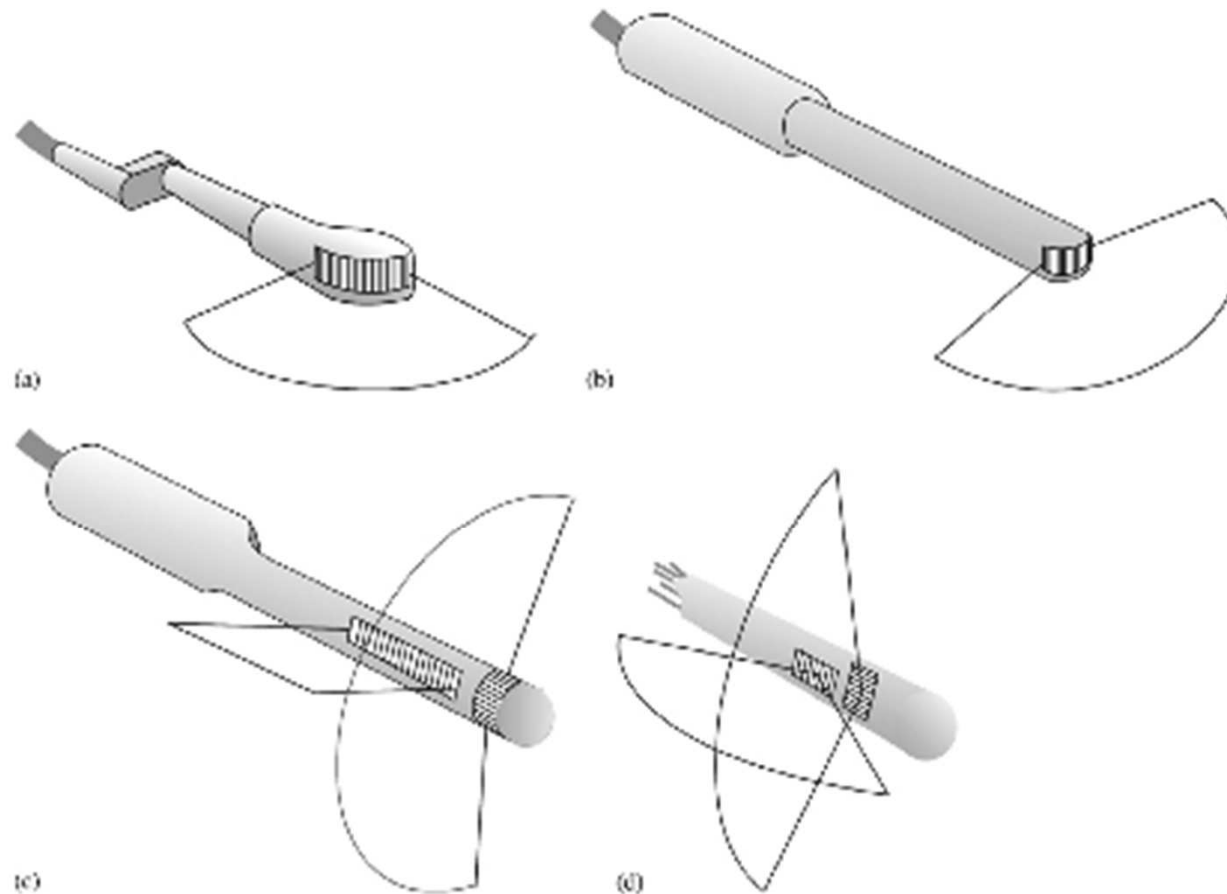
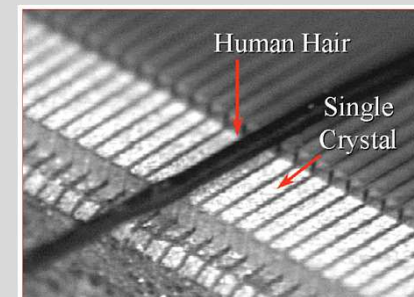
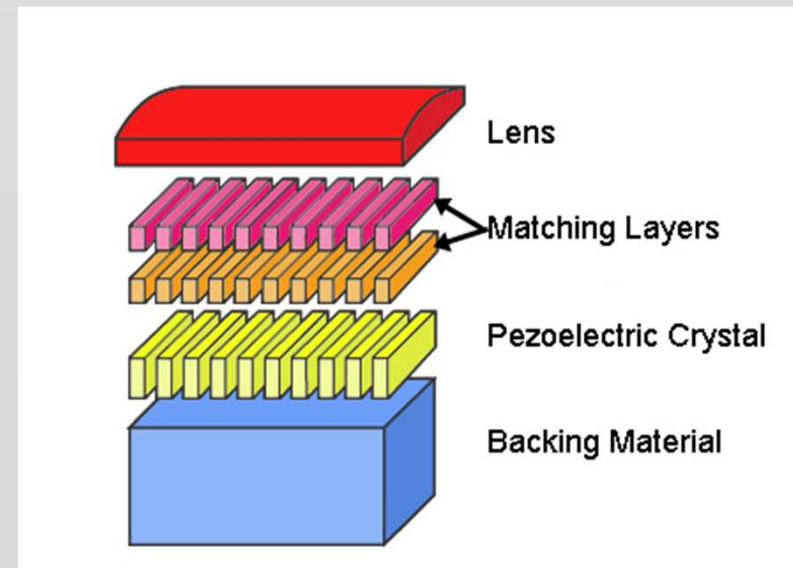
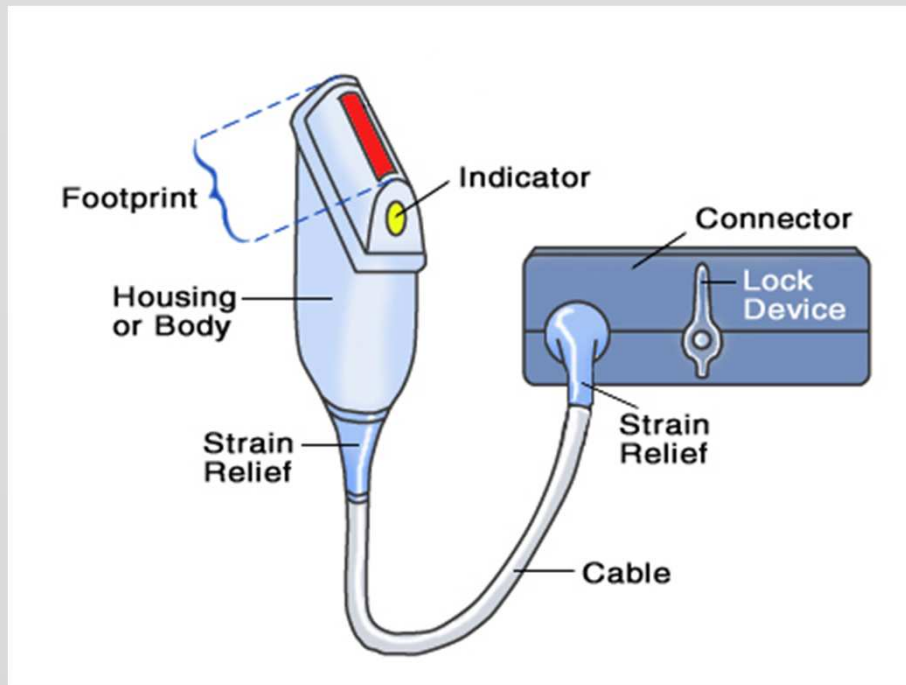


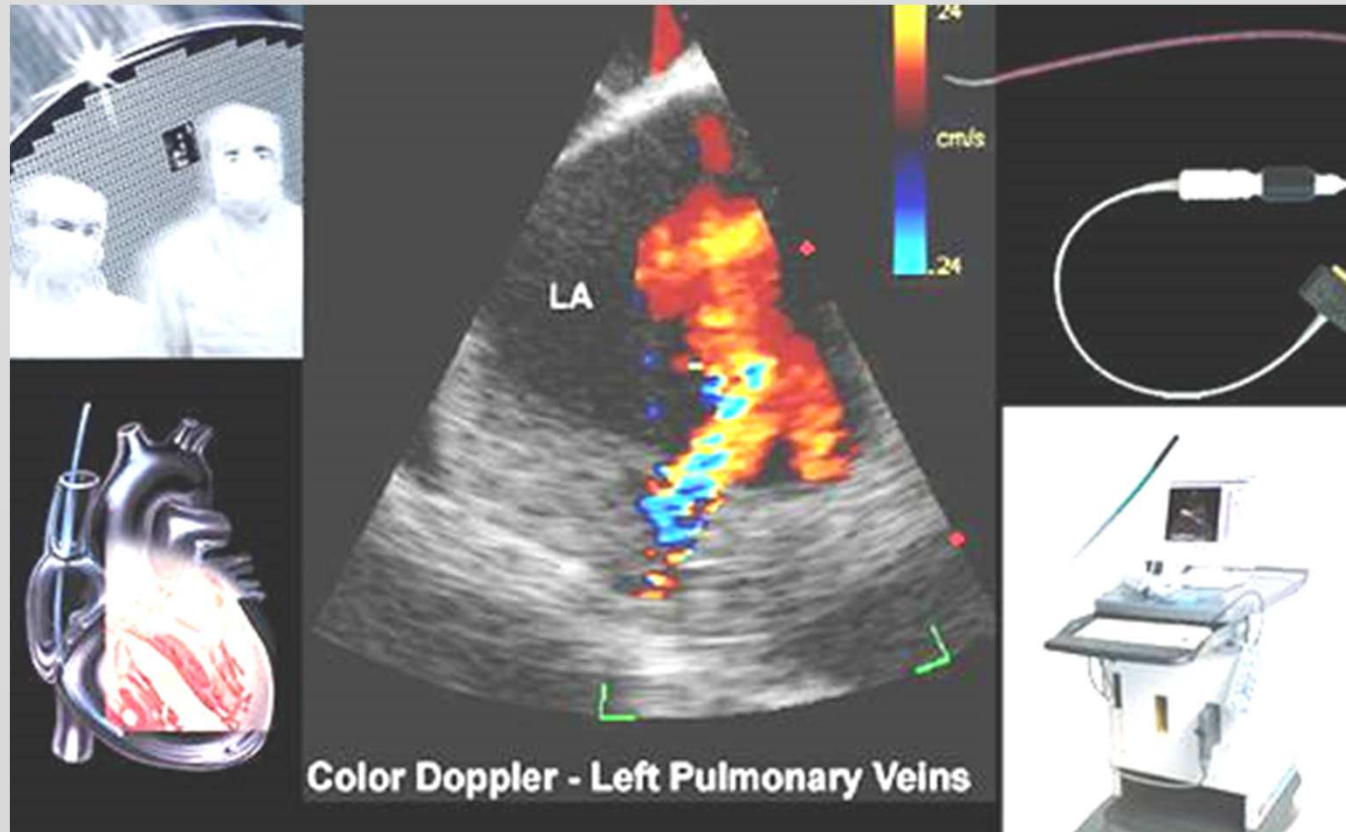
Fig. 15. Examples of endoprobes: (a) and (b) employ curvilinear arrays and represent probes typically used for trans-vaginal scanning. (c) has a linear array and a curvilinear array arranged to allow simultaneous imaging of orthogonal cross-sections, say of a prostate trans-rectum; (d) uses two orthogonal phased arrays, their compactness allowing the probe to have sufficient flexibility to be inserted into the oesophagus in order to view the heart.

Anatomie d'un transducteur ultrasonore

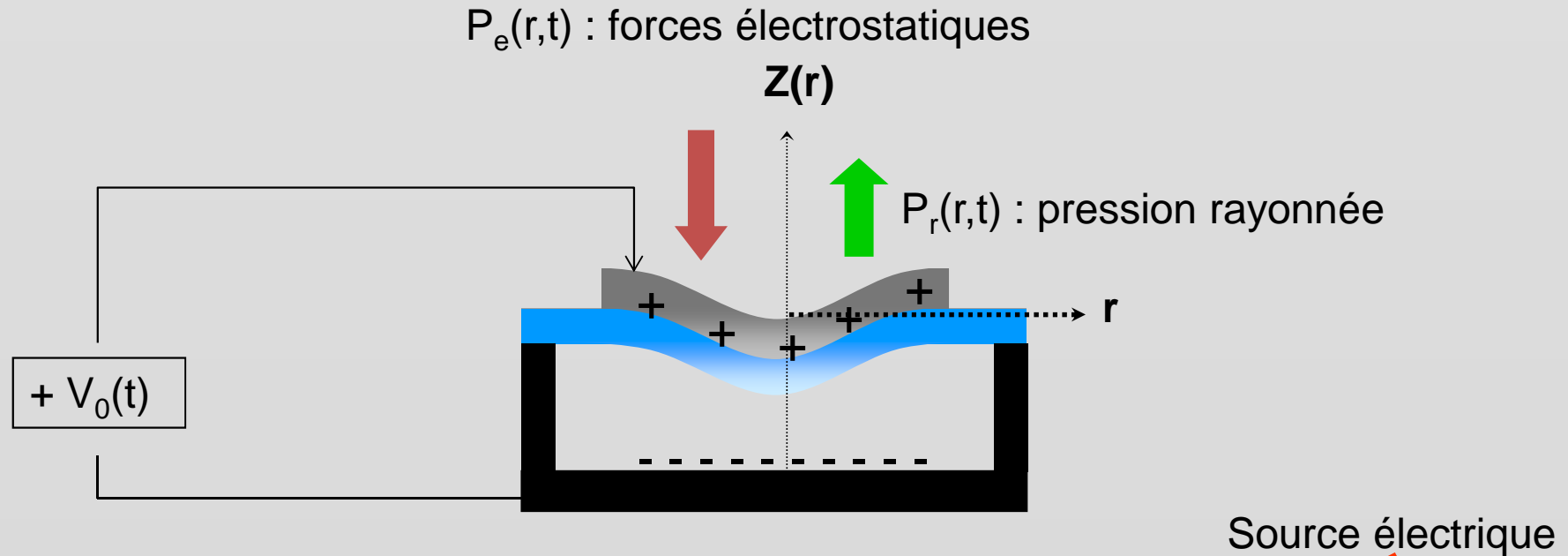


Technologie c-MUT

Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers



PRINCIPE PHYSIQUE ET MODELE

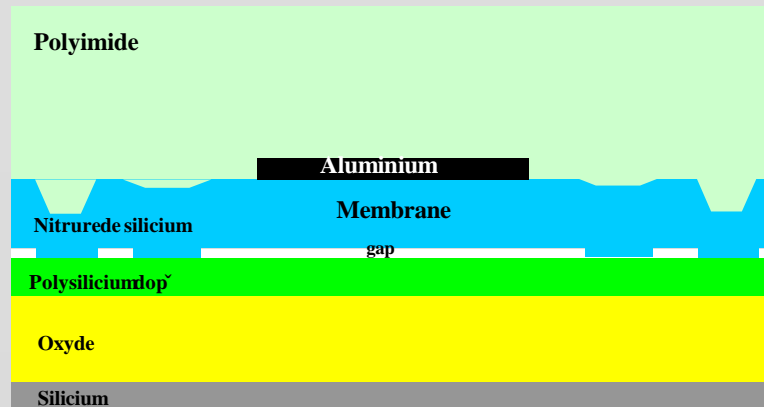
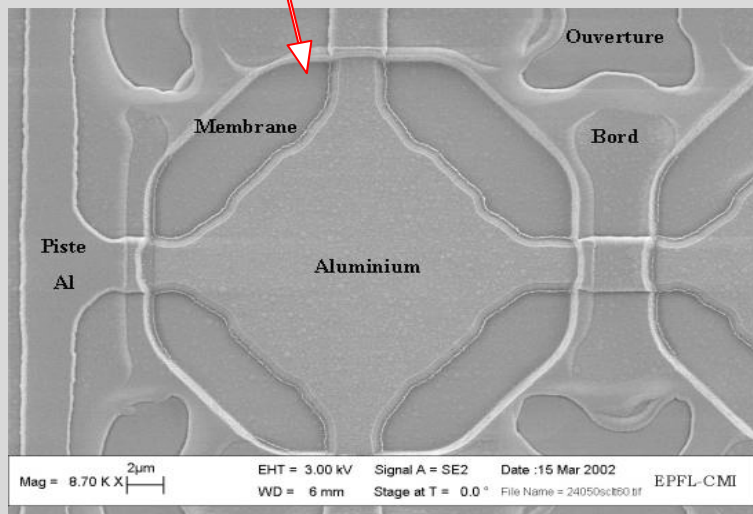
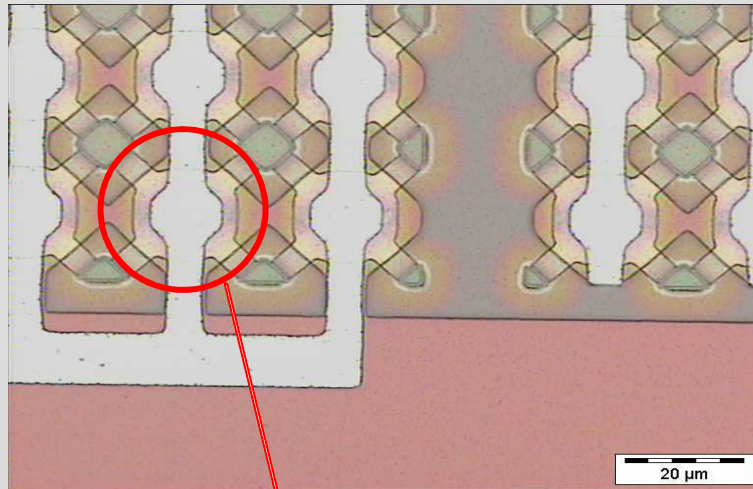


$$\rho_m h_m \frac{\partial^2 z(r,t)}{\partial t^2} = -K[z(r,t)] + P_r - R_v \frac{\partial z(r,t)}{\partial t} + P_e(r,t)$$

Forces de rappel élastique

pertes

STRUCTURE D'UNE CELLULE



Paramètres d'une cellule

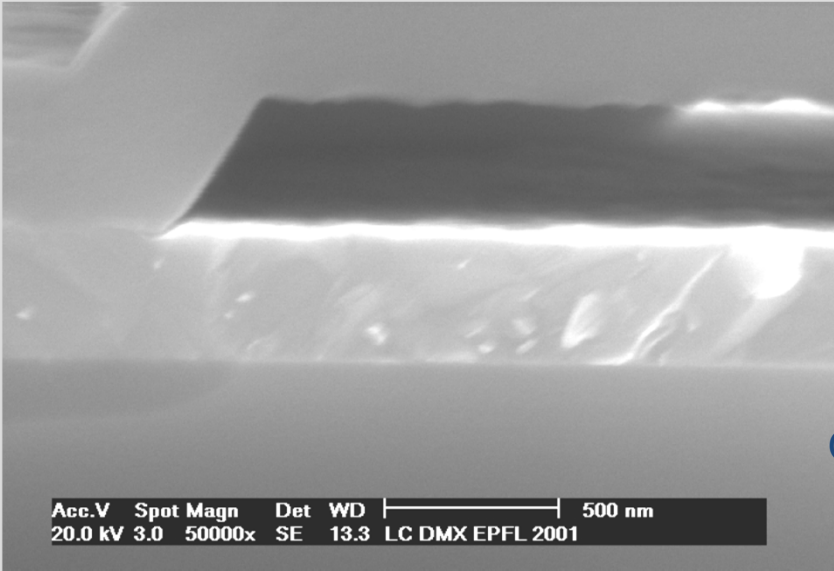
Electrode : matériau, surface, épaisseur, géométrie

Membrane : matériau, surface, épaisseur, géométrie

Hauteur de la cavité

-> Nécessité de structures de tests pour la caractérisation

CMUT fabrication

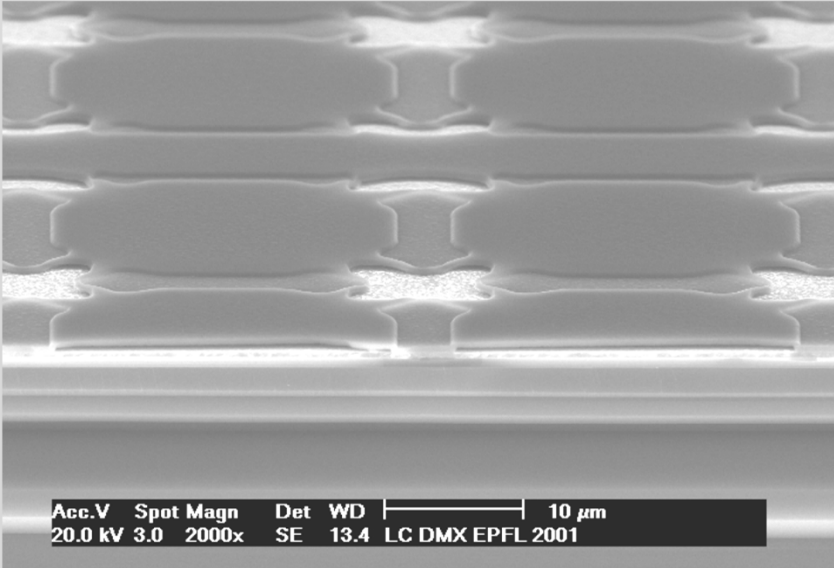
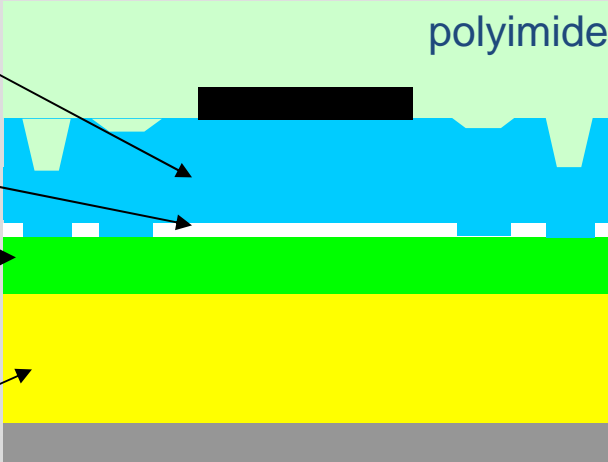


Membrane 486 nm

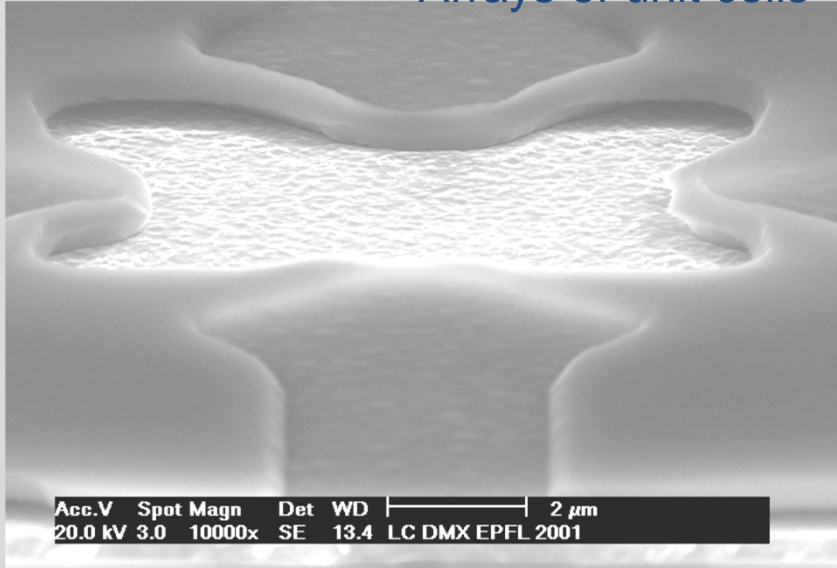
Cavity 460 nm

Polycrystal silicon
(lower electrode)

Oxyde (isolation)



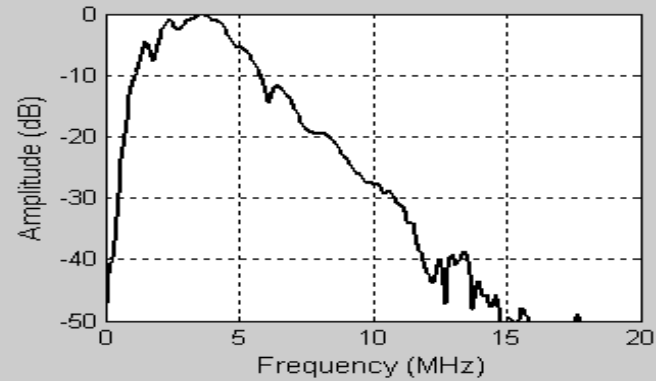
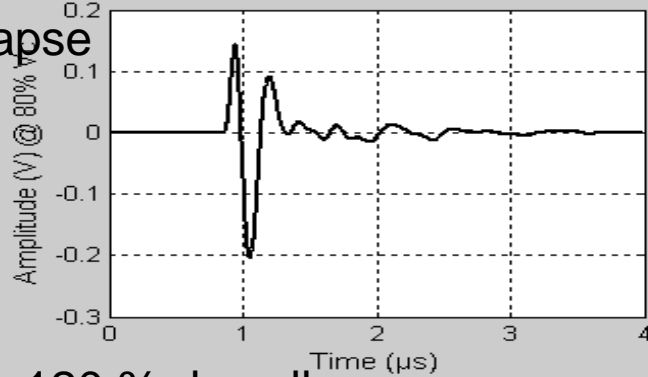
Arrays of unit cells



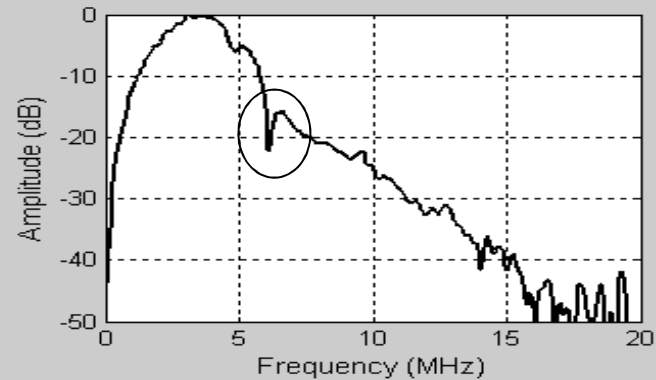
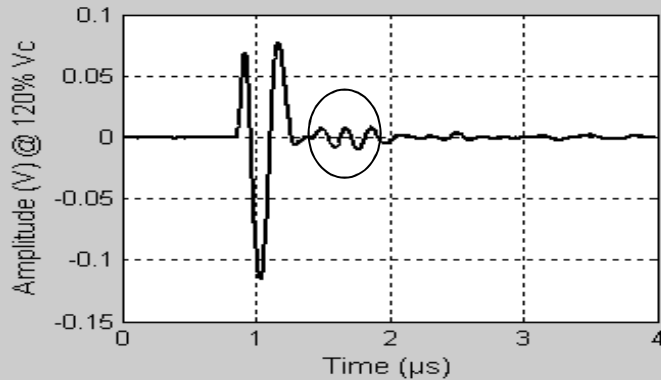
COMPORTEMENT DYNAMIQUE

Mesure en émission - réception : cellules de forme carré

$V_0 = 80\%$ du
collapse

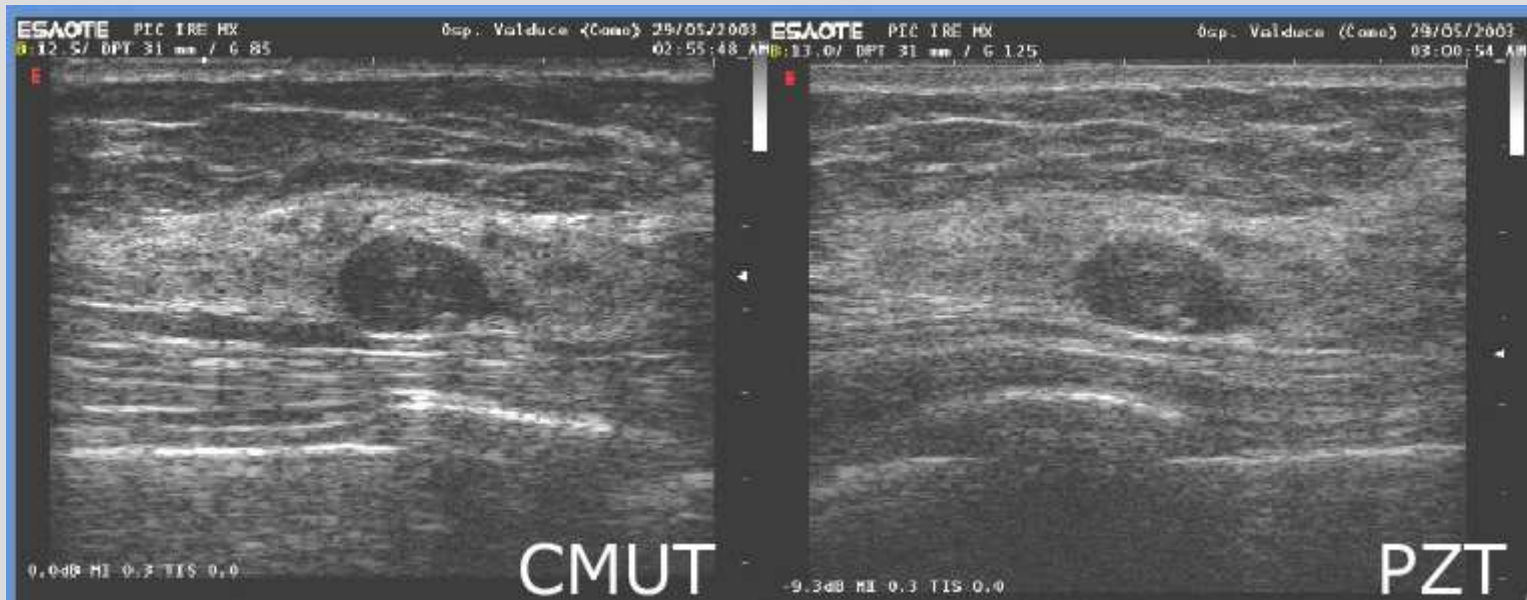


$V_0 = 120\%$ du collapse



- perte de sensibilité en post collapse
- renforcement de la coupure due au substrat

Démonstration technologie C-MUT : Images récentes

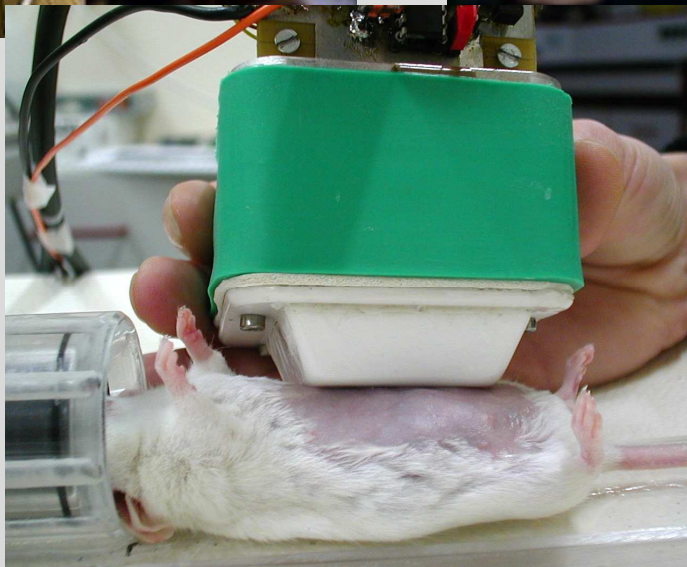


En guise de conclusions

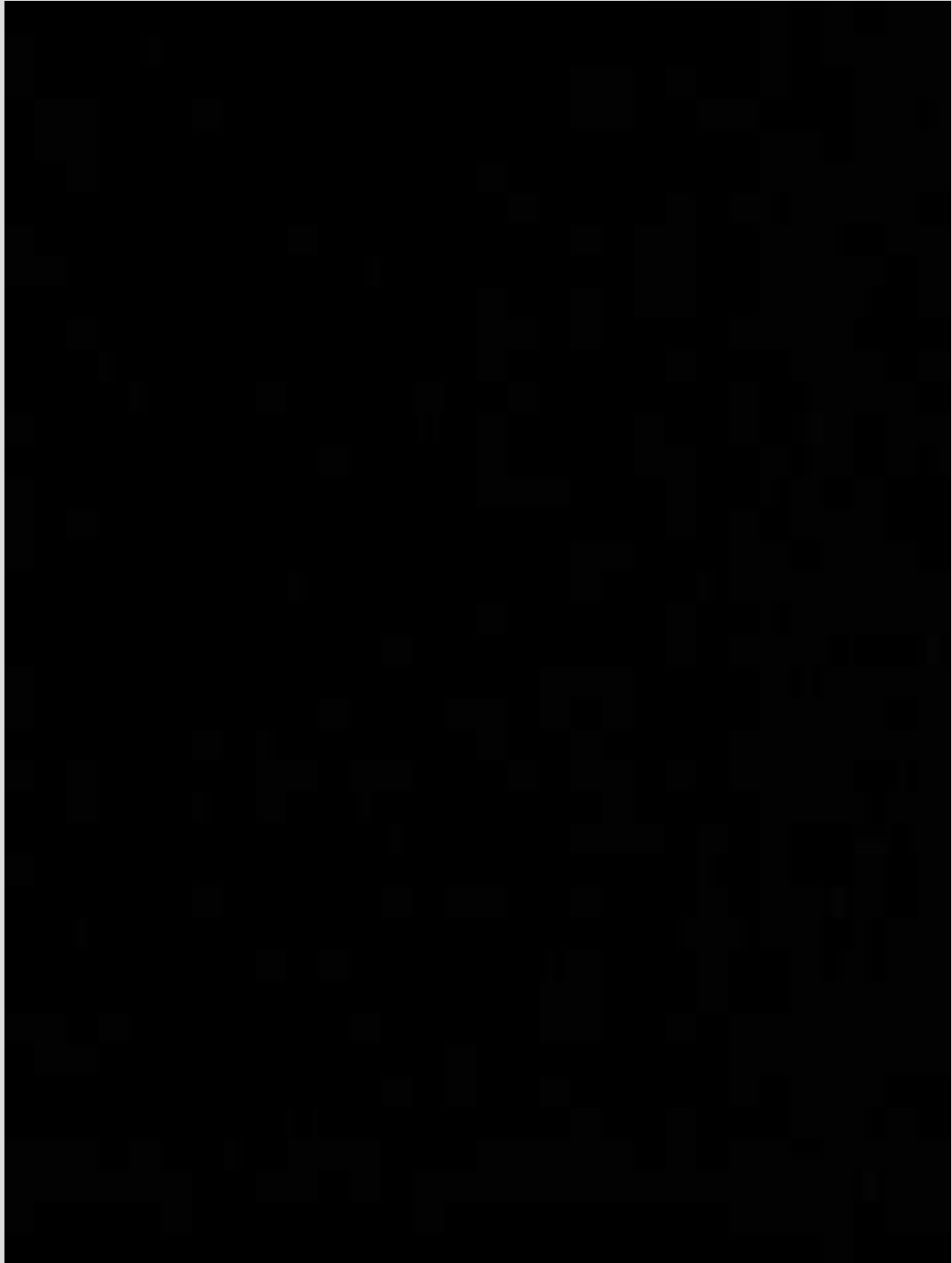
- On a passé en revue les 3 fonctions essentielles des sondes : transduction, focalisation et balayage
- L'essentiel du marché des sondes est aujourd'hui constitué de barrettes 1D
- La qualité des transducteurs a été et reste un facteur clé de l'évolution de l'échographie: grande bande passante (harmonique), miniaturisation, sensibilité à l'émission et à la réception, qualité-fiabilité
- L'évolution du marché des sondes bénéficie très vite des progrès technologiques : électronique, matériaux et micromécanique

- **Les sondes** matricielles 1,5D et **2D** connaissent des progrès remarquables
- La technologie « céramique découpée » a été affinée et reste une solution utilisée par de nombreux constructeurs
- Les technologies issues de la microélectronique font la preuve de leur applicabilité, elles présenteraient des avantages importants pour les **usages uniques**
- De nouvelles spécifications avec les transducteurs mixtes imagerie + thérapie

From animal farm...



...to mice hospital



MERCI pour votre ATTENTION

