

# Modes Imagerie

# Faisceaux Ultrasonores et sondes

# échographiques

DIU Echographie Techno US

**Bases physiques et technologiques**

Nov 2016

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

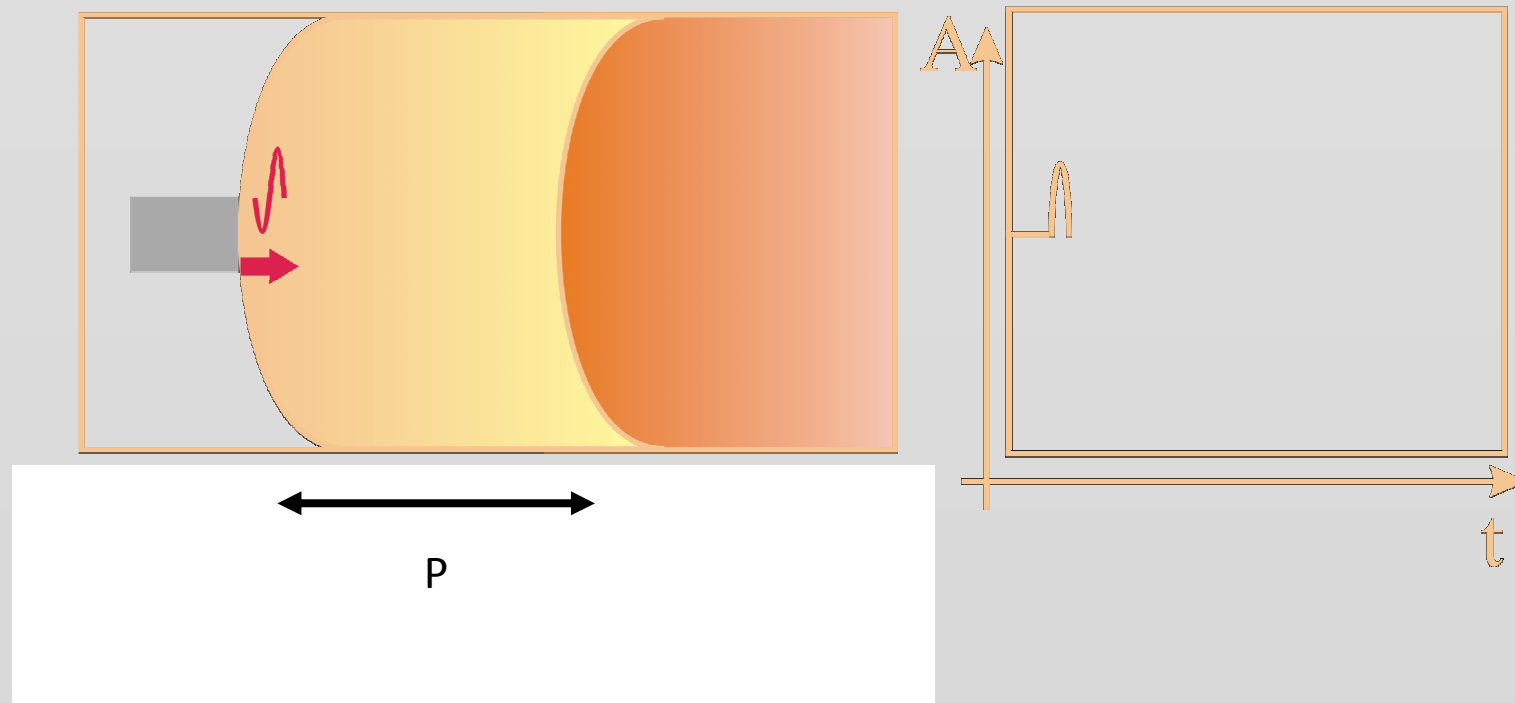
# PAS D'IMAGERIE DE QUALITE SANS UN BON CAPTEUR

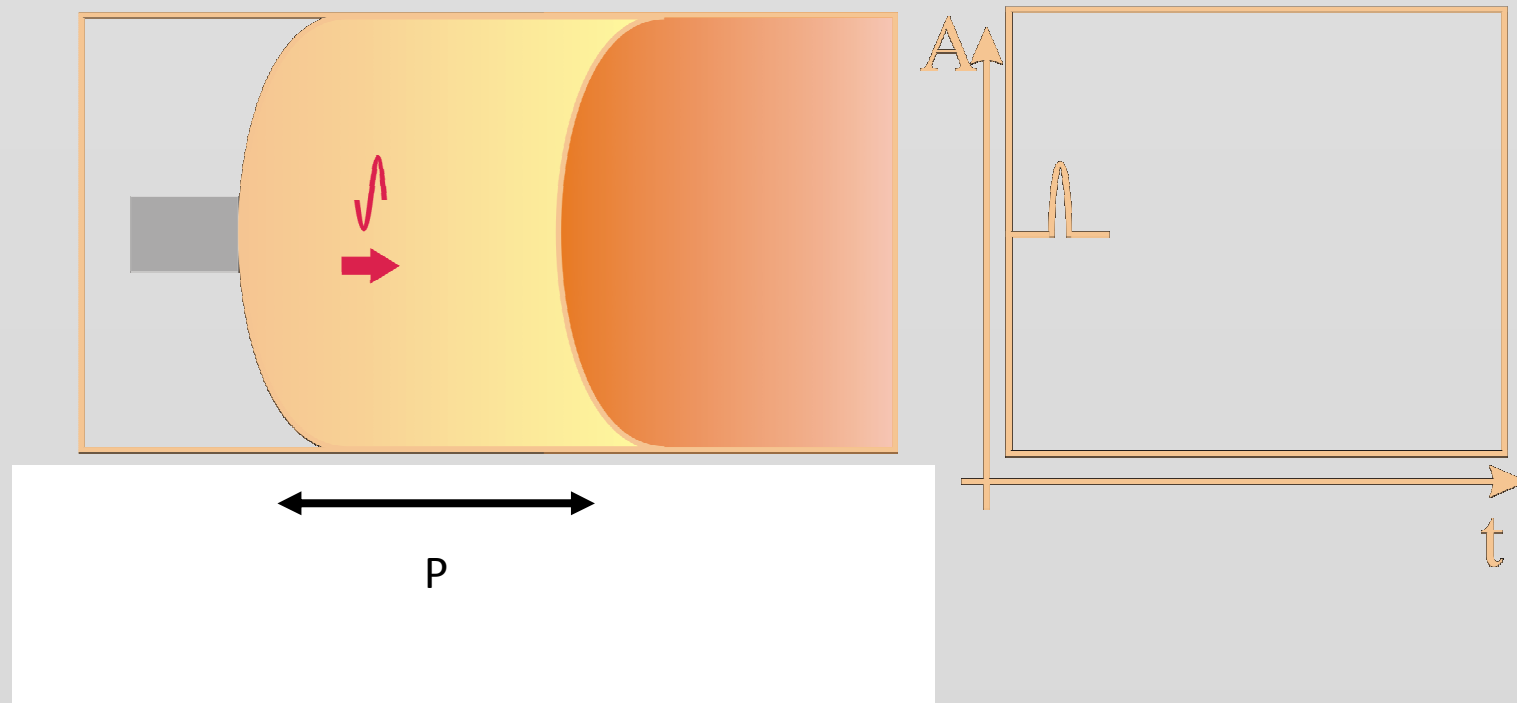
Formes et fréquences diversifiées selon usage

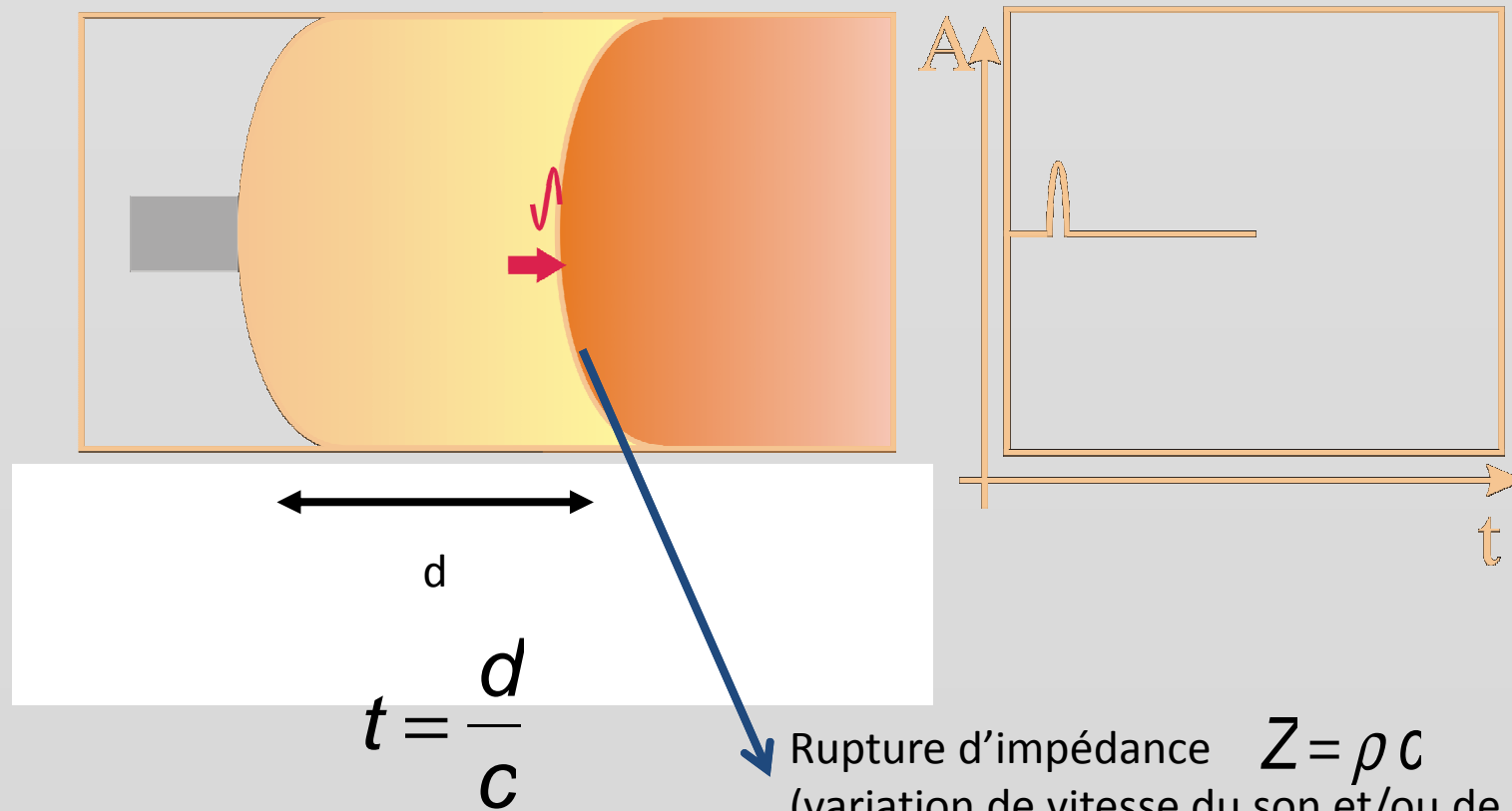
- Abdomen
- Obstétrique
- Cardiologie
- Vasculaire
- Endo-cavitaire
- Endo-vasculaire
- Suivi chirurgical
- Muscles, tendons
- Oeil
- etc...



## Principe de l'échographie ( par anticipation )





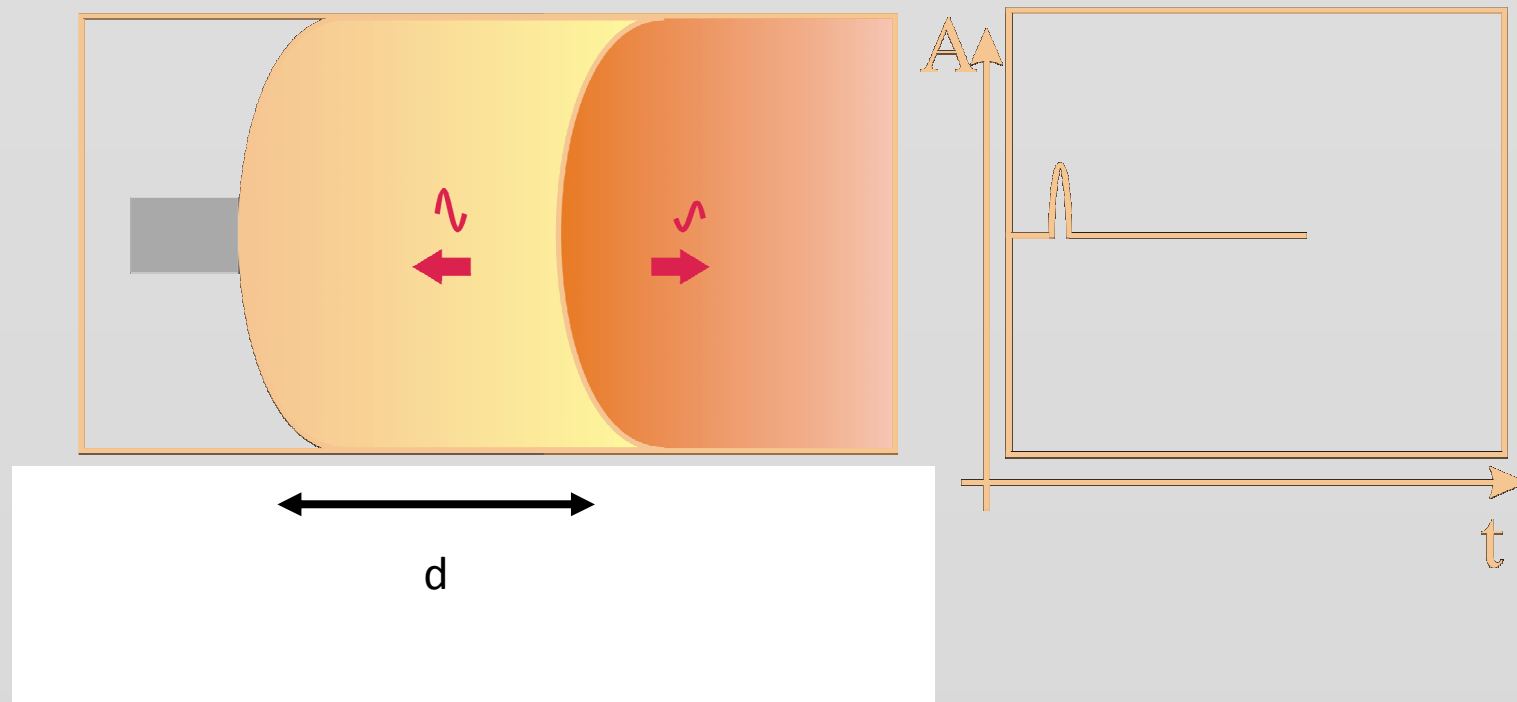


Rupture d'impédance  $Z = \rho c$   
(variation de vitesse du son et/ou de densité)

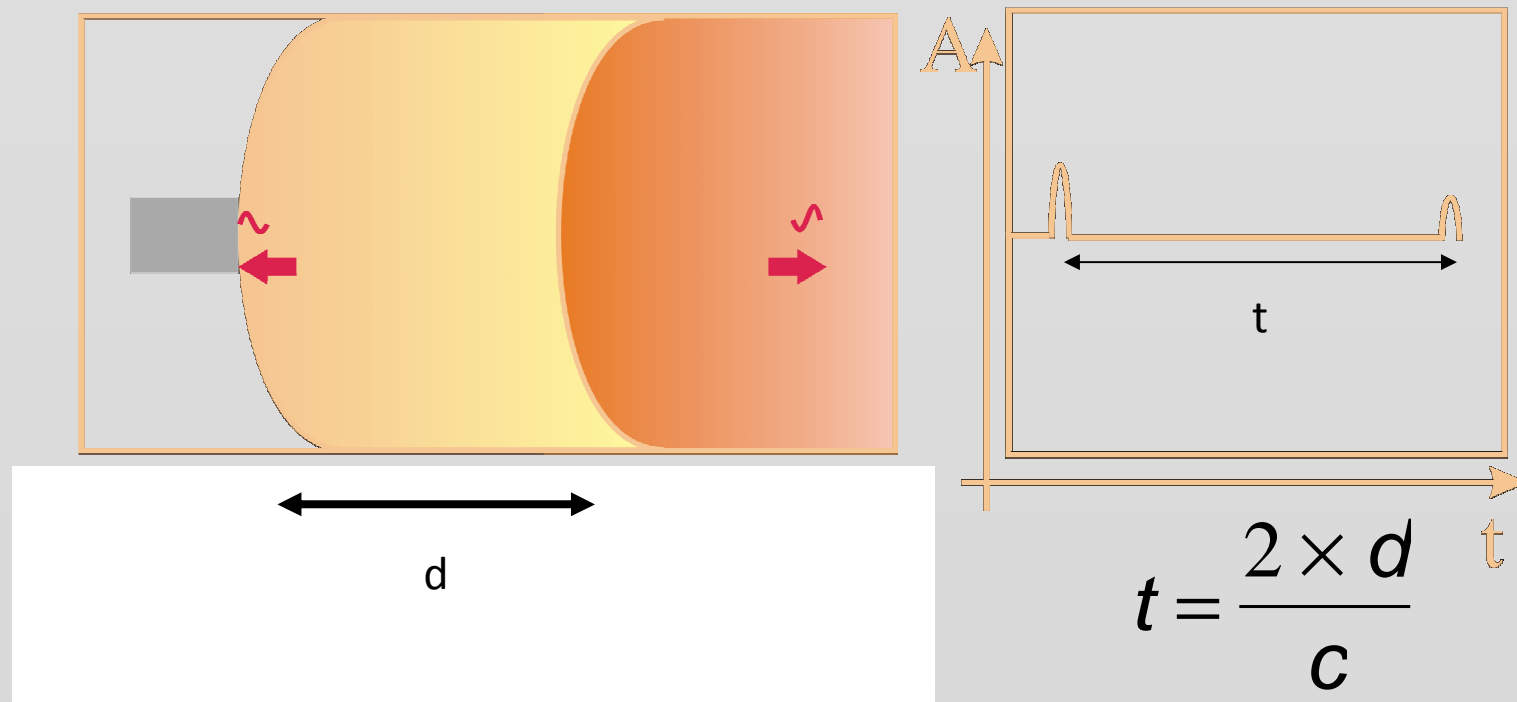
Coefficients de réflexion et de transmission en amplitude

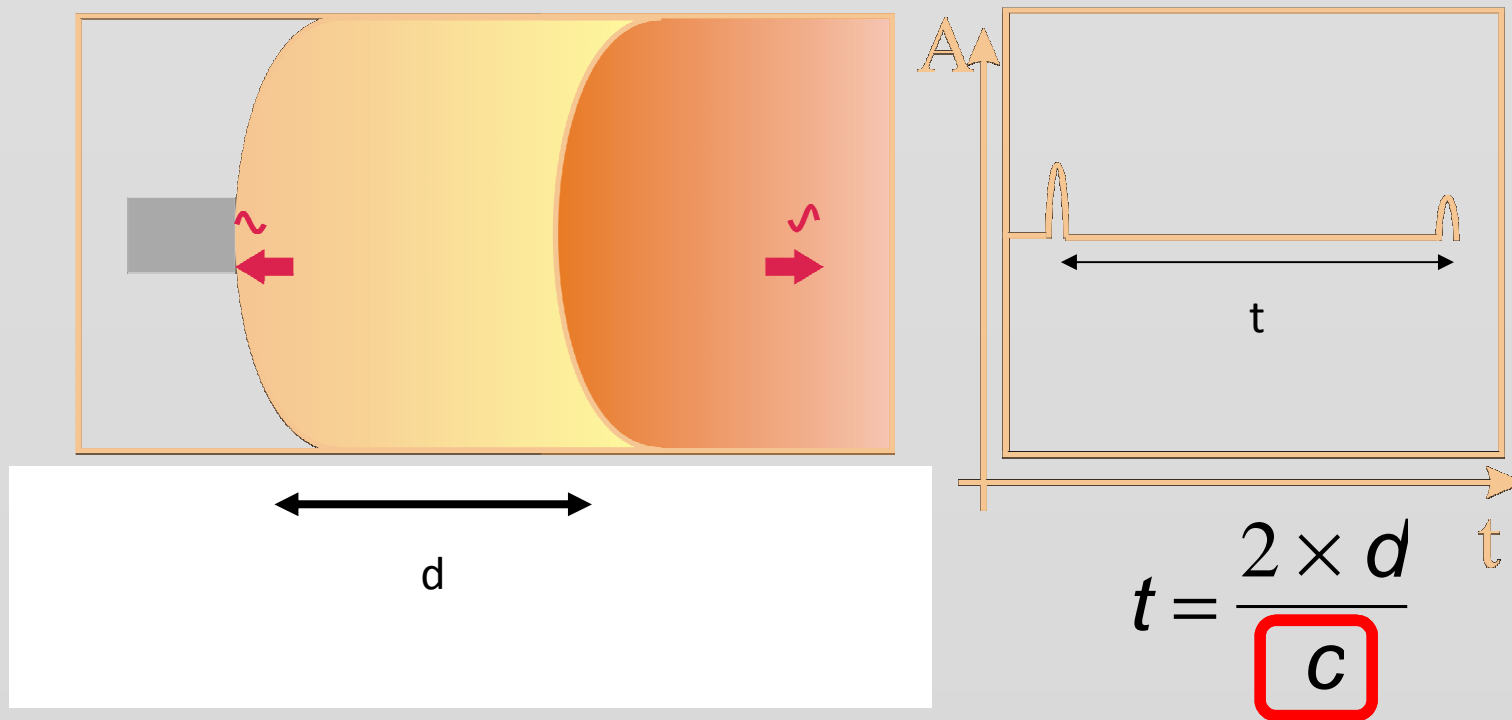
$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

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

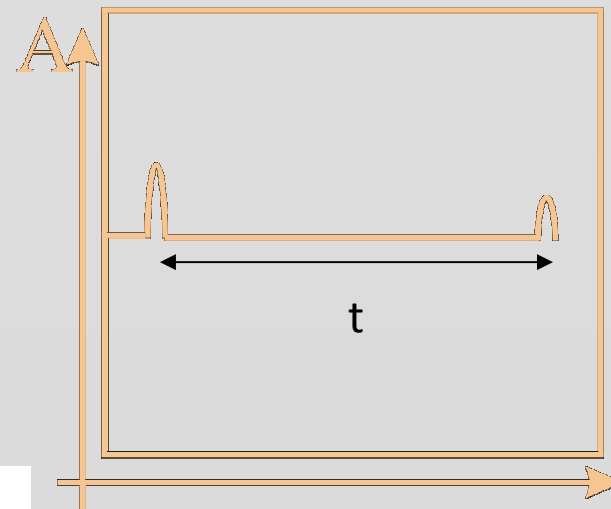
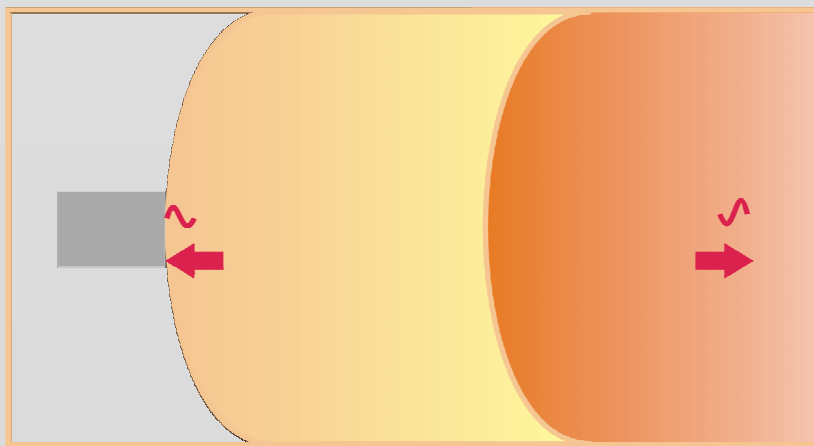








Hypothèse de vitesse du son constante



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

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).

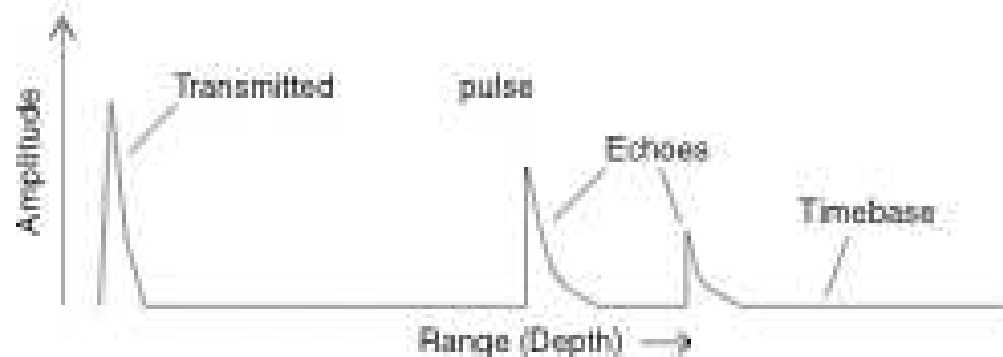
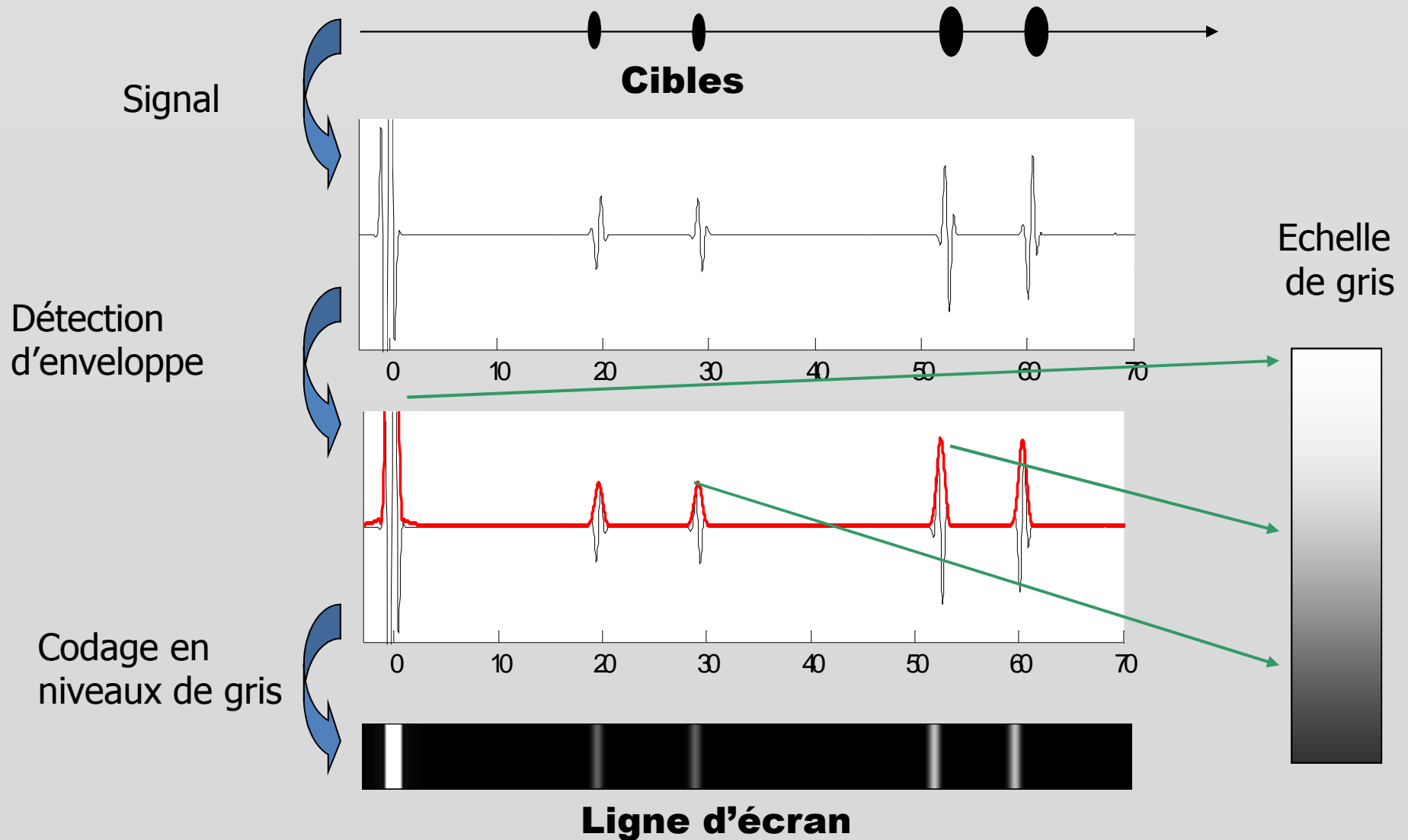


Fig. 2. Representation of an A-mode scan. The instantaneous rectified echo amplitude is plotted against time after transmission, which is

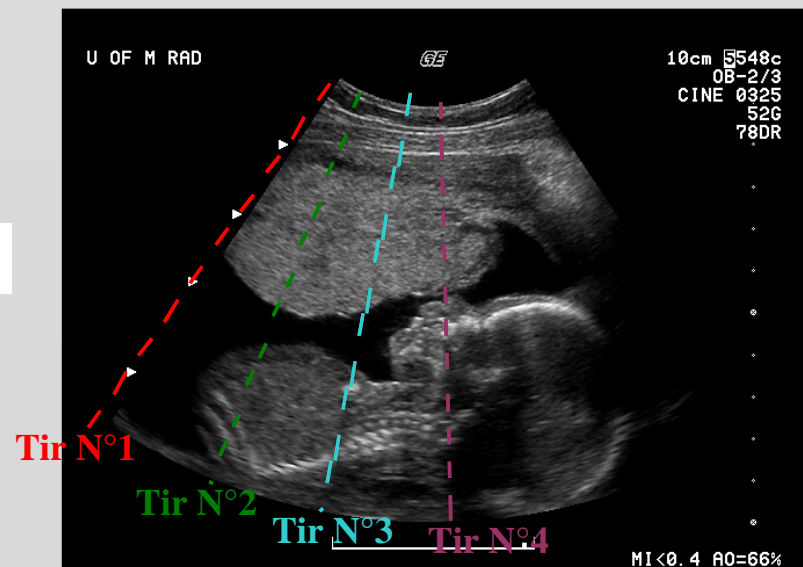
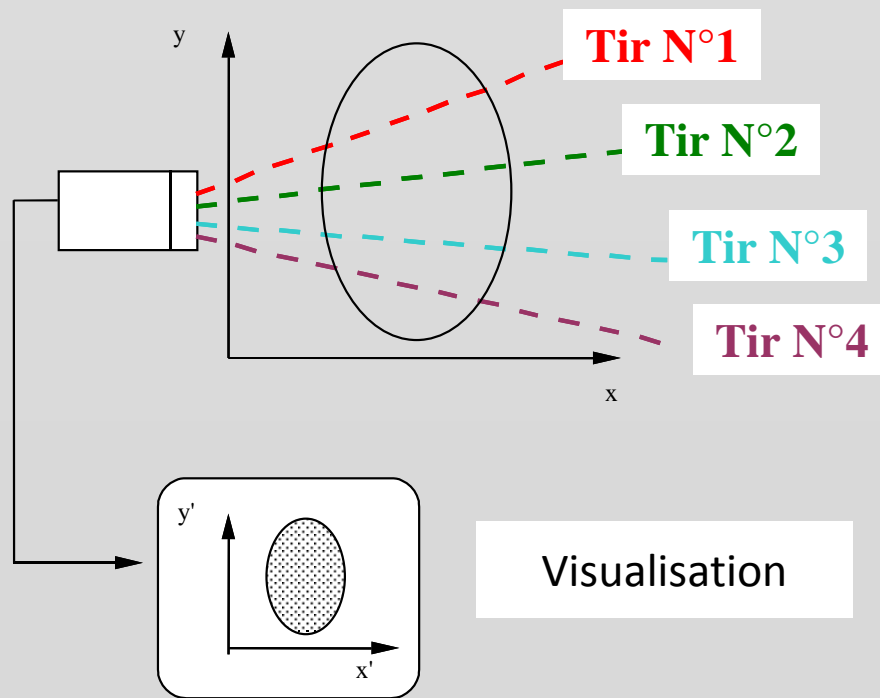
# Mode B (B=brillance)

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

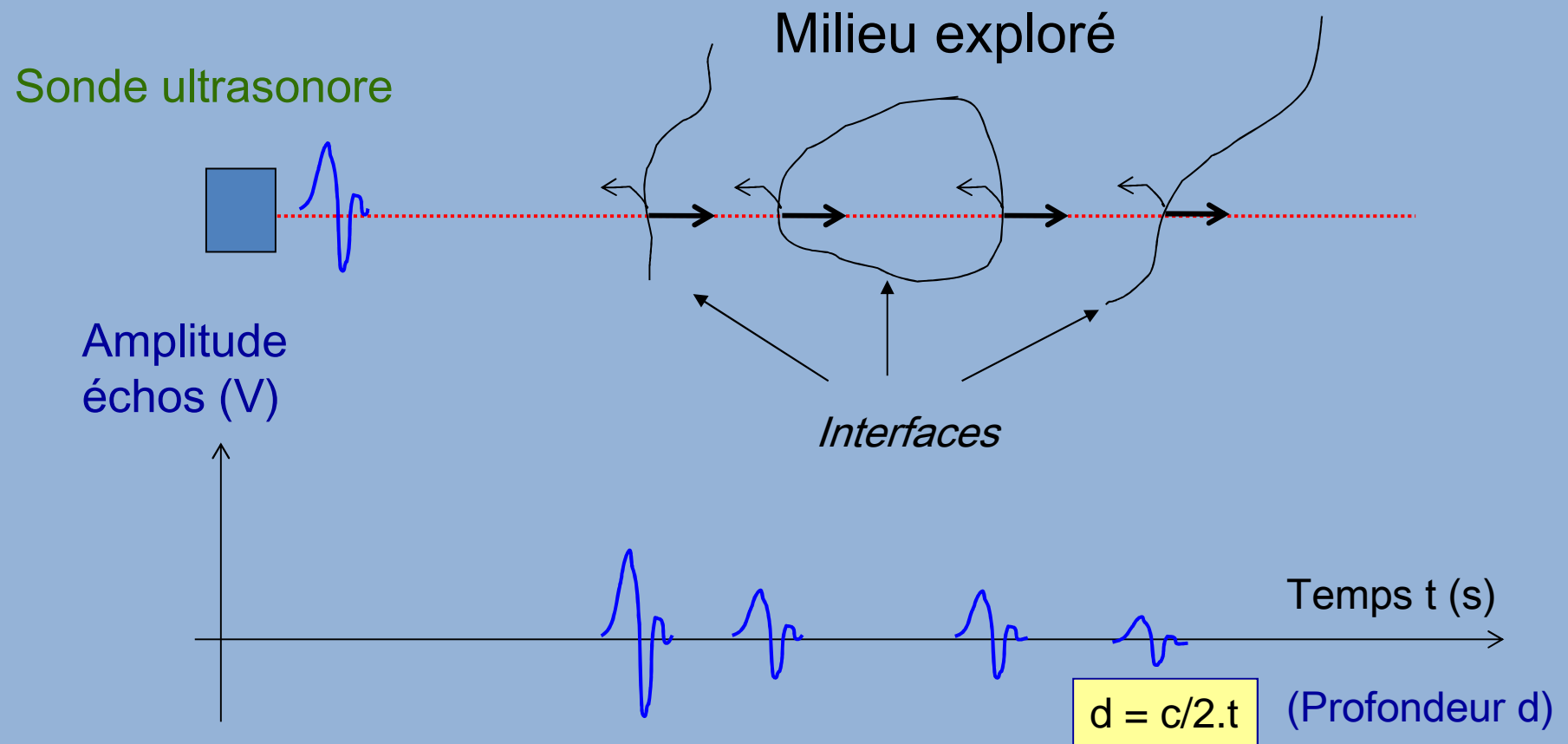


## Mode B (B=brillance) : formation de l'image

Balayage du faisceau et construction de l'image

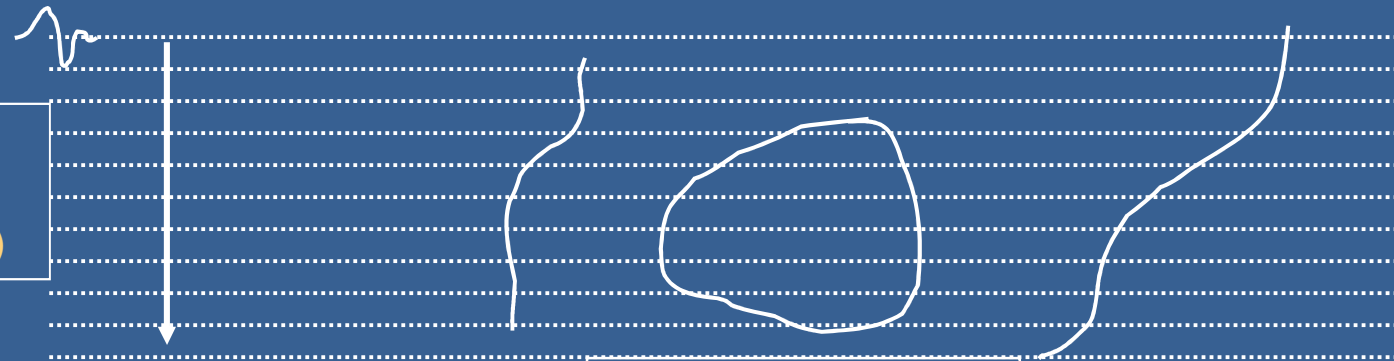


# Formation d'une ligne échographique



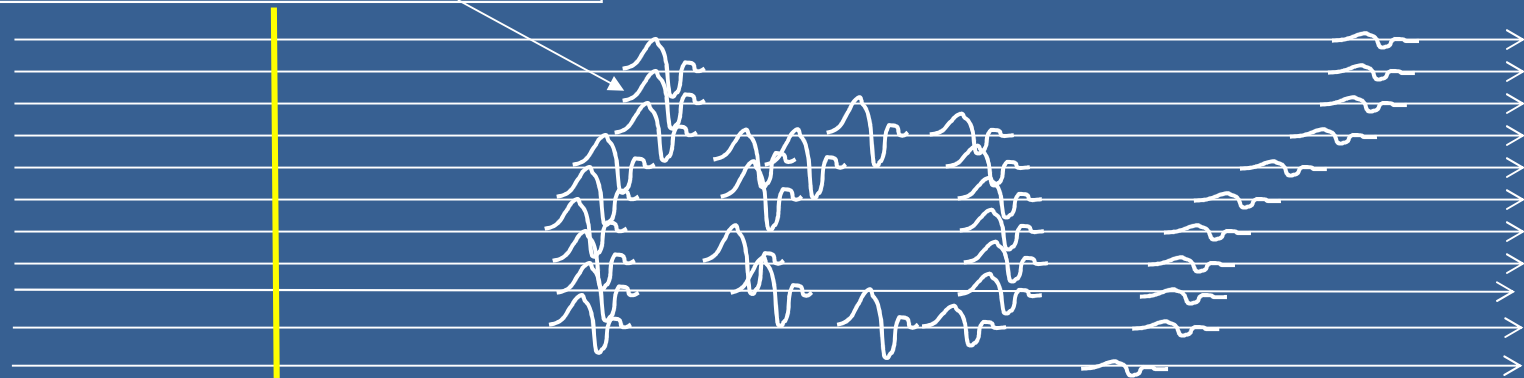
# Formation de l'image en échographie-Doppler

Balayage  
(Déplacement  
émission/réception)



Structures explorées

Amplitude des échos



Lignes  
de l'image

Temps  
(Profondeur)



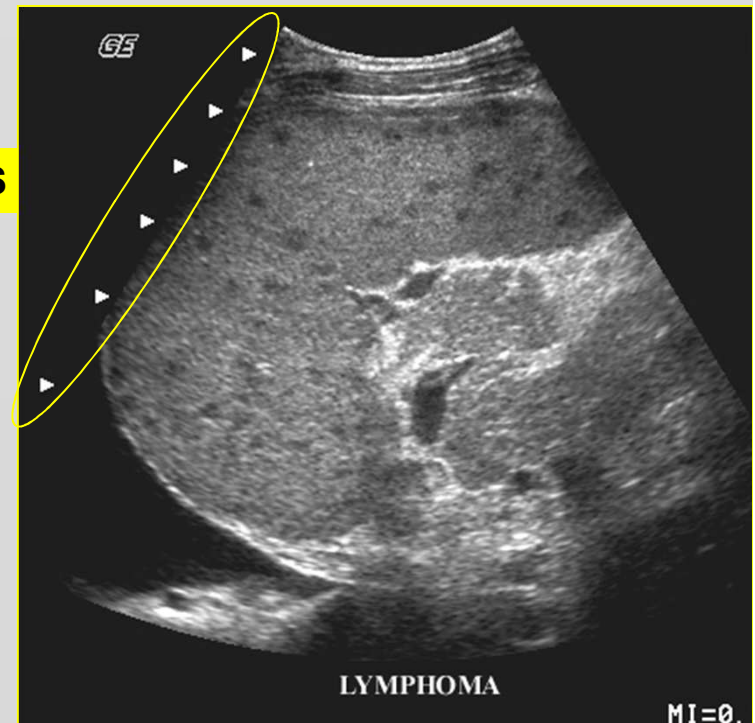
**TRANSDUCTEURS**

**PROFONDEUR**

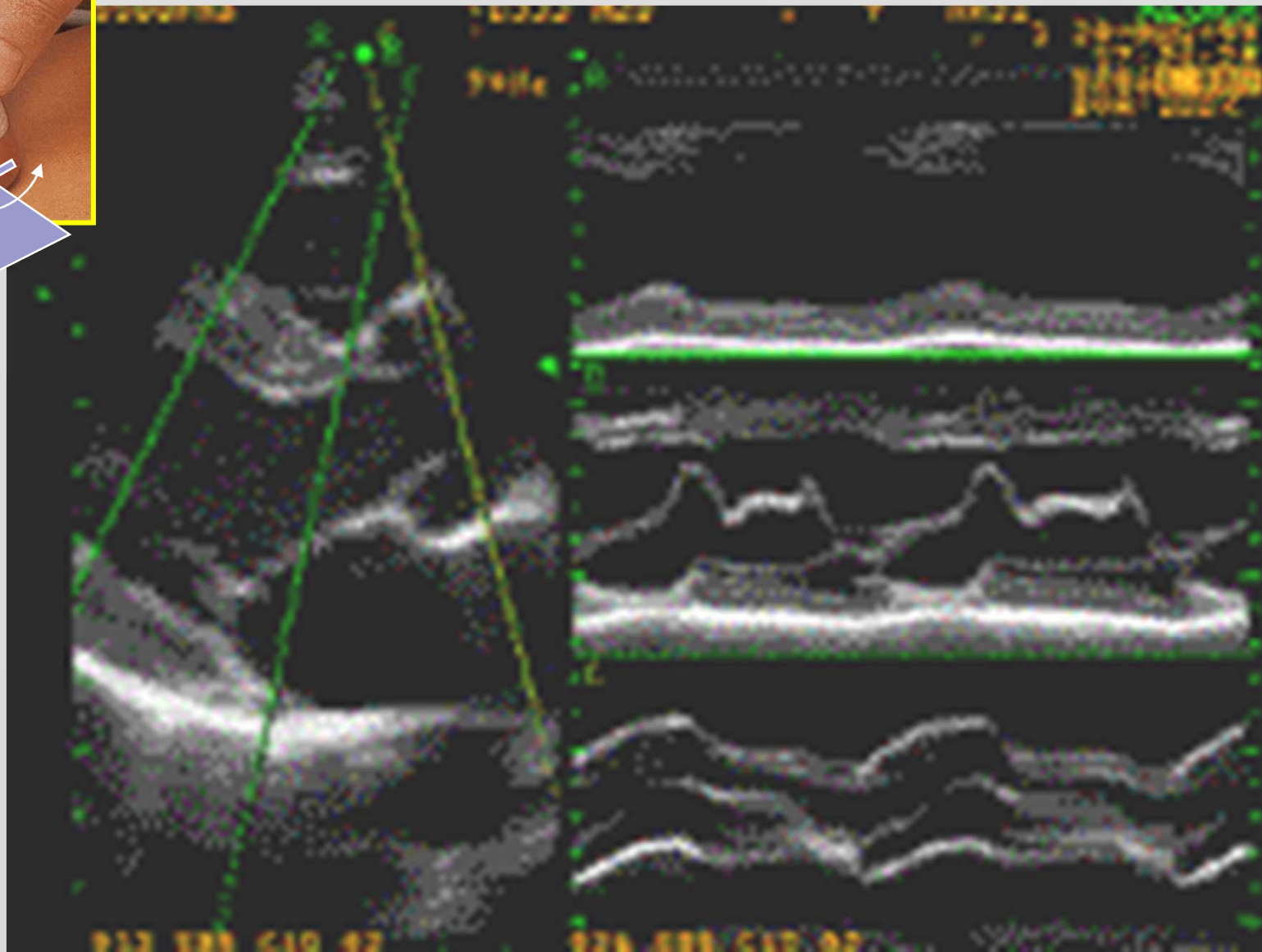
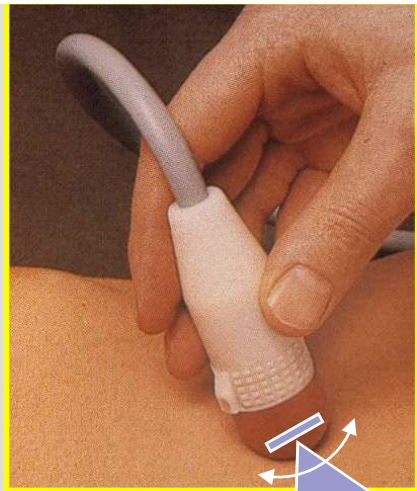
**ZONES FOCALES**

Focalisation  
électronique en  
poursuite d'échos

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

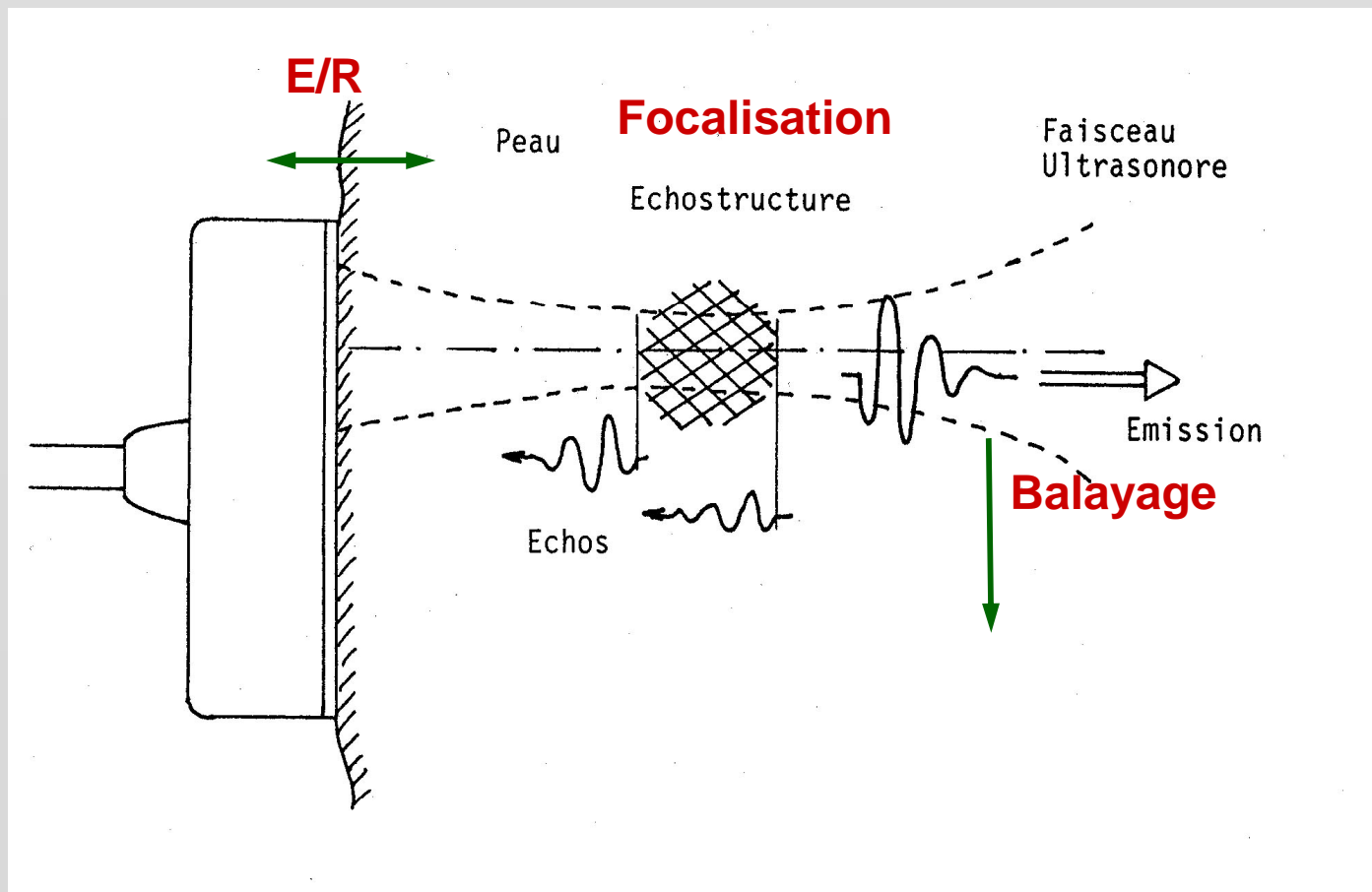


Balayage mécanique rapide  
Echocardiographie et Temps/Mouvement TM





# Les 3 fonctions des capteurs



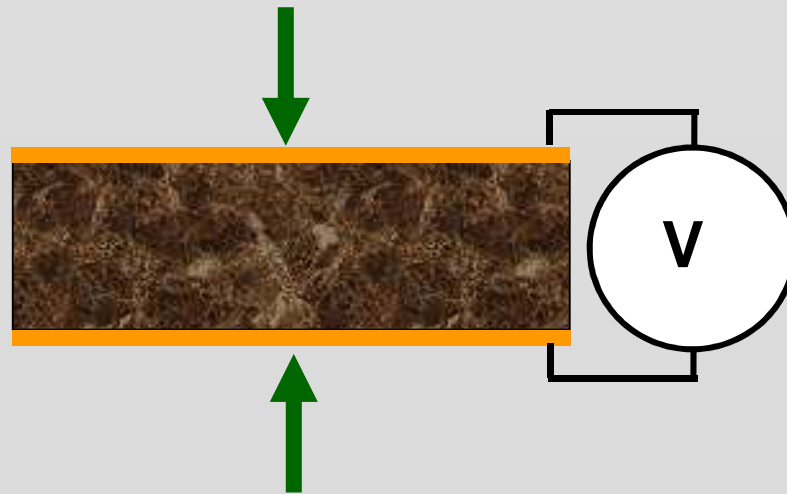
# Les 3 fonctions des capteurs

## 1 - Emission – Réception :

Transformer une impulsion électrique en déplacement

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

# Matériau piézoélectrique



Energie mécanique  $\longrightarrow$   $k^2 \times$  Energie électrique

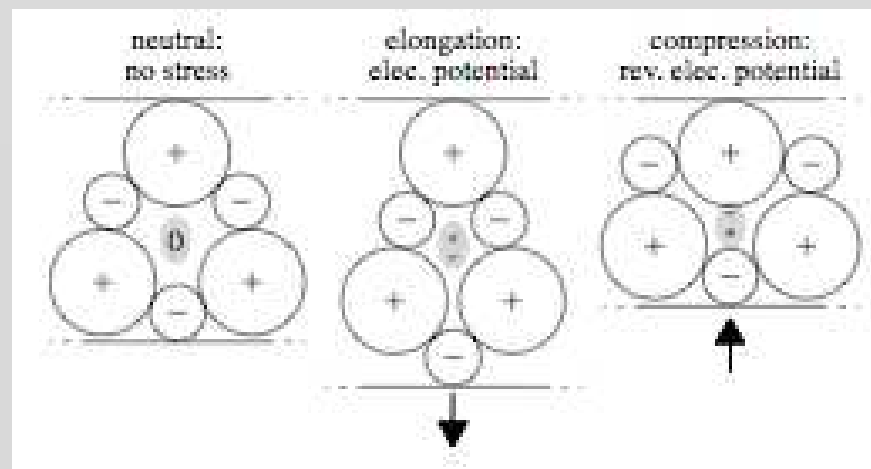
Energie électrique  $\longrightarrow$   $k^2 \times$  Energie mécanique

# Génération des ondes ultrasonores

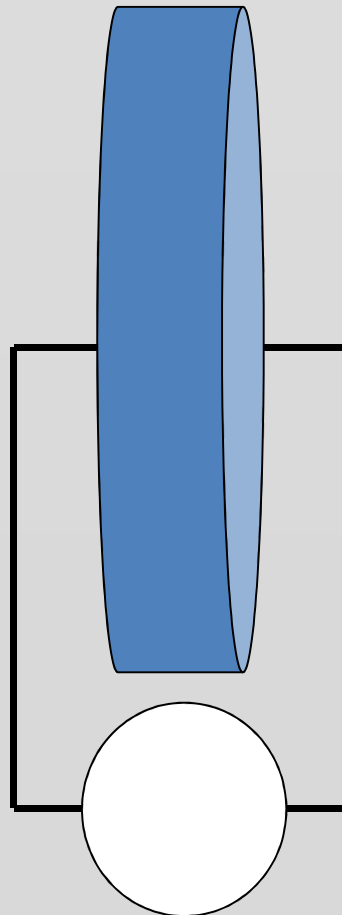
**Le son est produit par tout ce qui bouge avec une accélération. Pratiquement, les matériaux utilisés en imagerie médicale sont piézo-électriques.**

## 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.

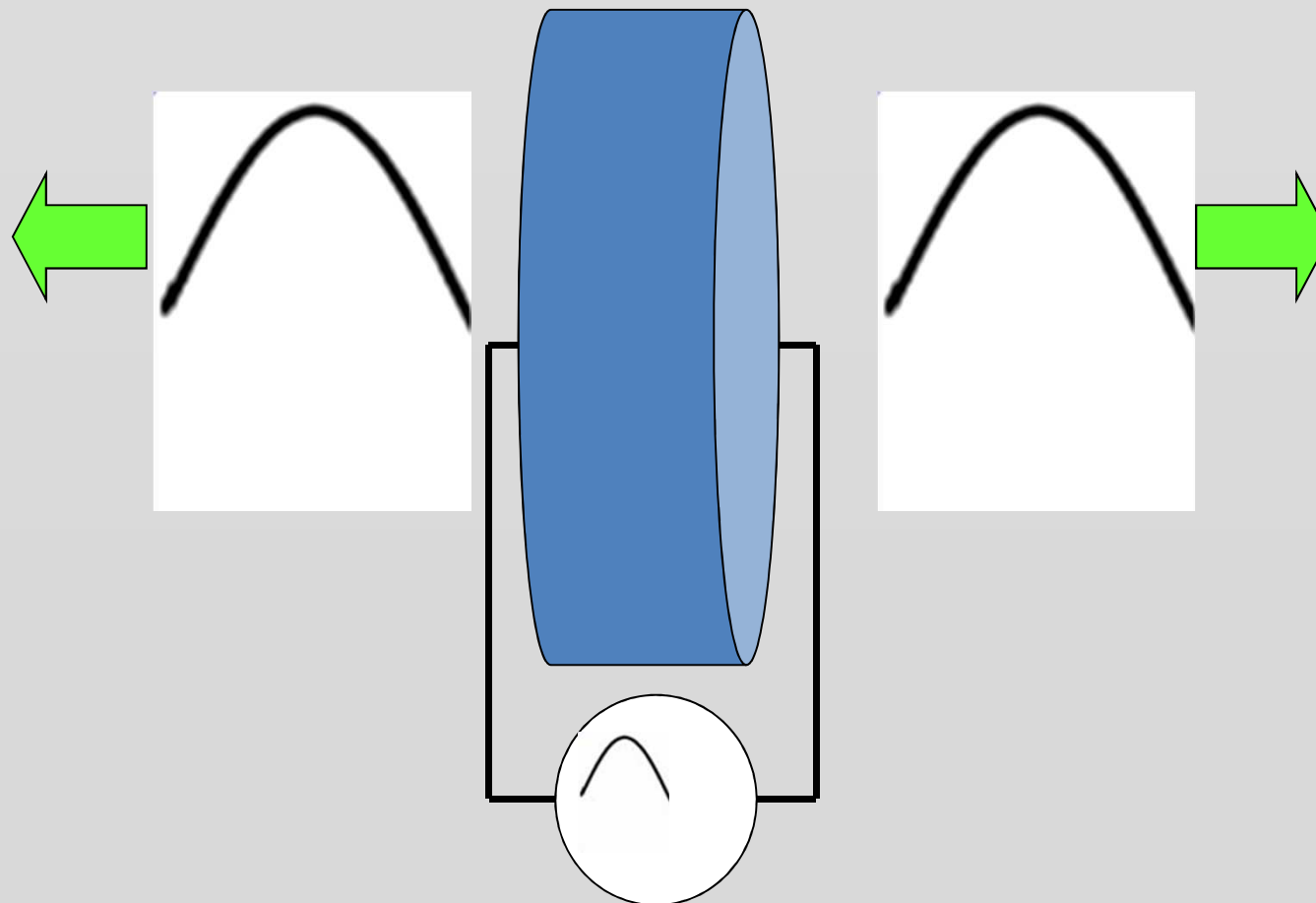


Une lame de matériau est utilisée afin de créer une surface pour la génération et la réception des ondes ultrasonores.

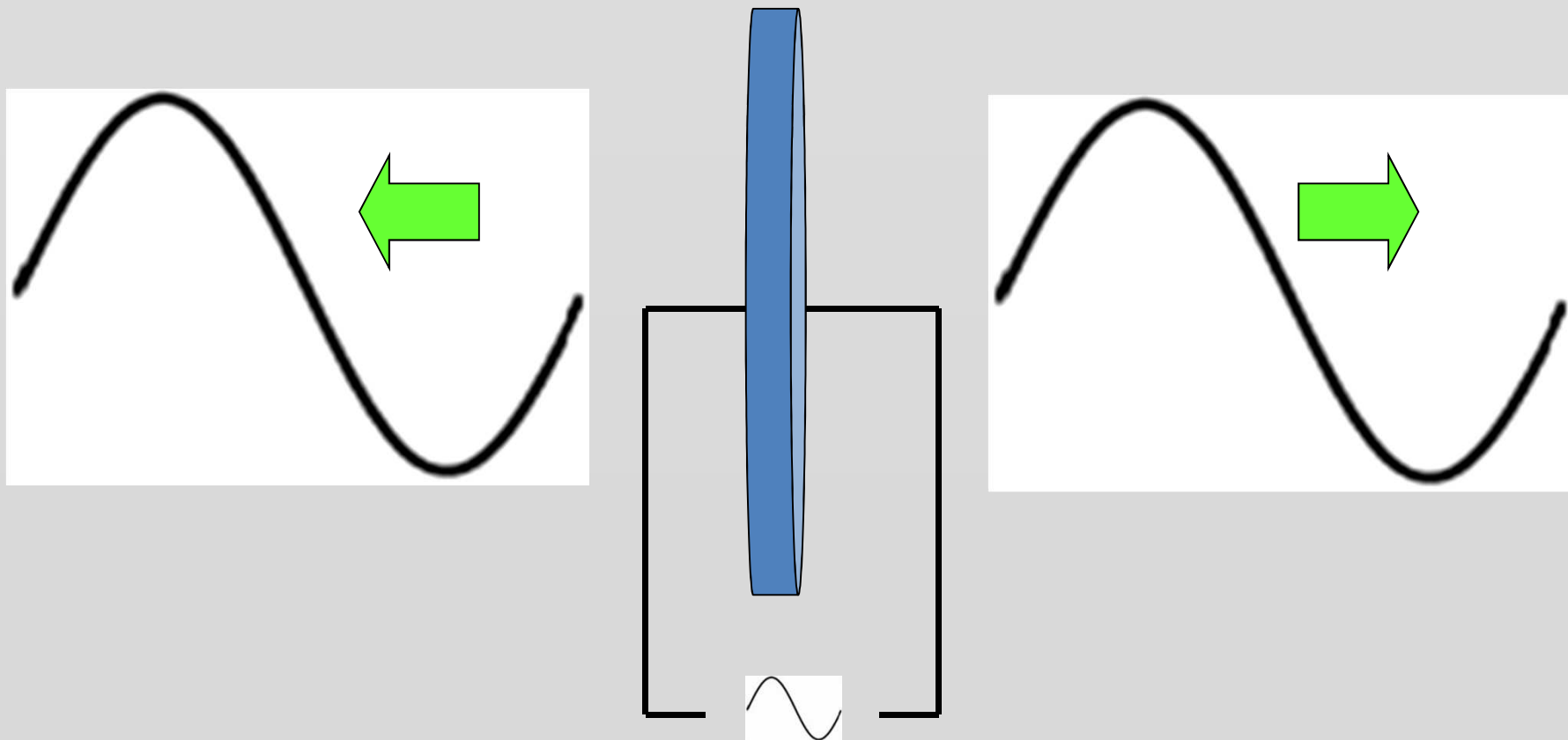


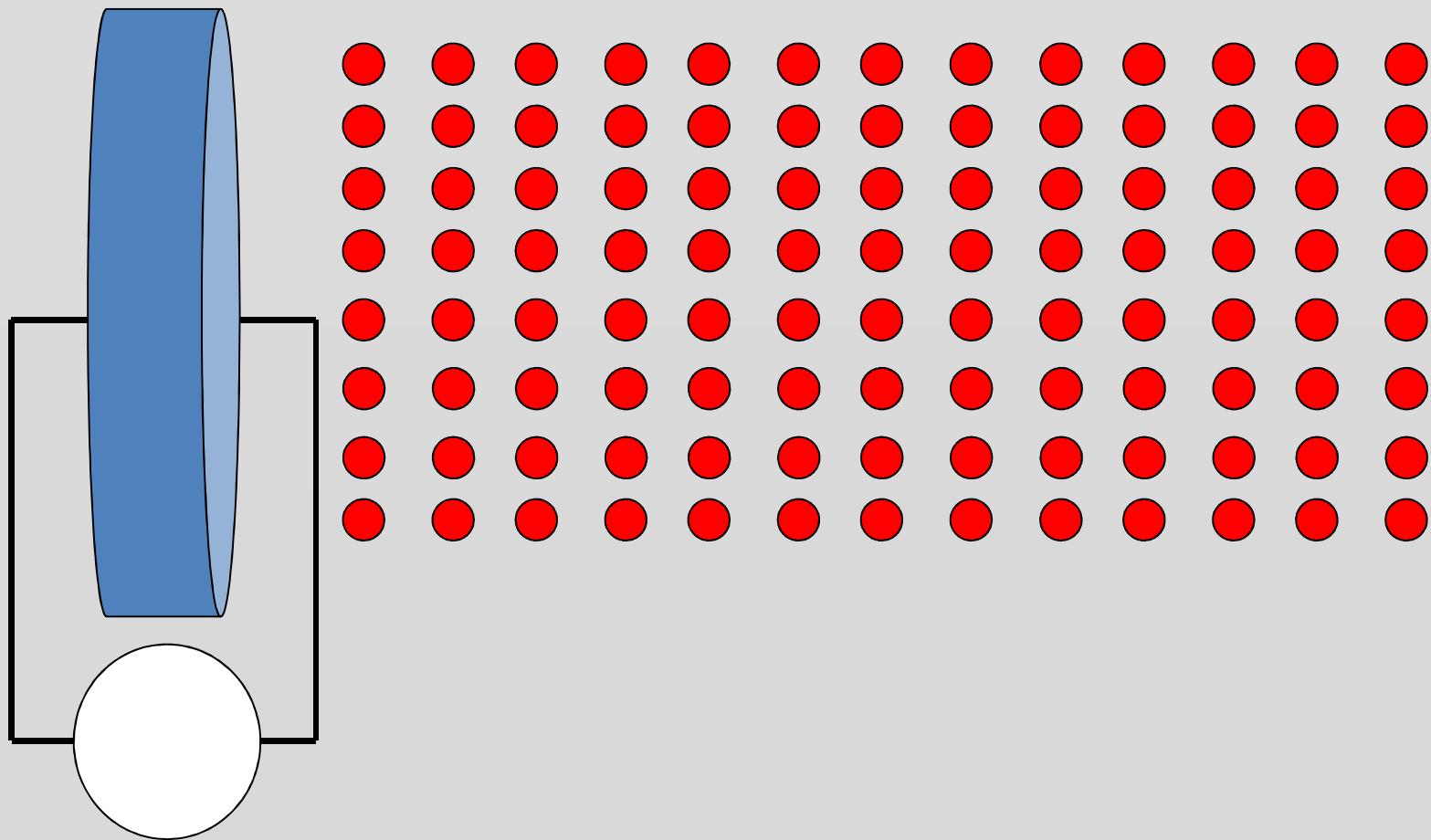


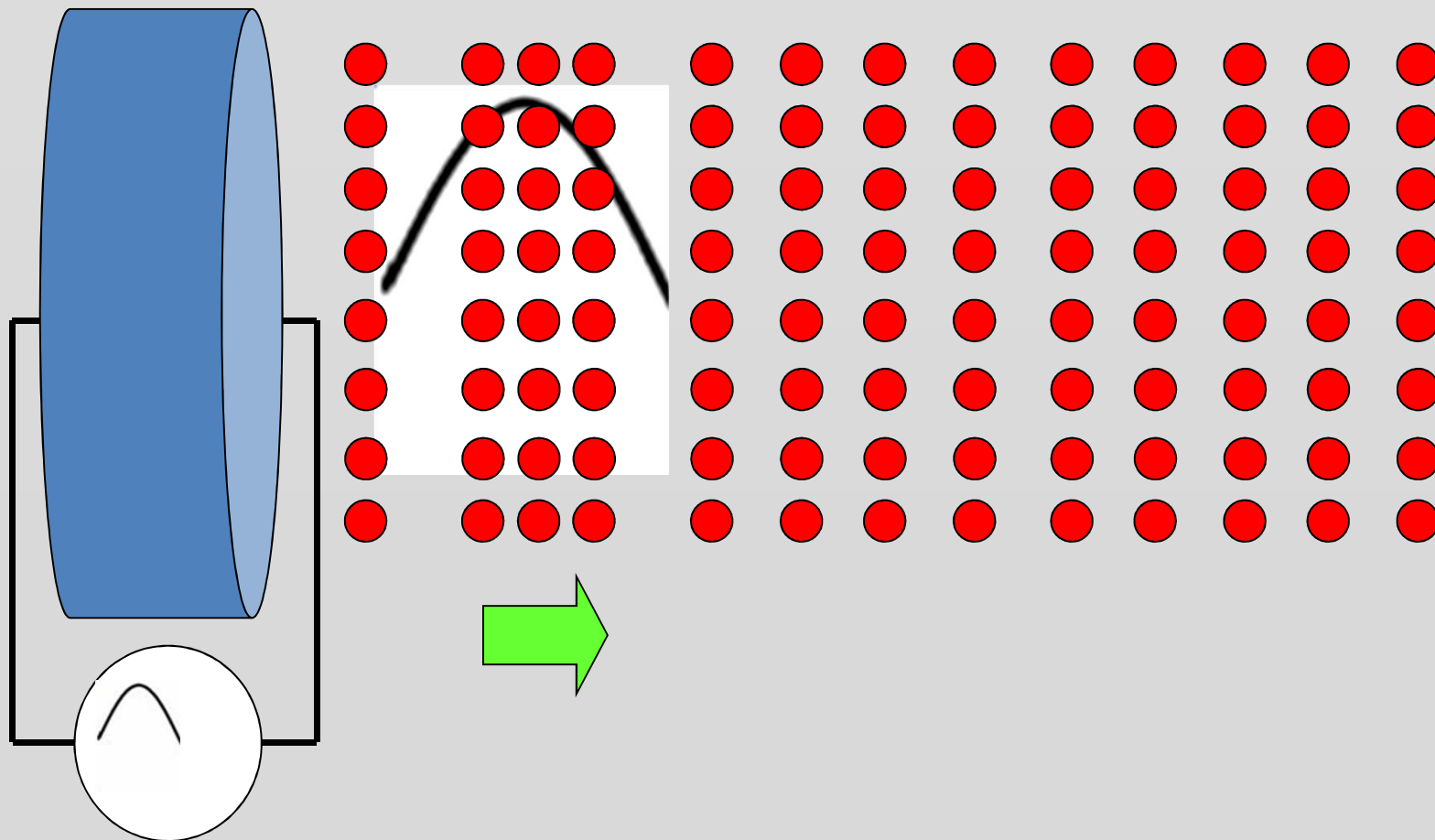
Une lame de matériau est utilisée afin de créer une surface pour la génération et la réception des ondes ultrasonores.

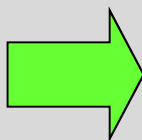
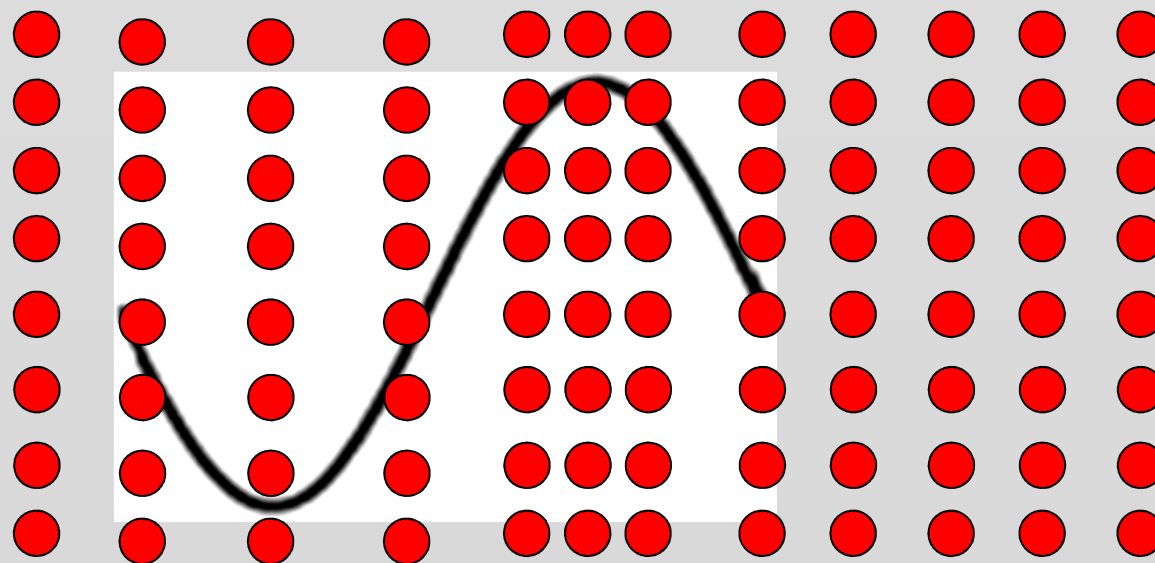
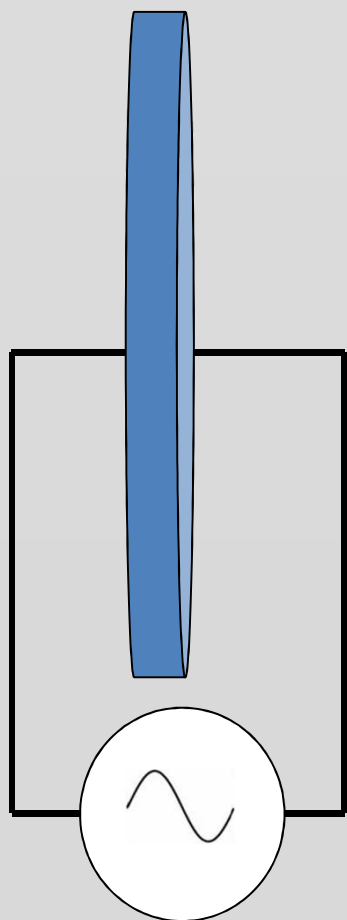


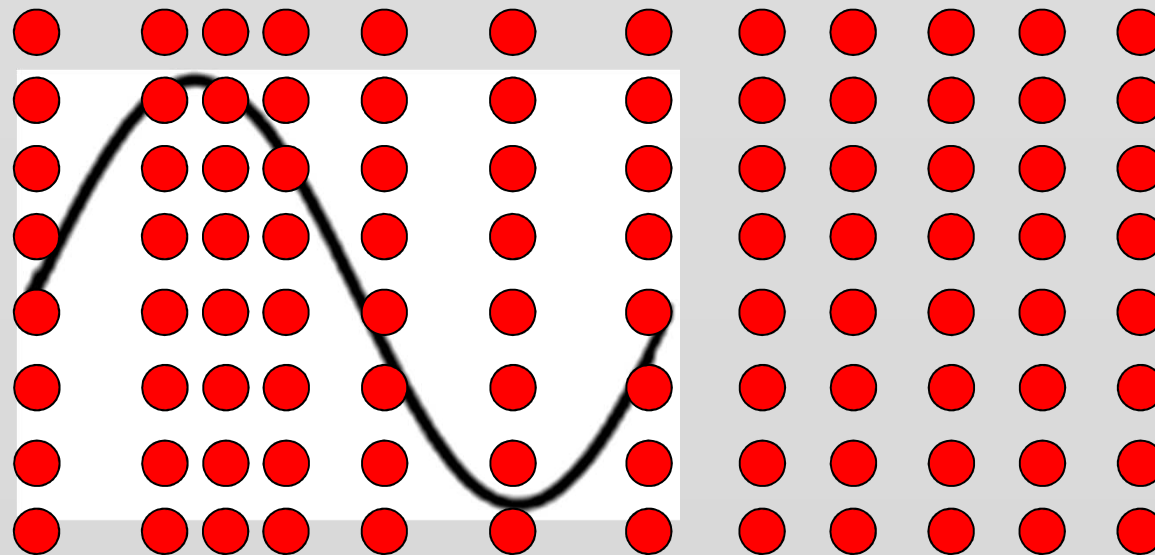
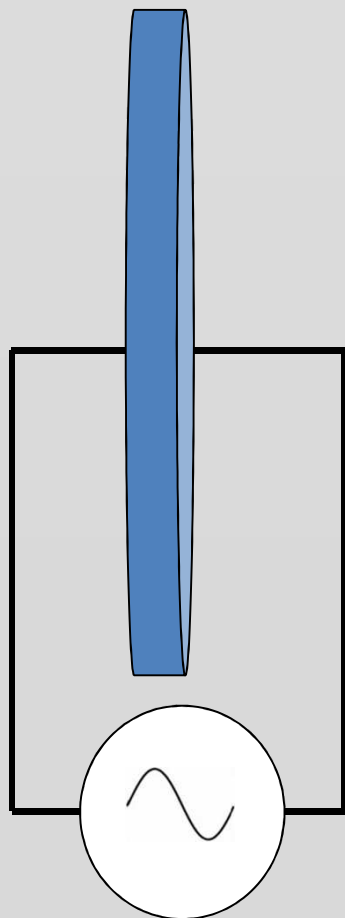
Une lame de matériau est utilisée afin de créer une surface pour la génération et la réception des ondes ultrasonores.









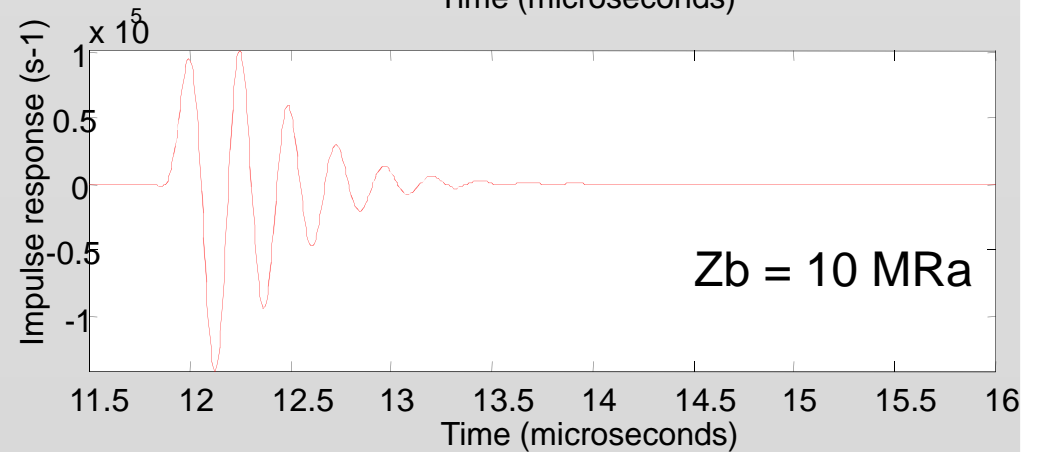
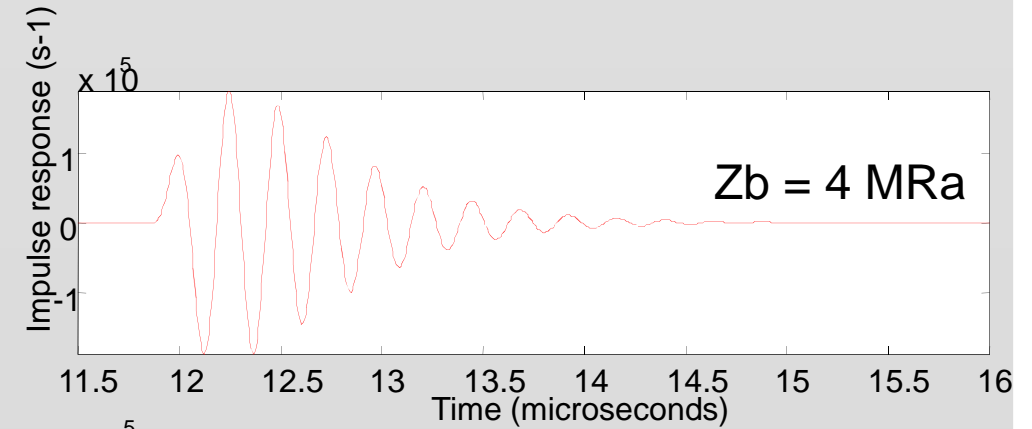
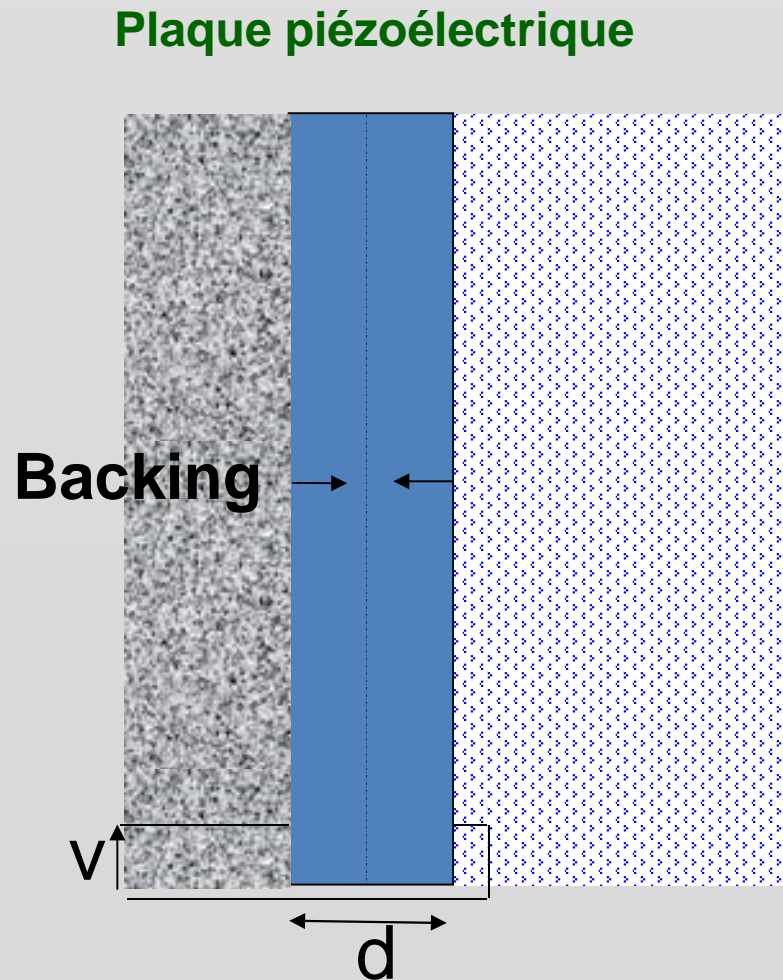


Période  $T$  (secondes)

Fréquence :  $f = 1/T$  (Hertz)

Longueur d'onde  $\lambda : c/f$  (mètres)

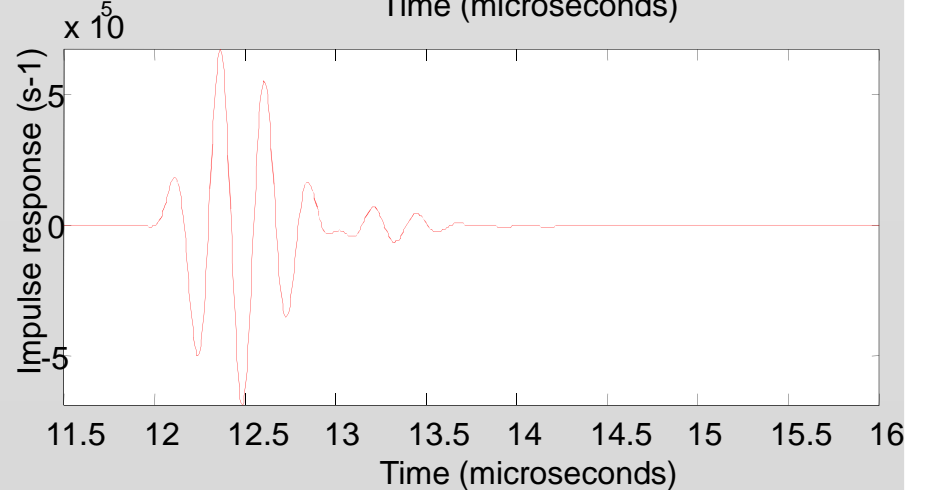
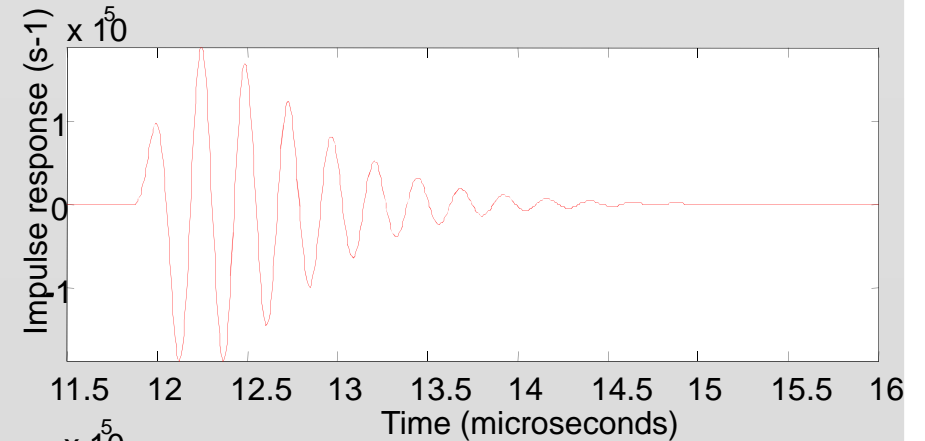
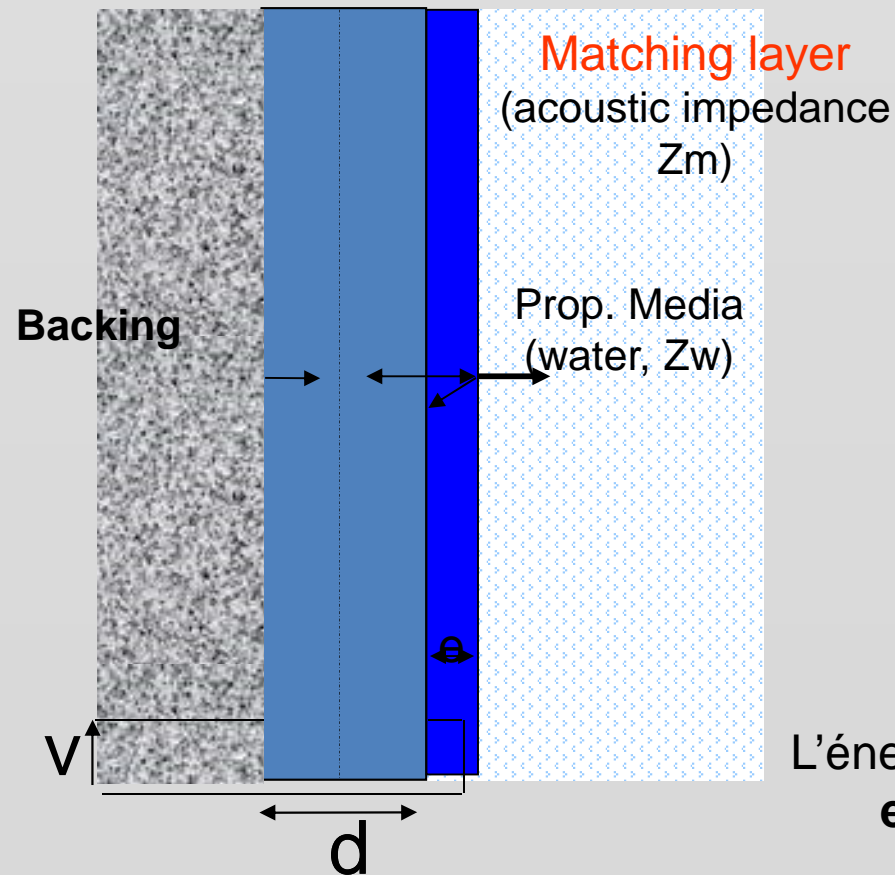
# Amortissement avant et arrière



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

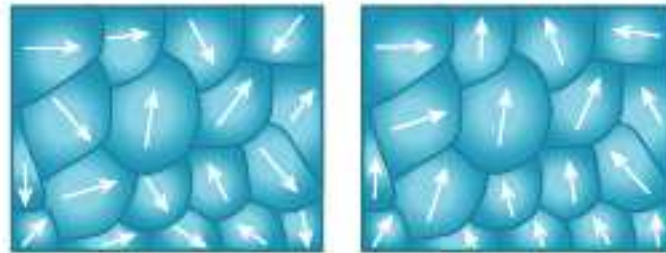


L'énergie transférée dans l'eau est maximum si  $e \approx \lambda/4$  et si  $Z_p < Z_m < Z_w$  : sensibilité et bande passante sont augmentée

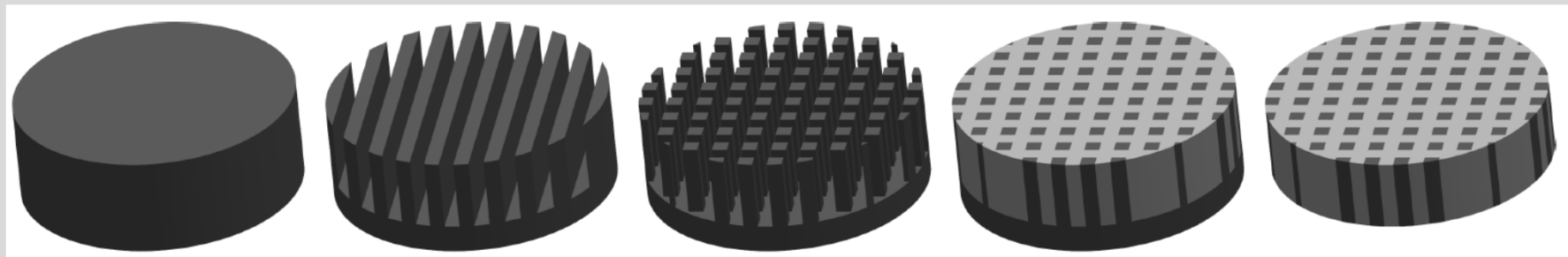


## Fabrication de l'élément actif piézoélectrique

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



2- Découpe + dépôt d'électrodes



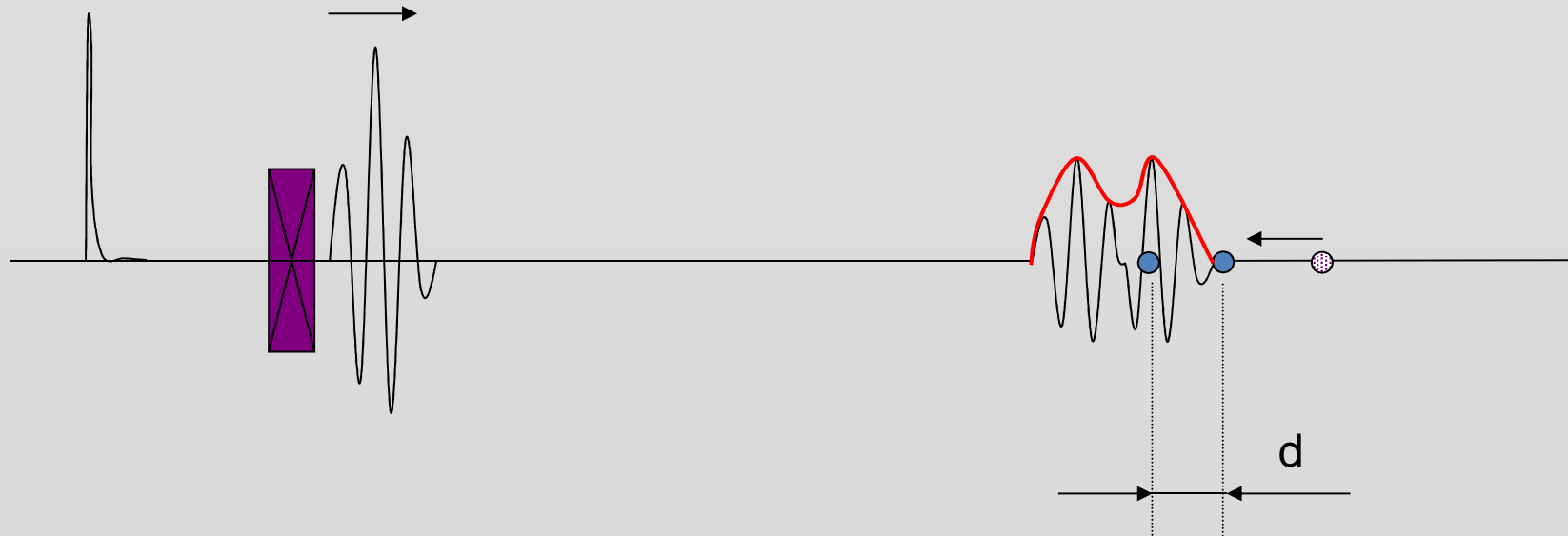
# Performance des transducteurs : Resolution Axiale



# 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.**

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

**Durée écho inversement proportionnelle bande passante.**

# CHOIX DES SONDES

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

Durée écho inversement proportionnelle **bande passante.**

Durée écho en  $\mu s$

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

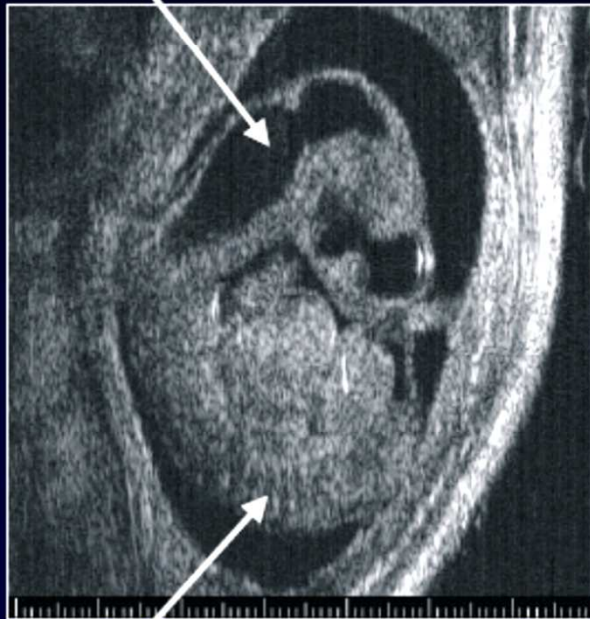
# Intérêt de l'imagerie HF-large bande

## Embryonic Development

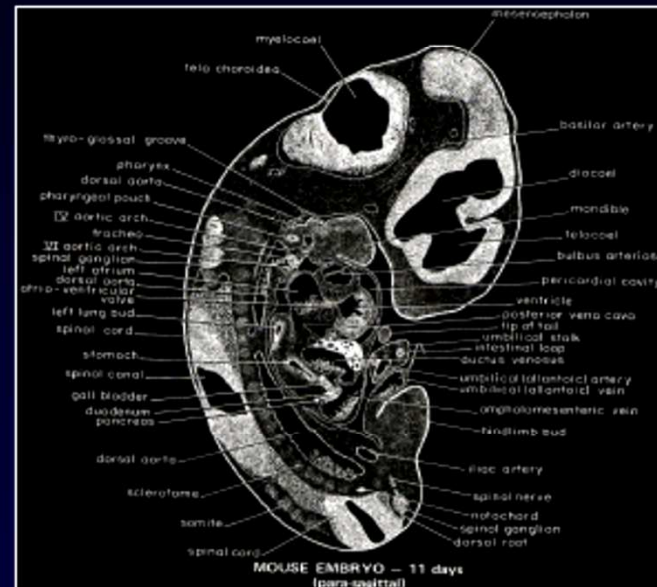
Embryonic day 11.5

Neural Tube

1 mm



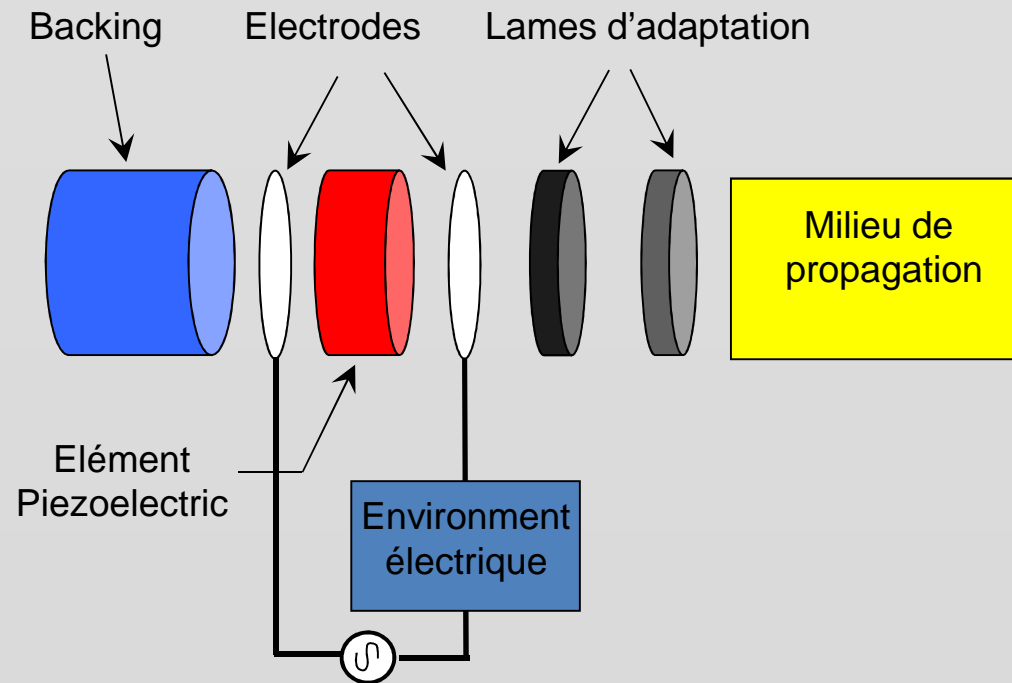
Somites



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

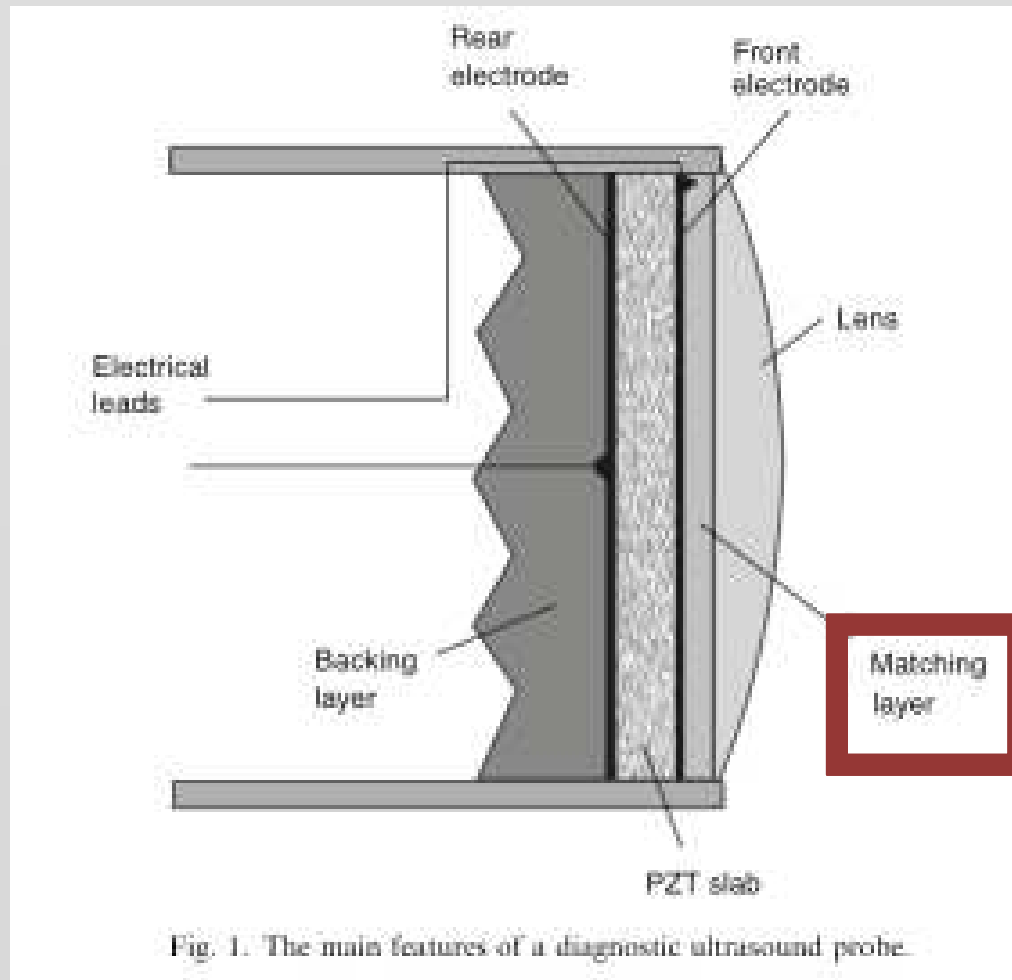
P. Lau Courtesy of S Foster et al, University of Toronto, Canada

# Synthèse : la structure en couches d'un transducteur





# Lame d'adaptation d'impédance



Epaisseur lame  
d'adaptation d'impédance =  
 $\frac{1}{4}$  longueur d'onde

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

# Milieu arrière

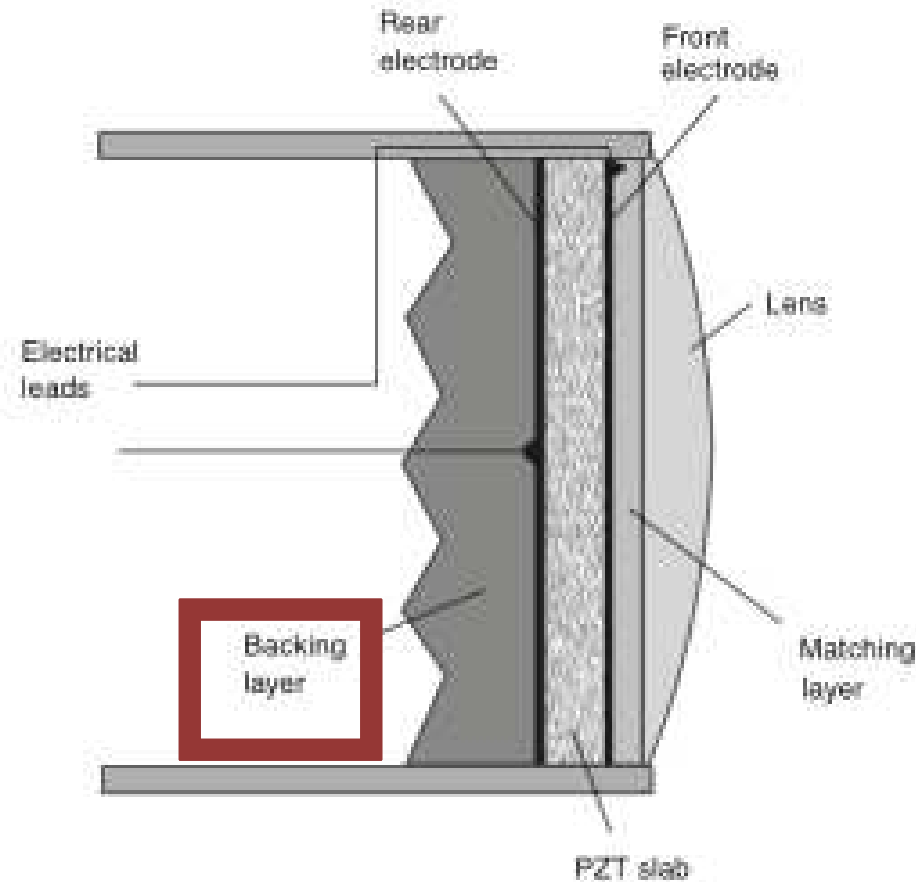


Fig. 1. The main features of a diagnostic ultrasound probe.

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

# Lentille

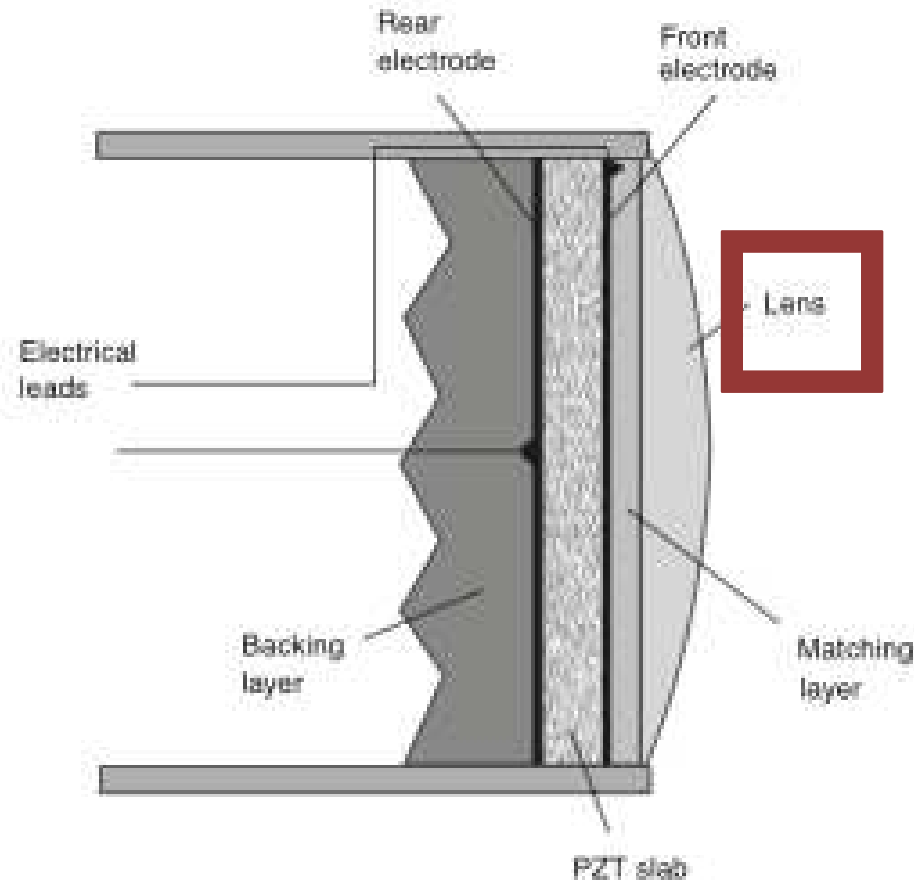


Fig. 1. The main features of a diagnostic ultrasound probe.

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

## Conversion temps-distance

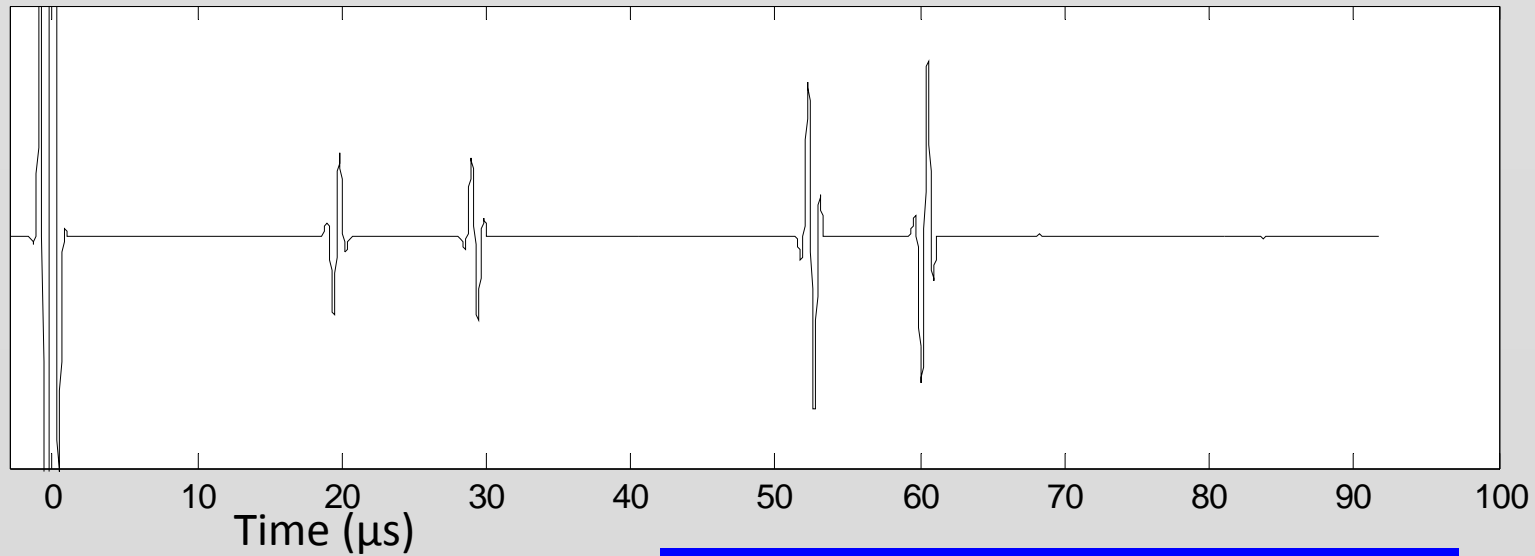
From time information to distance information:

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

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

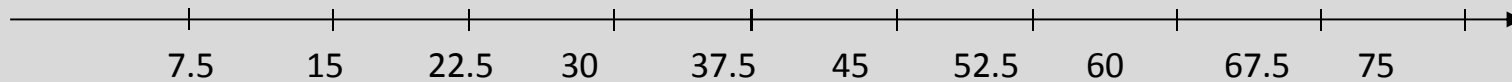
- d is the distance between the transducer and impedance mismatch
- t is the time when the echo is received (t=0 being the emission time)

# Conversion temps-distance



Space (mm)

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



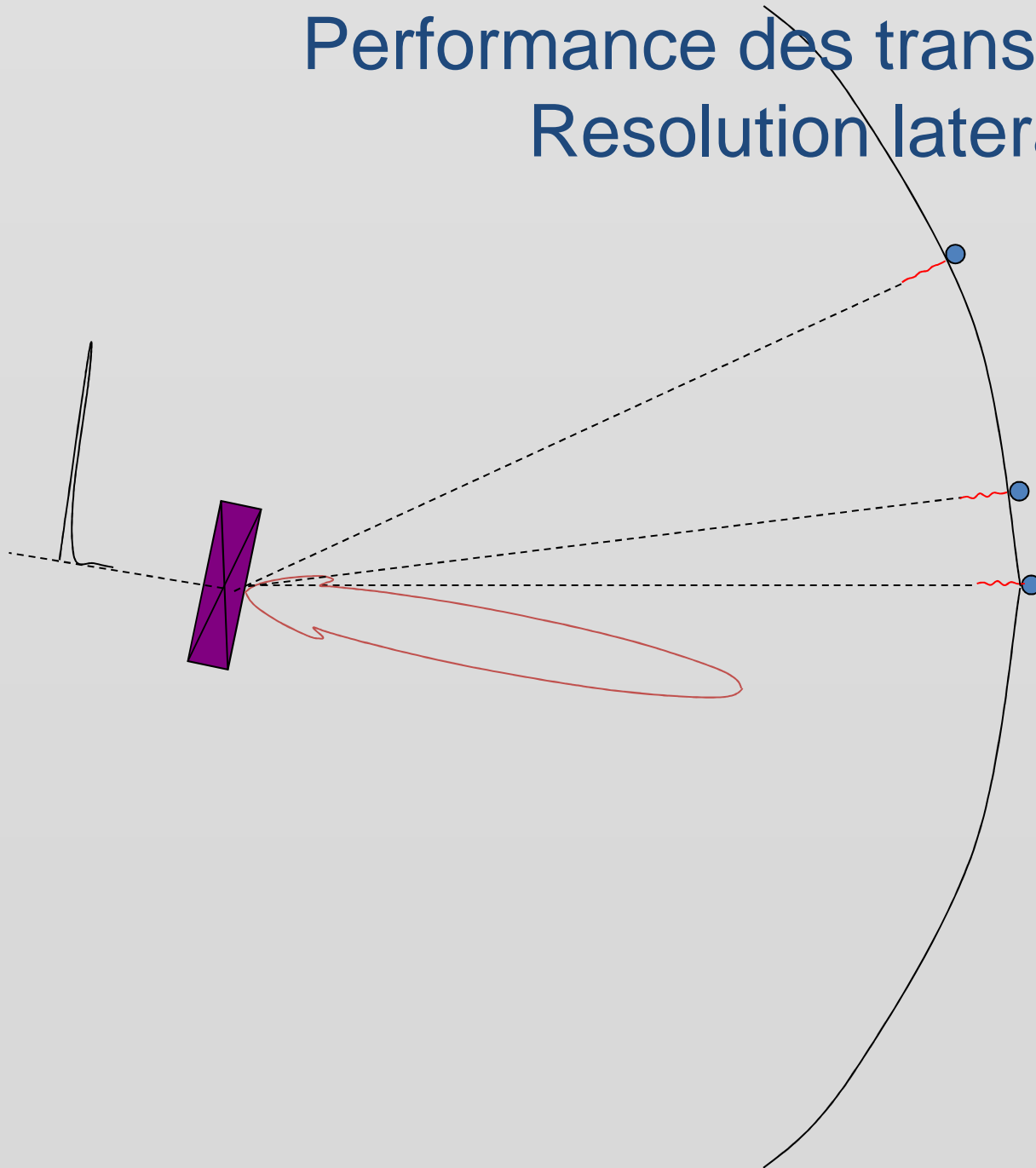
# Les 3 fonctions des capteurs

## 2 – Formation de faisceau :

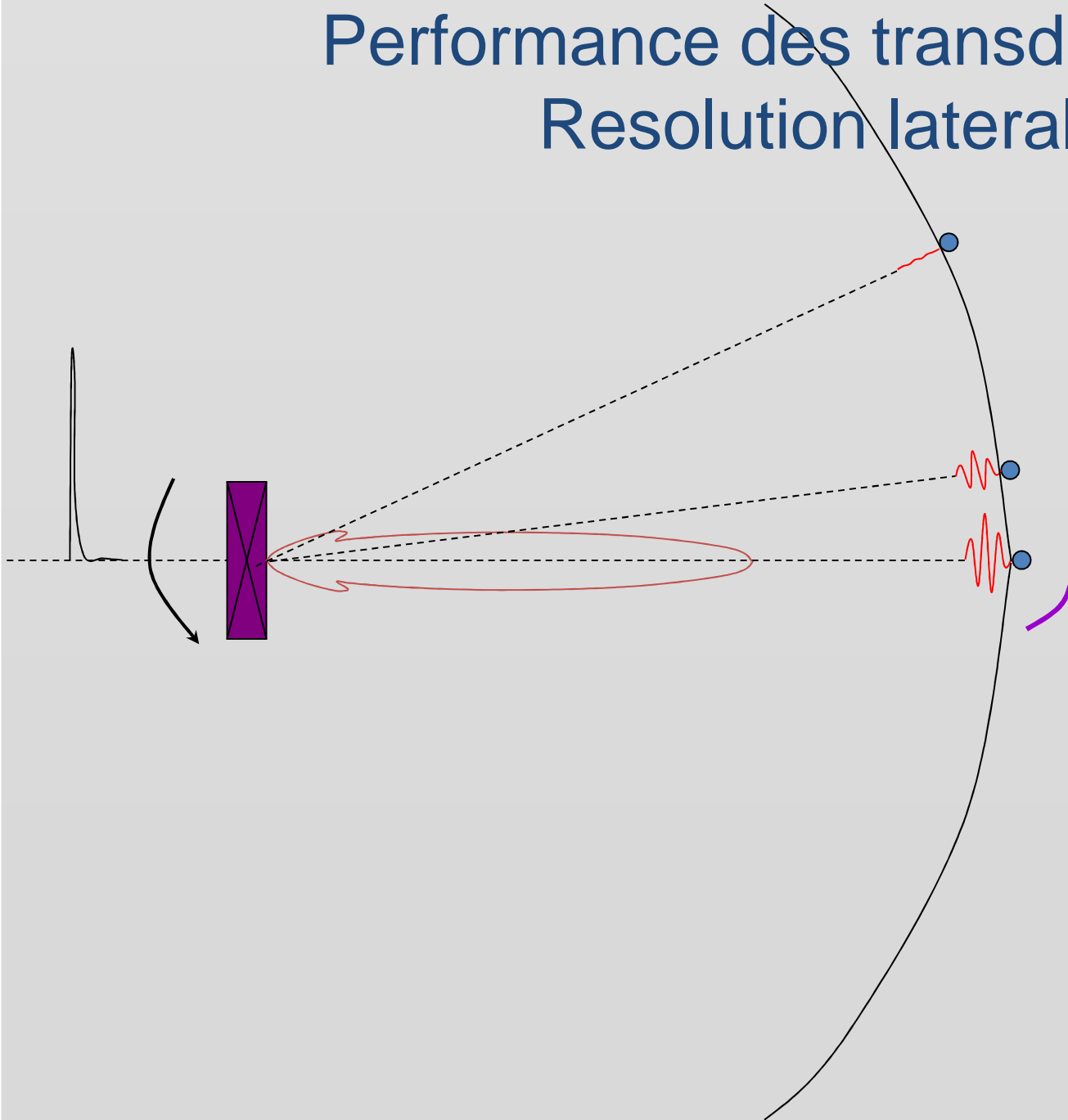
Obtenir la répartition d'énergie acoustique dans l'espace qui soit la plus favorable :

Le plus souvent en un faisceau bien focalisé

# Performance des transducteurs : Resolution laterale

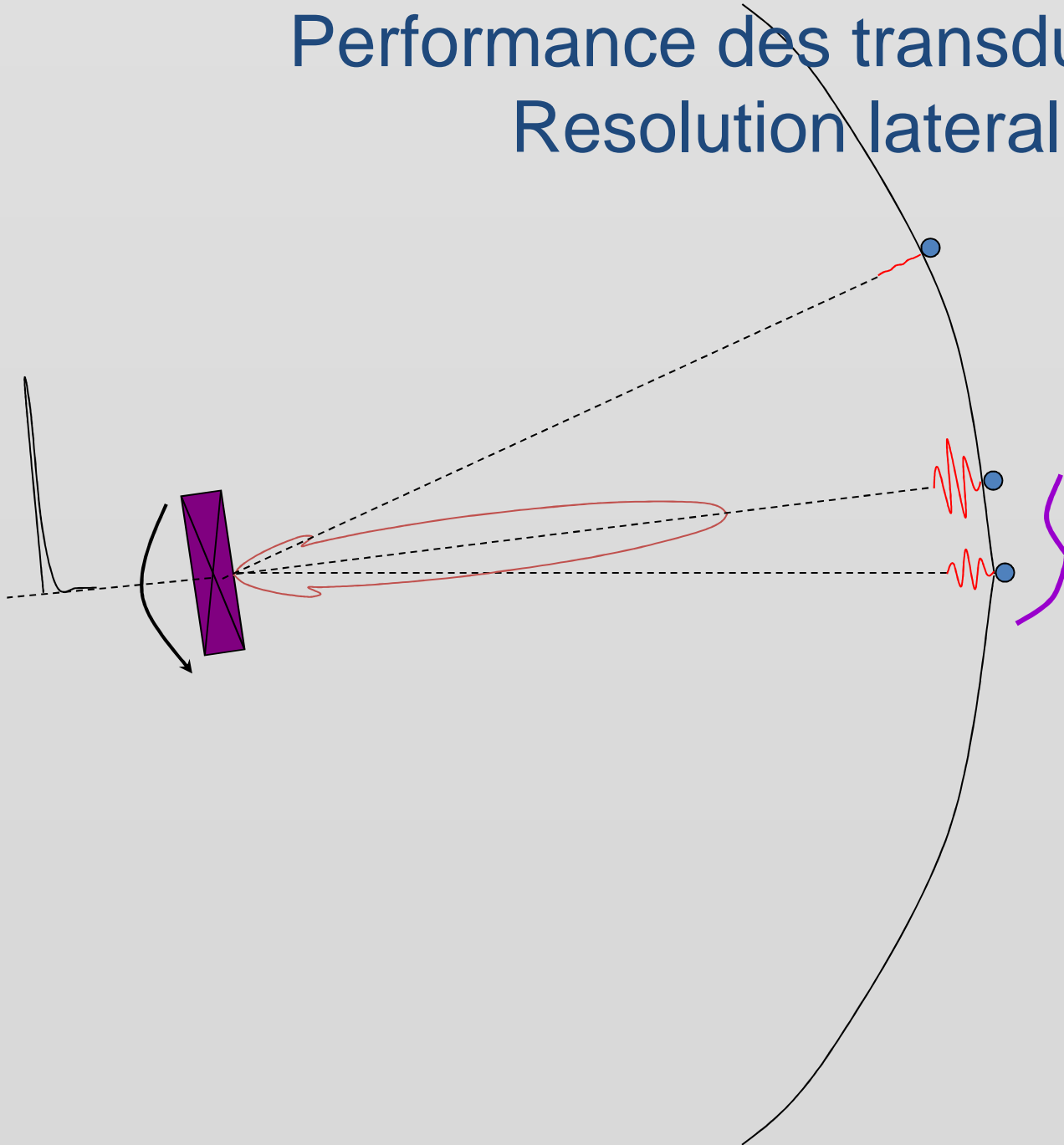


# Performance des transducteurs : Resolution laterale

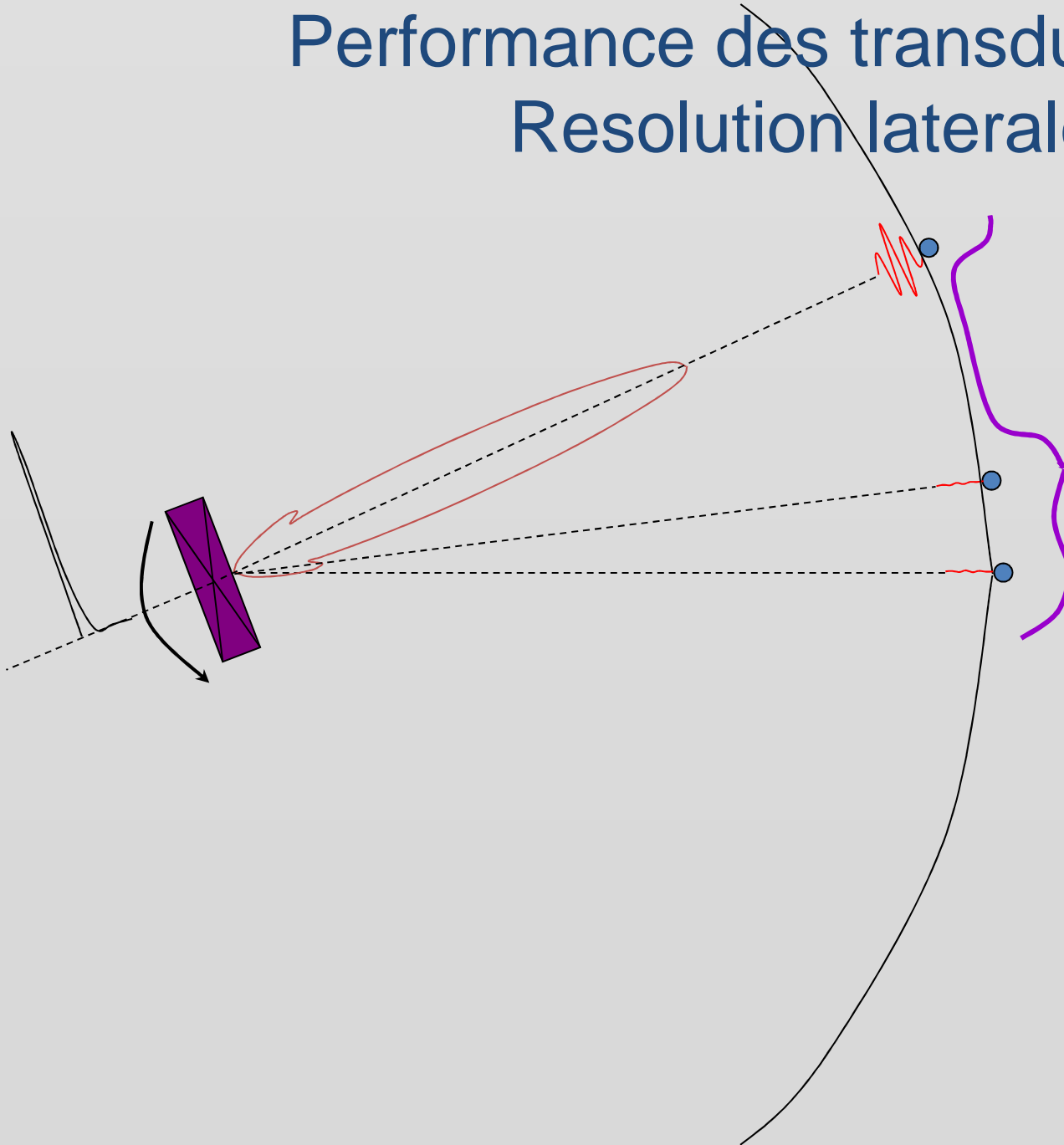




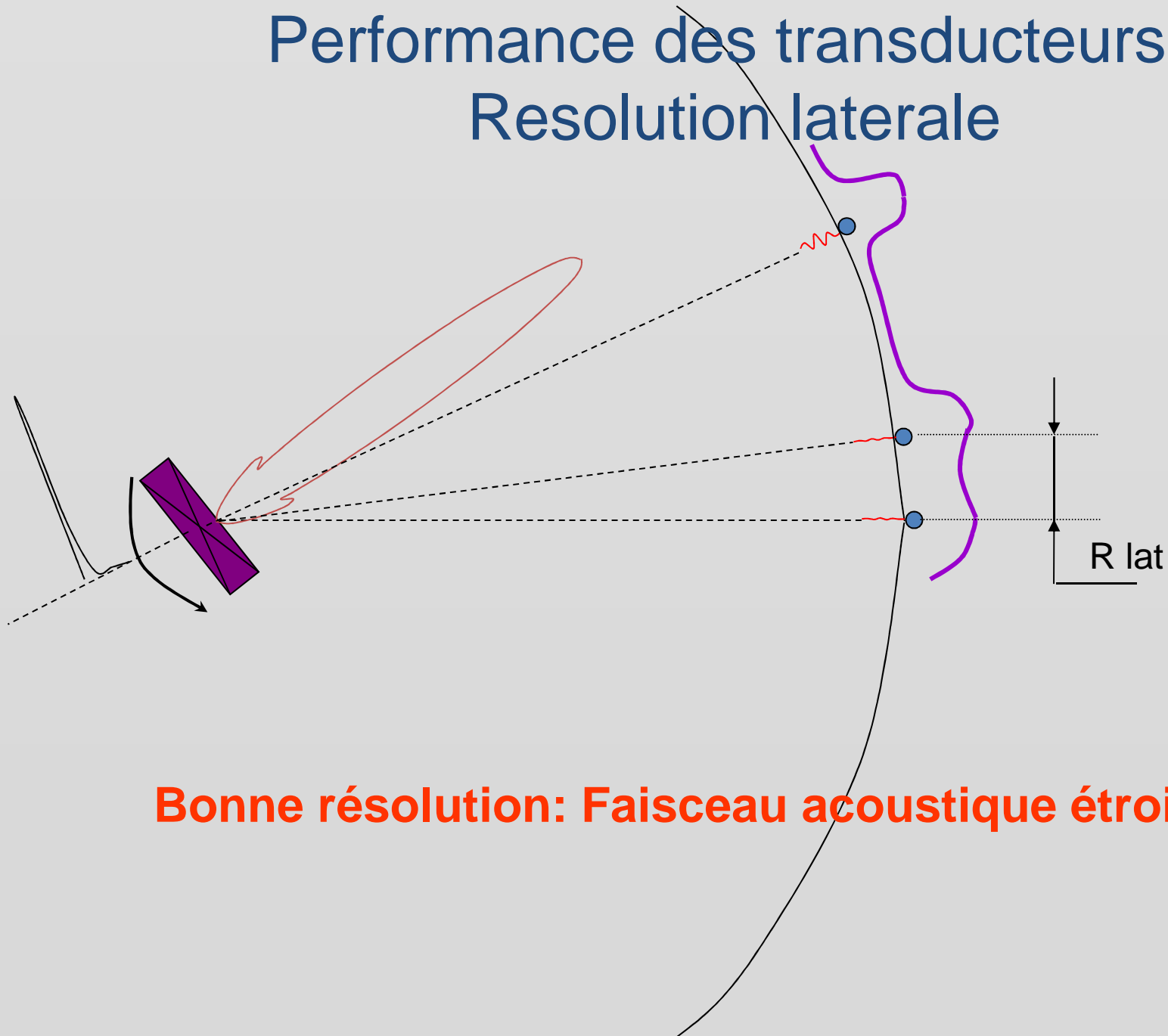
# Performance des transducteurs : Resolution laterale



# Performance des transducteurs : Resolution laterale



# Performance des transducteurs : Resolution laterale



**Bonne résolution: Faisceau acoustique étroit**

# Focalisation et résolution latérale

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



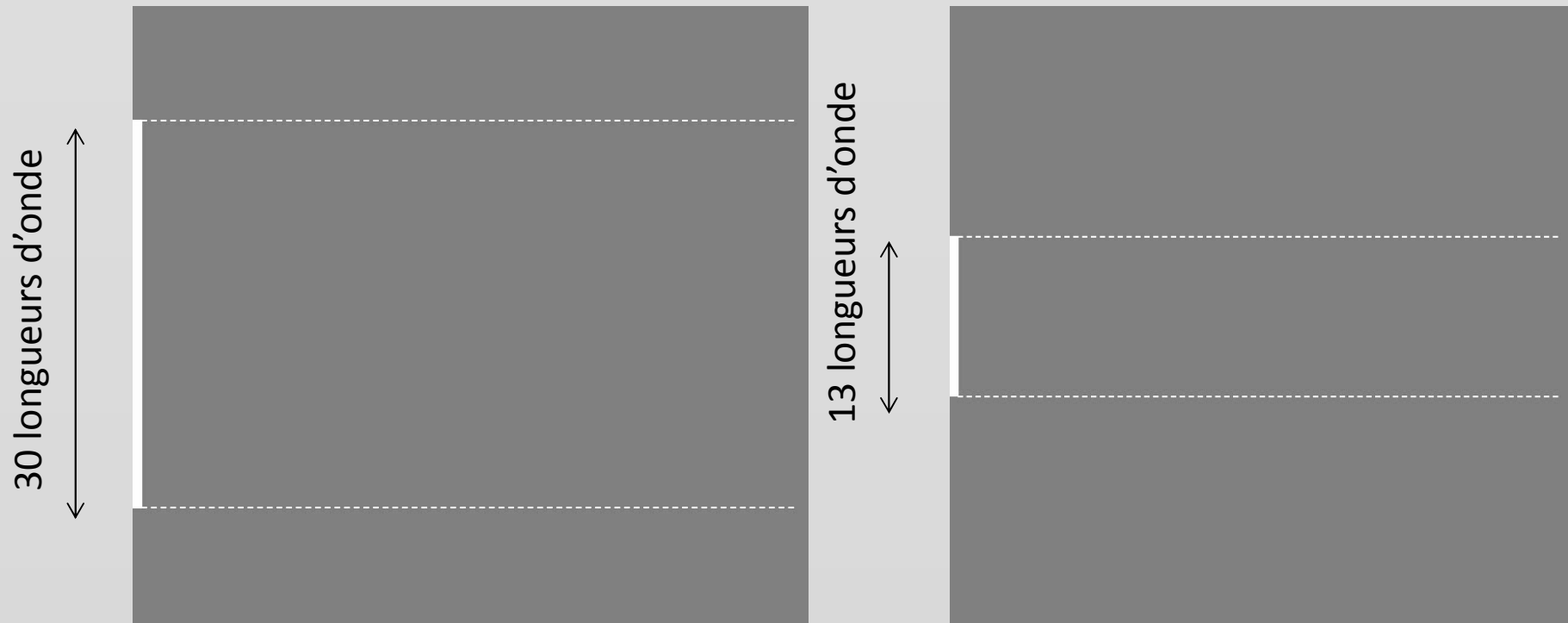
Est-ce que les 'lignes' ultrasonores existent ?

**NON !**



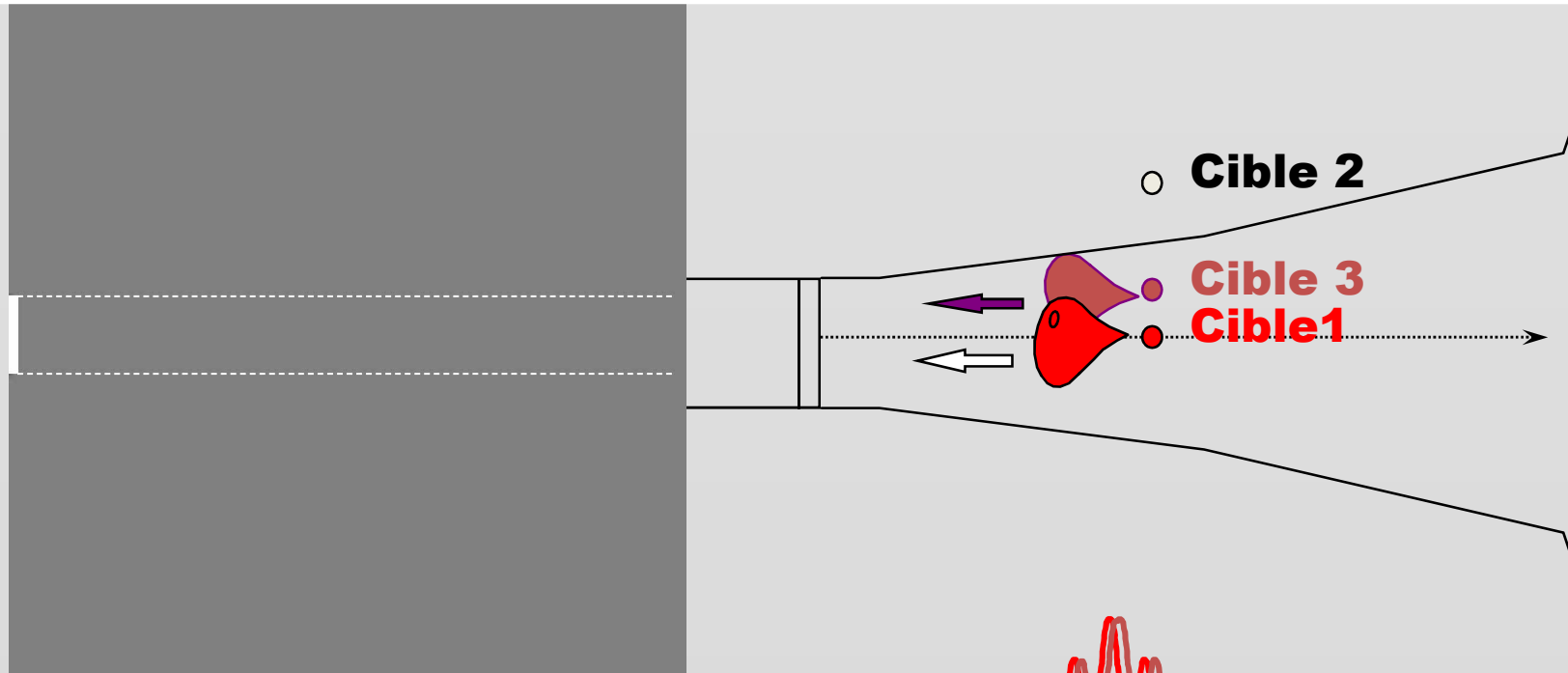
**diffraction**

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

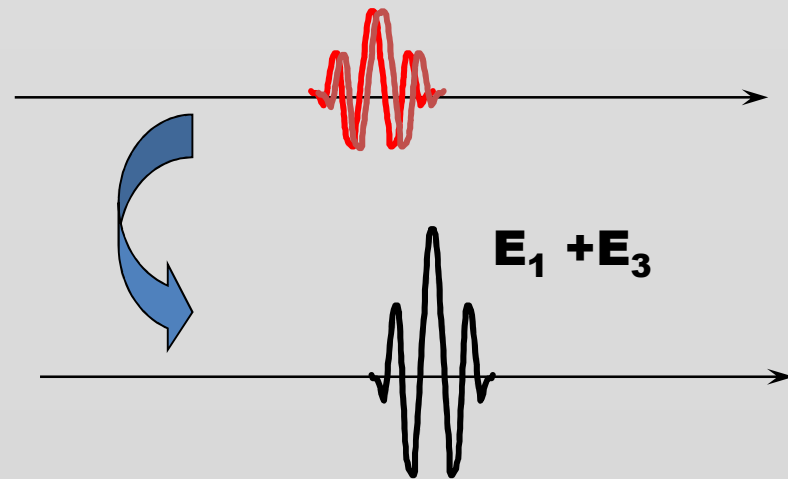


Courtesy from E. Bossy -ESPCI

7 wavelengths



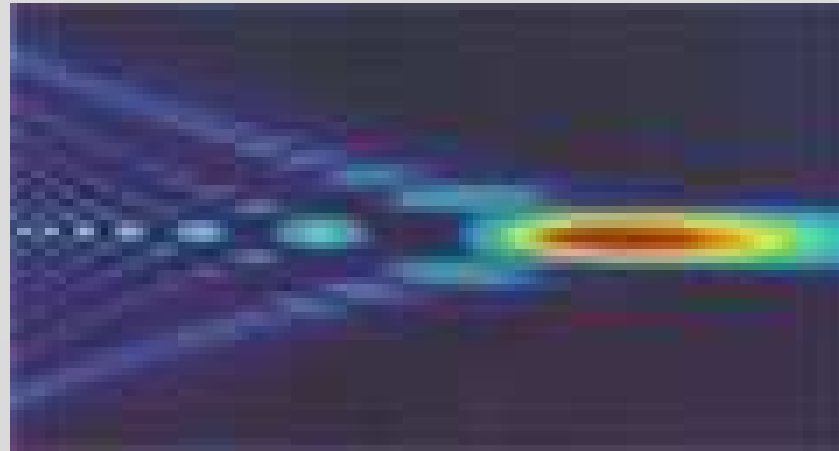
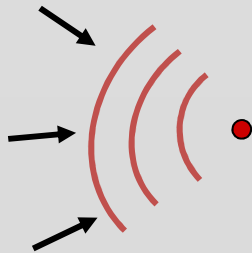
Résolution latérale : distance minimale séparant deux cibles sur l'axe pour que leurs images soient séparées.



La résolution latérale dépend de la largeur du faisceau

Solution: focaliser les ultrasons .... mais comment?

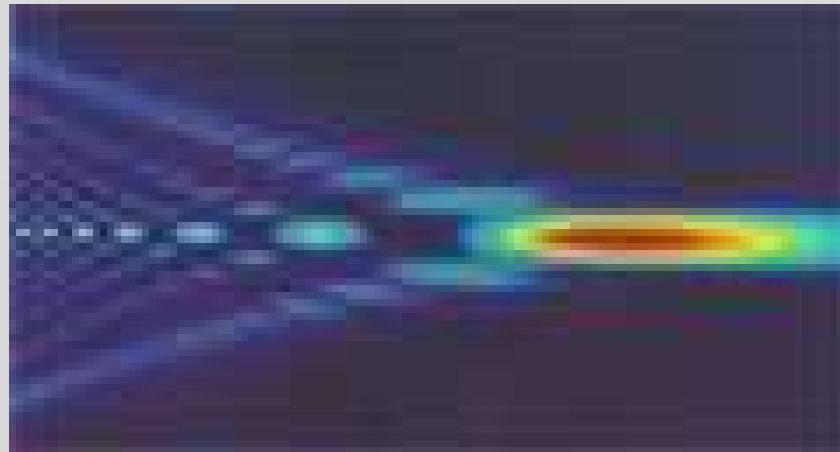
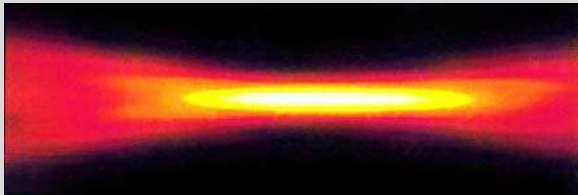
**Focaliser une onde :**  
c'est faire en sorte que toutes les contributions  
arrivent **simultanément**



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

## Méthodes de focalisation :

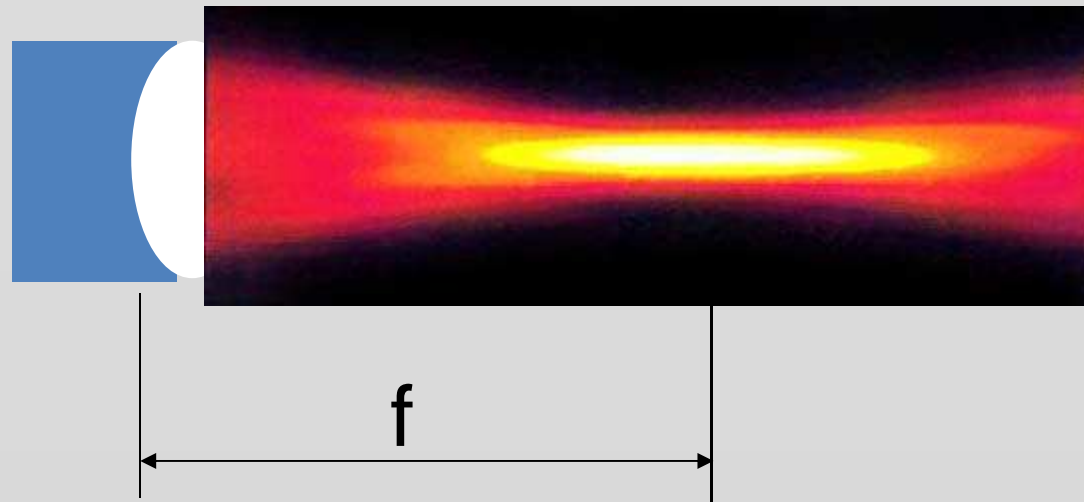
- Courber la surface du transducteur
- Lentille acoustique
- Focalisation électronique





## 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

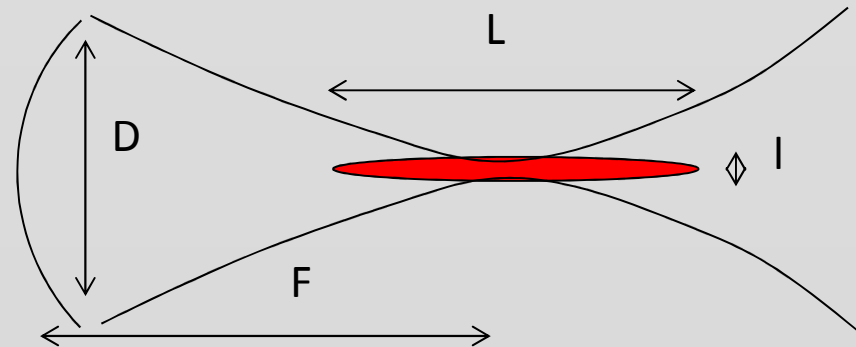
If significant means "more than half the maximum amplitude", the dimensions of the cigar shape are given by :

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

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

F : focal length

D: transducer diameter



### Example

f = 3.5 MHz

D=3.0 cm

F=7.0 cm

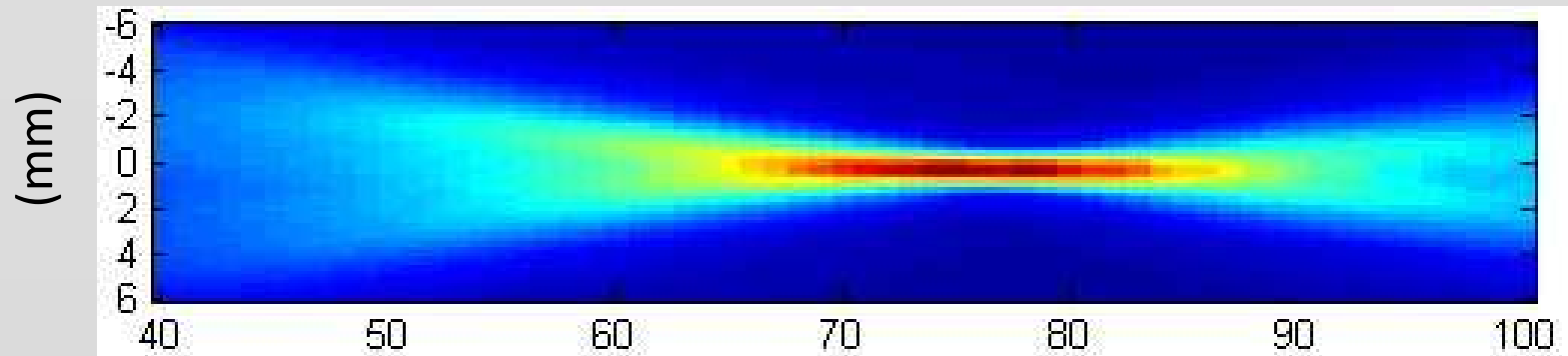


l = 1 mm

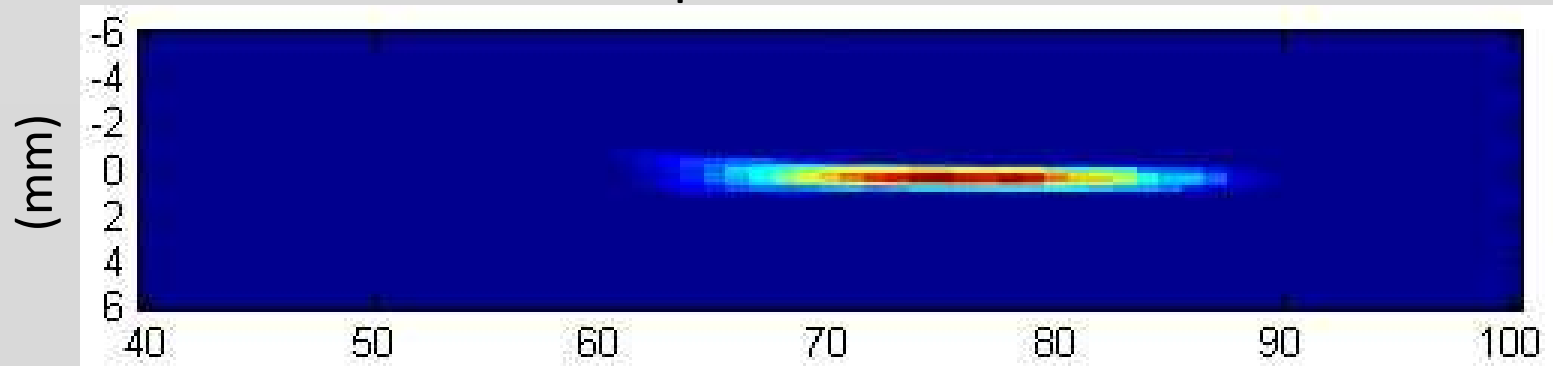
L = 16 mm

## 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 =  $30 \lambda$



Diamètre de la source =  $13 \lambda$

# Résolution latérale

$$R_{latérale} = \lambda . Focale / Ouverture$$

**Améliorer la résolution latérale :**

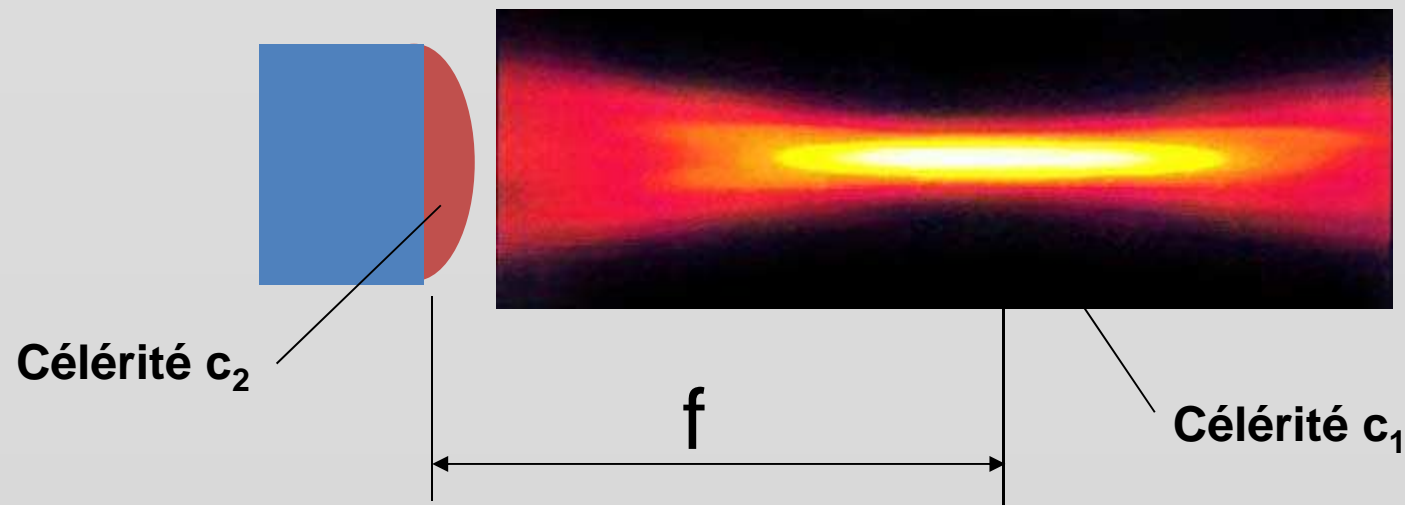
- Diminuer la longueur d'onde soit augmenter la fréquence : Pb profondeur  
=> Intérêt harmonique
- Diminuer la focale, mais elle dépend de la profondeur de la cible
- Augmenter l'ouverture (Pb taille du contact sonde – patient)

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

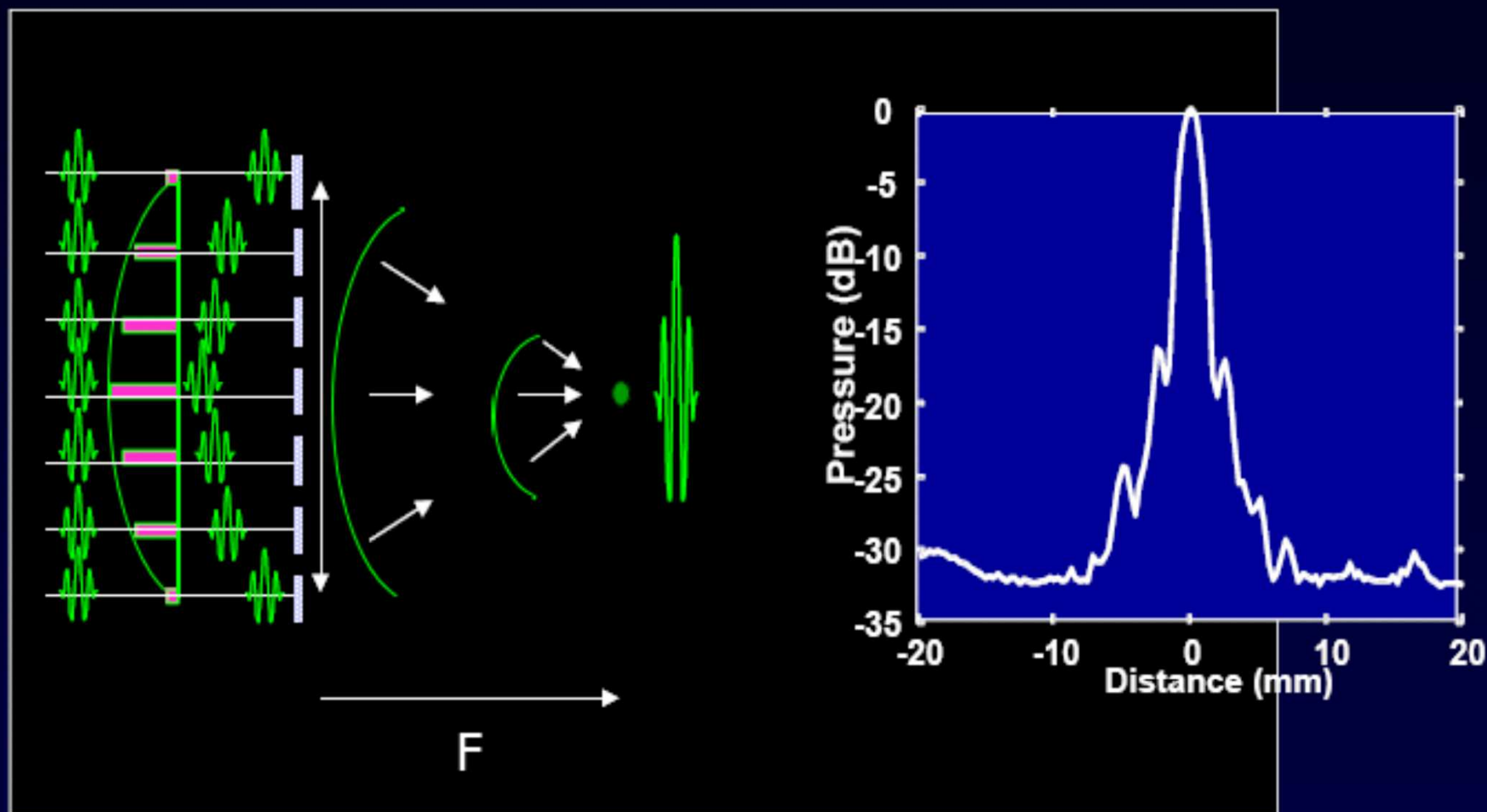
## Focalisation par lentille acoustique :

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



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

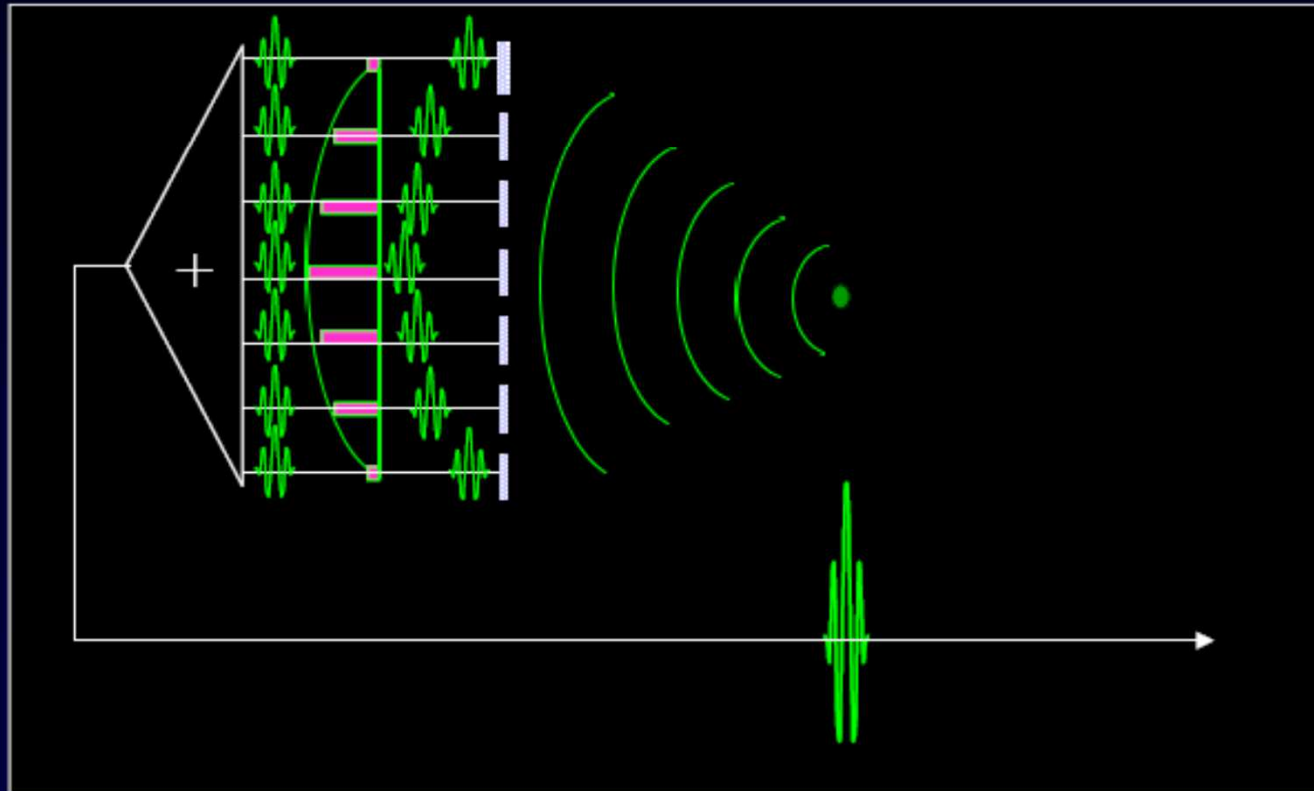
# Focalisation I 'émission



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.

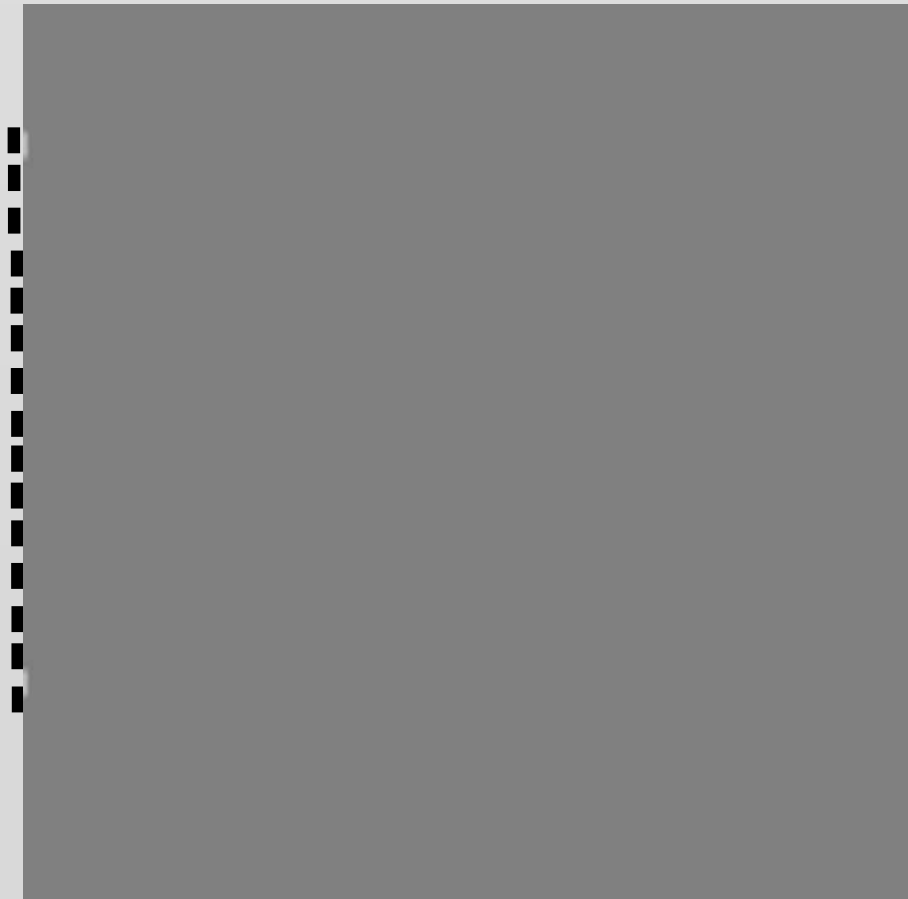


# Ultrasonic focusing

---

How can ultrasound be focused?

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

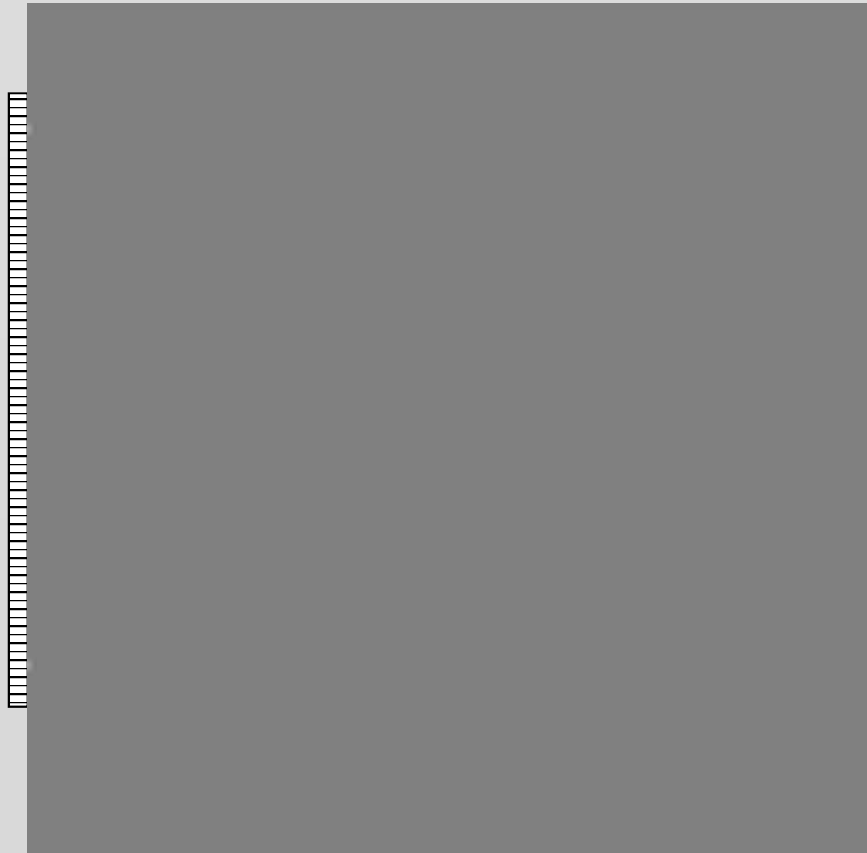


# Ultrasonic focusing

---

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

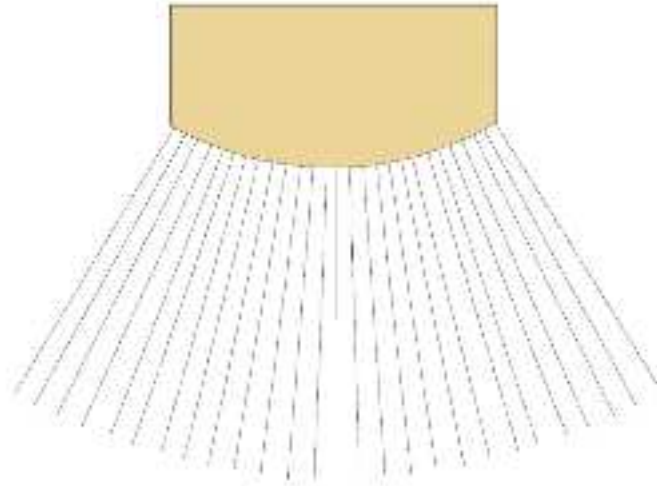


Fig. 6. A curvilinear probe and the format of the scan lines.

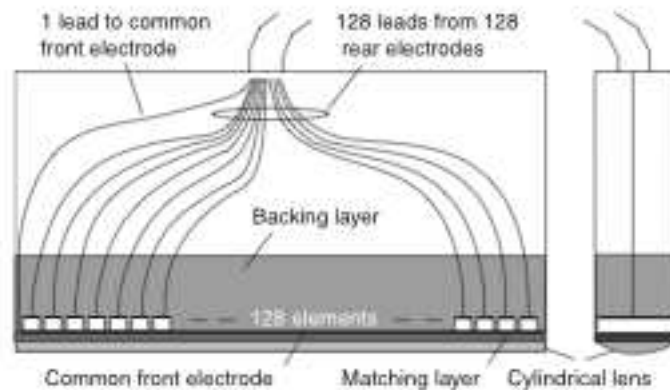


Fig. 7. The basic structure of a linear array probe. A curvilinear array probe is similar apart from the array of elements being formed as an arc. A phased array probe has a similar structure, except that the width of each element, and consequently the length of the array, is typically about 1/5 that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

# Focalisation et déflexion

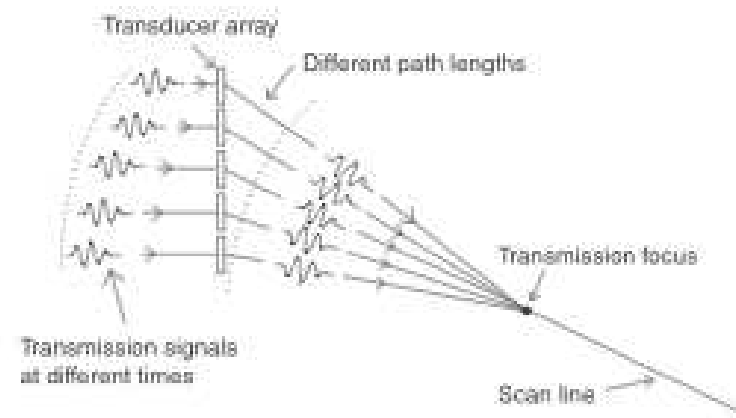


Fig. 12. Steering and focusing of the transmitted pulse in a phased array. The principle is similar to that used in a linear array, except that for all but straight ahead transmissions the focus is not situated on the principal axis of the probe.

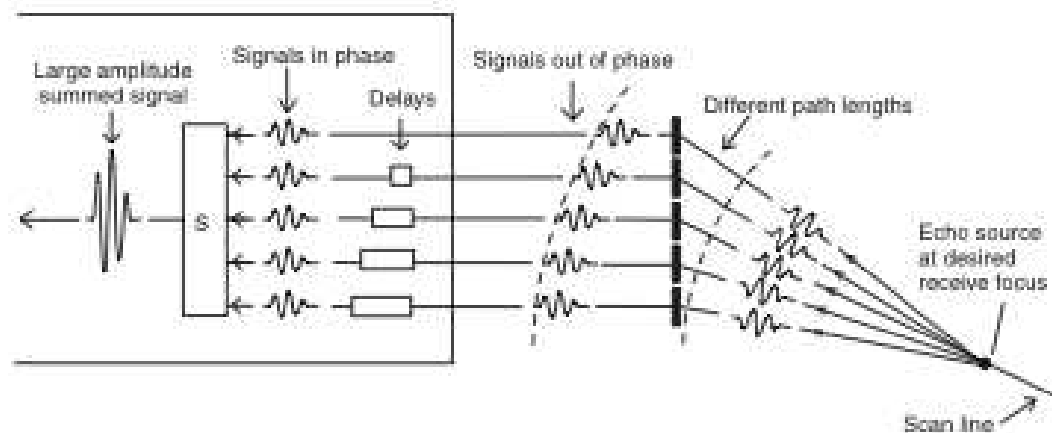


Fig. 13. Steering and focusing in reception in phased array. As for a linear array, the receive focus is automatically advanced along the scan line, although for a phased array the scan line is generally at an angle to the principal axis of the probe.

# Focalisation à la réception

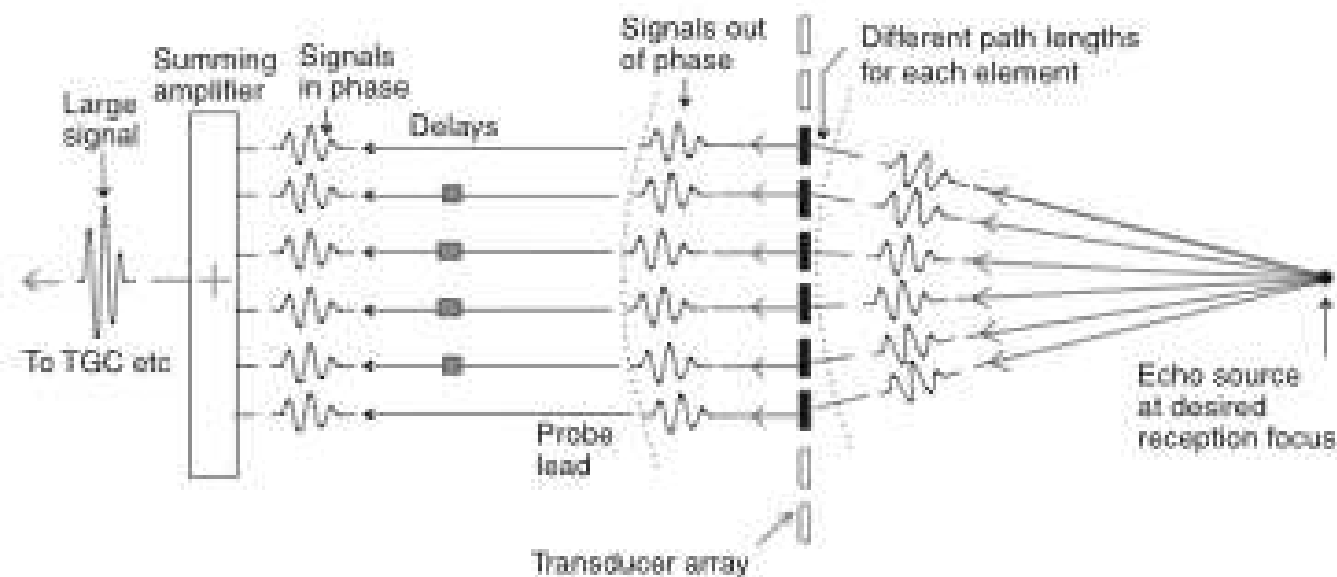


Fig. 9. Focusing in reception. The wavefront from a target on the beam axis will arrive at the central elements of an array earlier than at the outer elements. For a particular receive focus position, the signals from all elements can be made to arrive at the same time at a summing amplifier by having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



# Focalisation dynamique à la réception

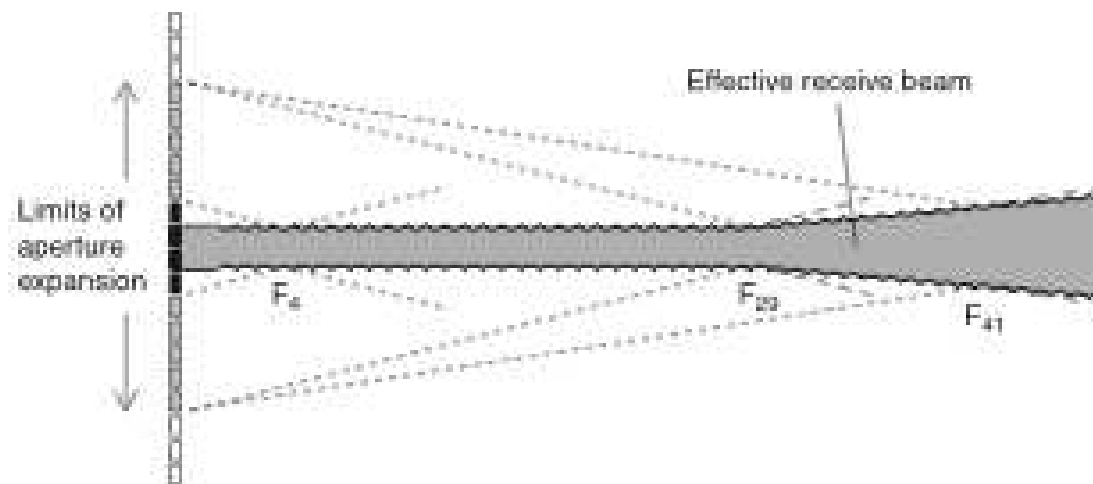


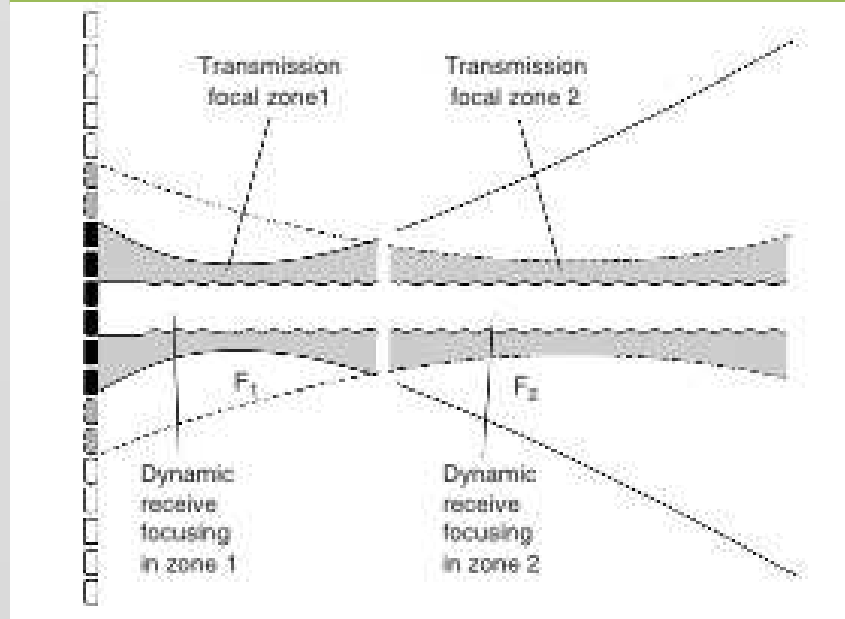
Fig. 10. Dynamic focusing in reception. The focal length is automatically increased in discrete steps by changing the receive delays. Thus, when echoes are due back from  $F_4$ , delays appropriate to a focus at  $F_4$  are used. The number of elements forming the receiving aperture is also continually increased to maintain as narrow a focal beam width as possible. In this example, the receiving aperture increases with the focal length up to  $F_{20}$ , 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:

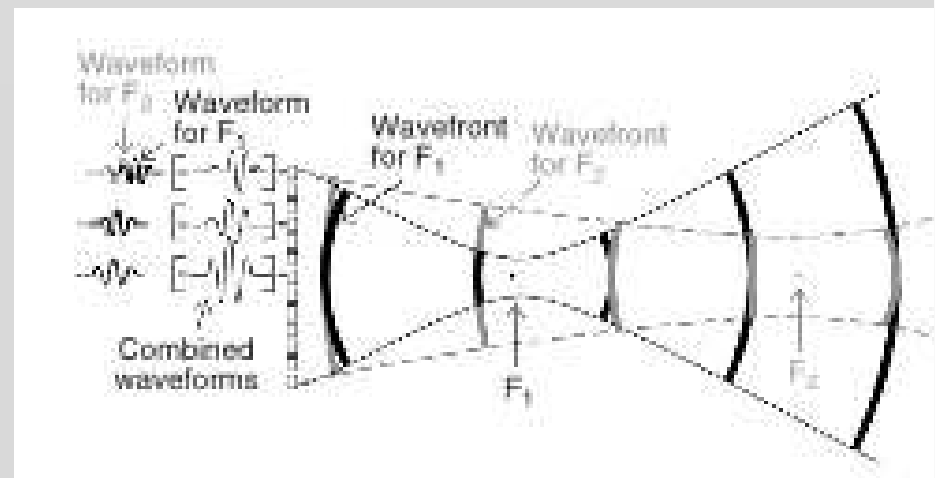
- Focalisation dynamique en réception
- Focalisation par zones en émission
- Focalisation dynamique en émission

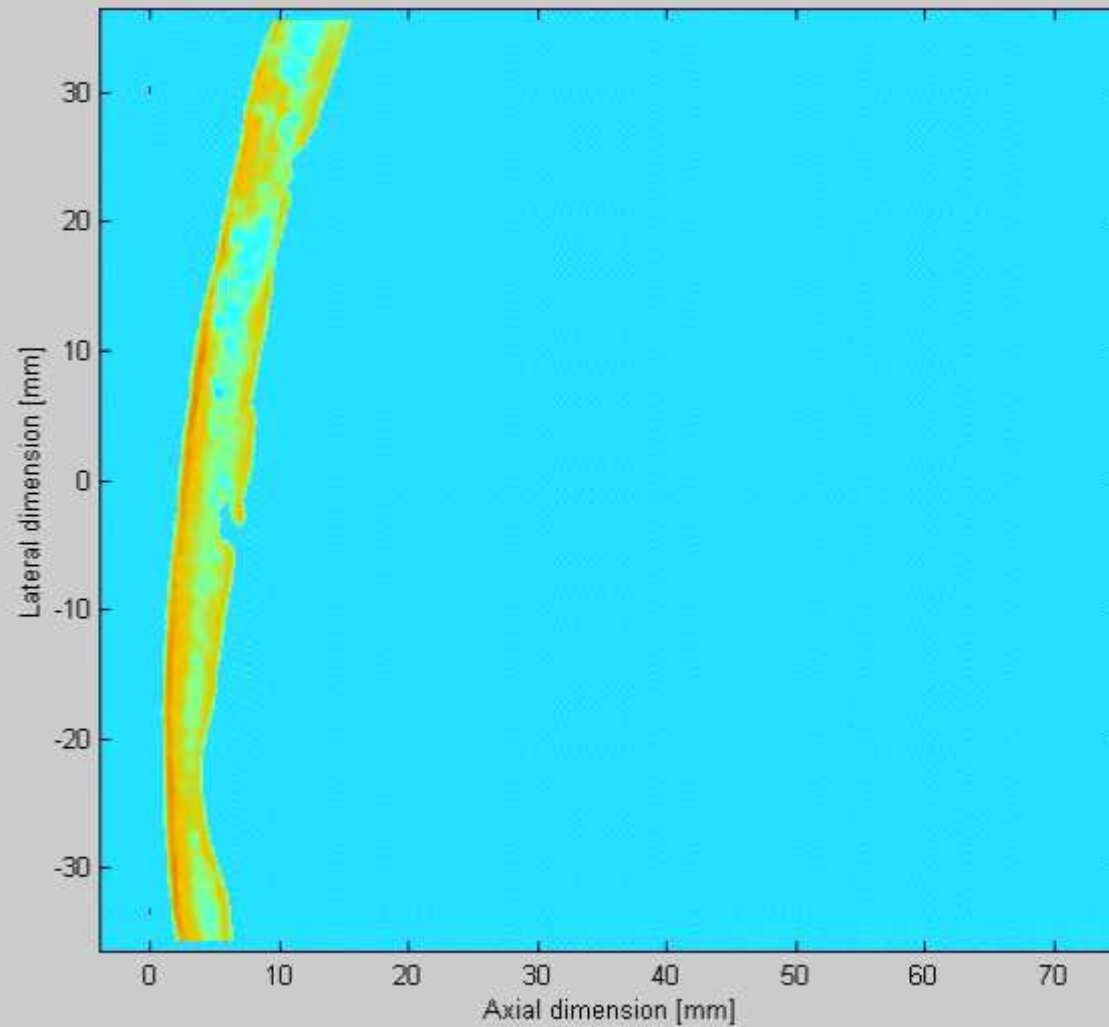
# Focalisation par zones et focalisation dynamique à l'émission



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

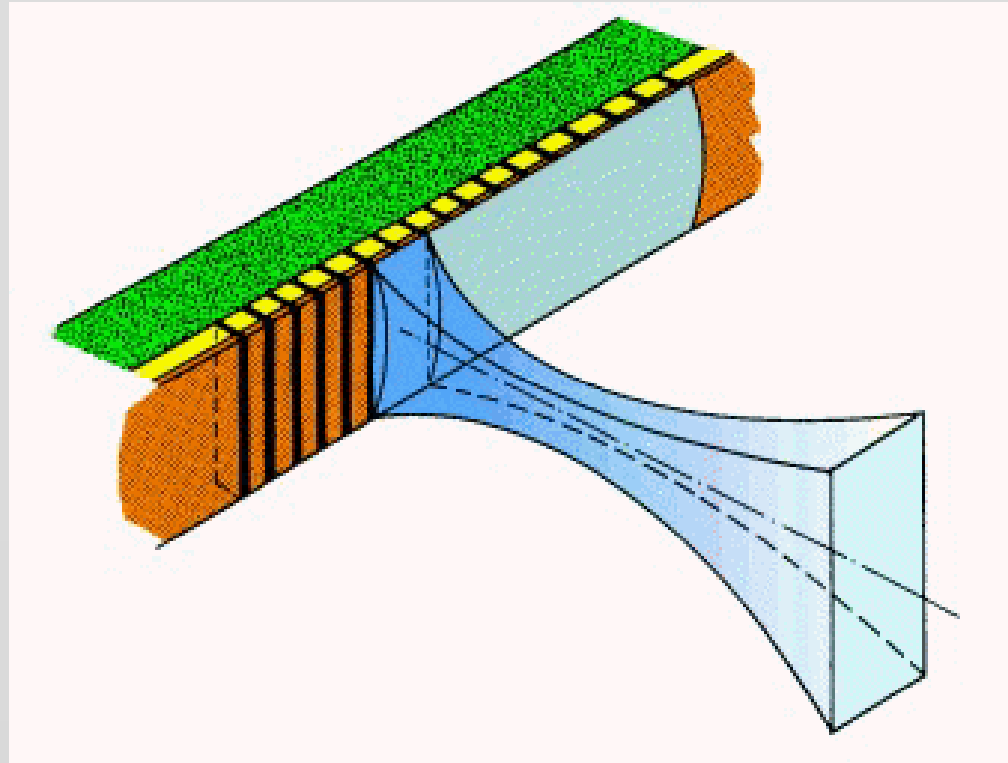
Fig. 20. Dynamic transmission focusing. In this two foci example, each element is excited by the sum of two voltage waveforms, one that would, by itself, lead to a focus at  $F_1$  and one that would lead to a focus at  $F_2$ . Two wavefronts are therefore transmitted simultaneously, one which converges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

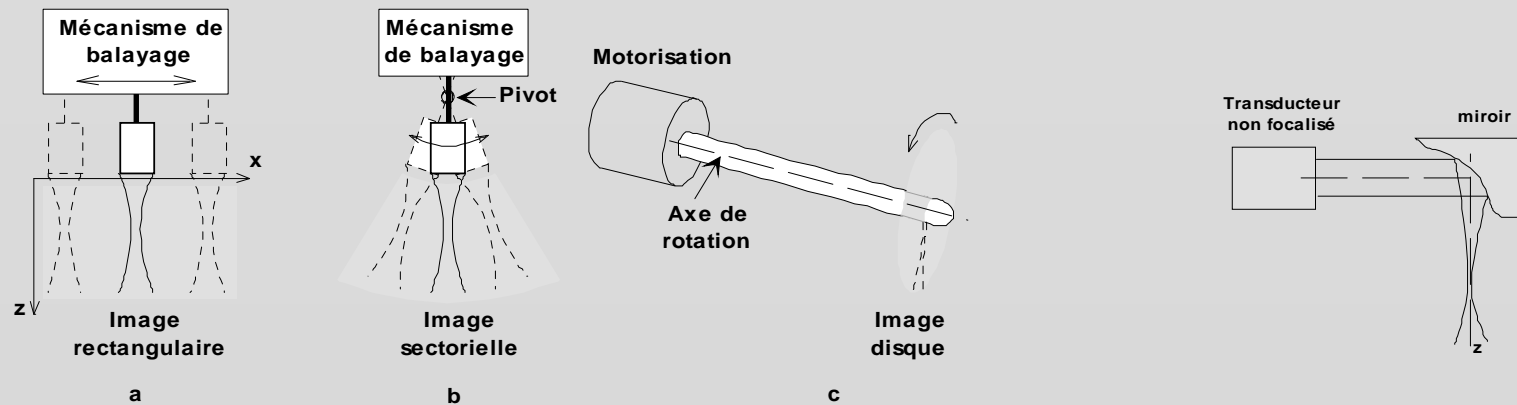
Le faisceau ultrasonore doit pouvoir balayer l'espace de façon à permettre une exploration 2D ou 3D de la région anatomique à explorer.



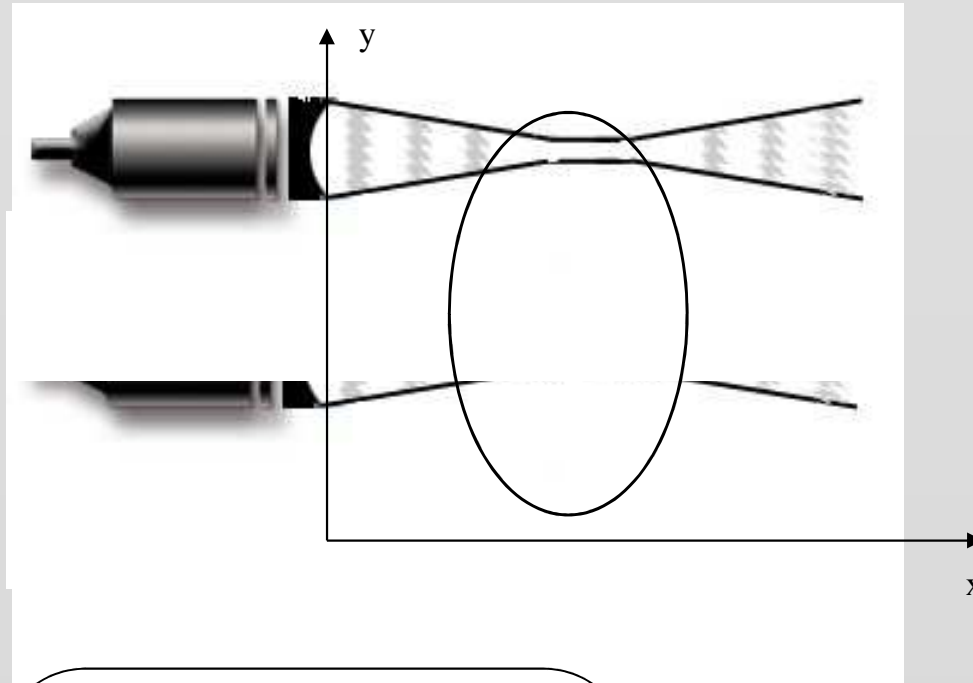
# Balayage mécanique

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)



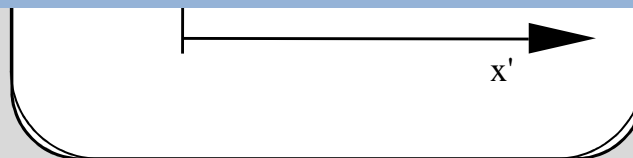
# Balayage mécanique?



## Inconvénients :

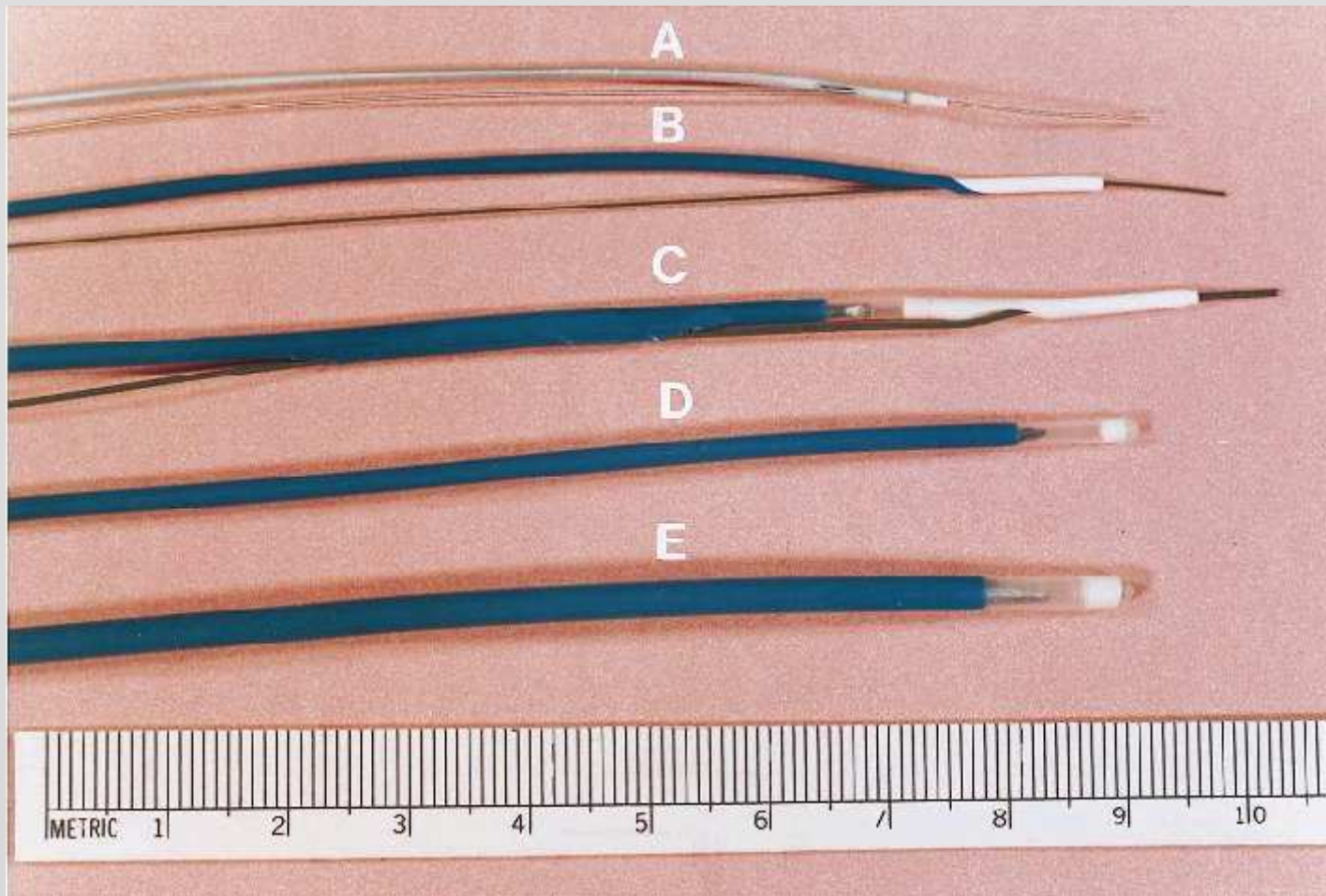
- distance focale fixe
- cadence d'image limitée

Visualisation

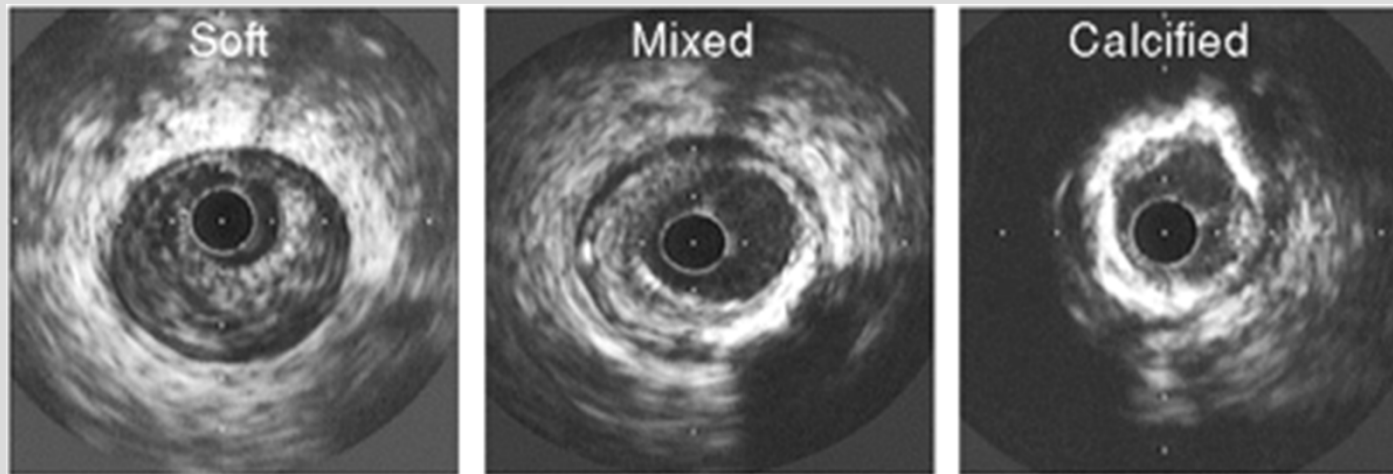




## Catheter-based ultrasound probes (Boston Scientific Corp.)



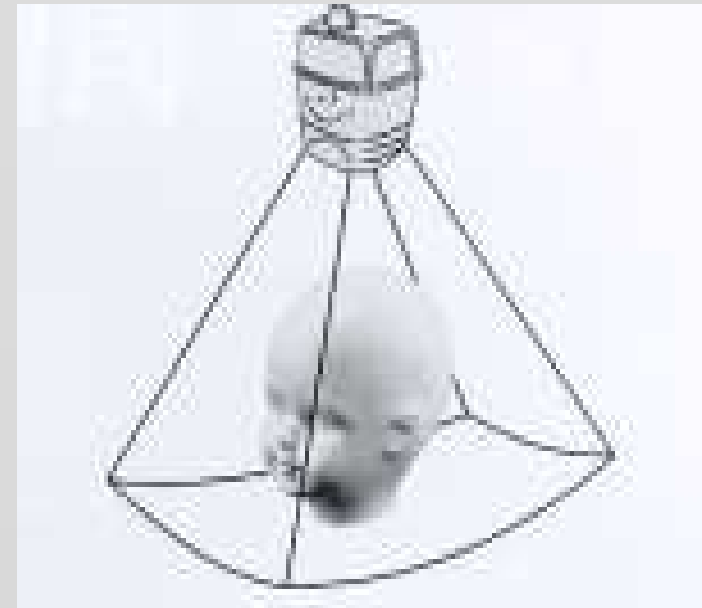
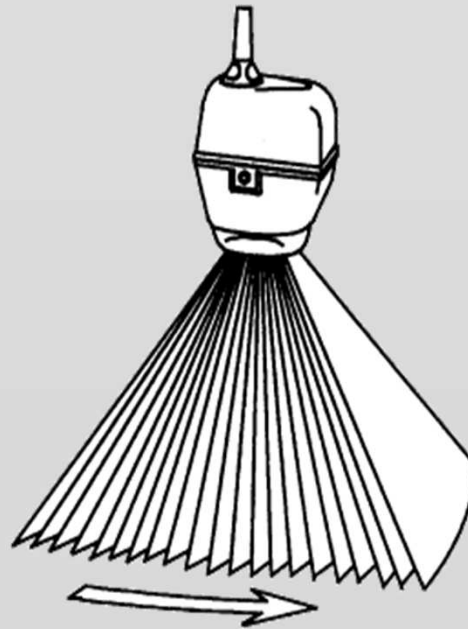
## Intravascular ultrasound : Atherosclerosis



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

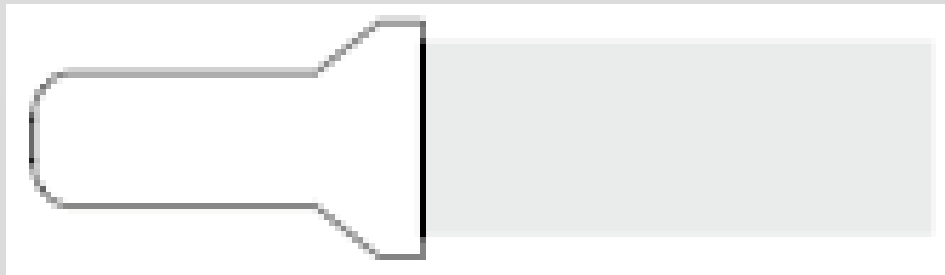
From Nissen and Yock, (Circulation, 30, 2001)

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

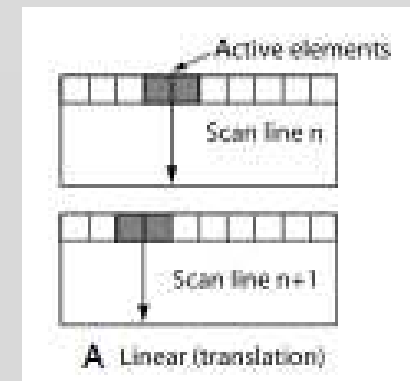
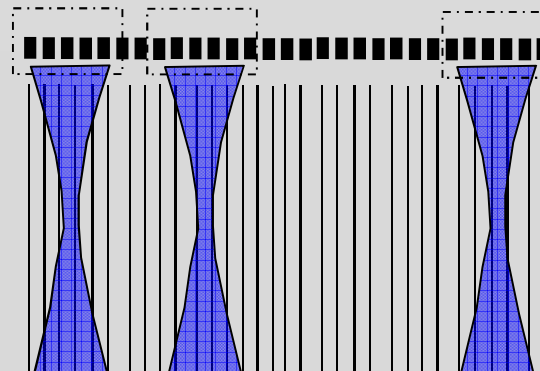


## Sonde linéaire (linear array)

- Typiquement jusqu'à 15MHz, entre 128 et 256 éléments séparés de  $1.5\lambda$ .
- 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 parallèles, image rectangulaire



## Sonde convexe (curvilinear or convex array)



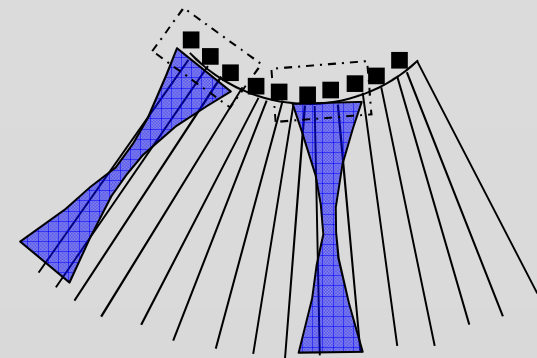
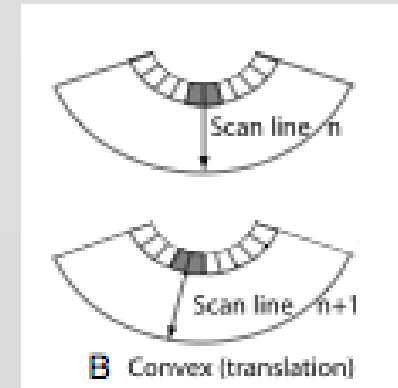
Field of view:  $66^{\circ}$ - $75^{\circ}$   
2-6 MHz



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

5-8 MHz

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



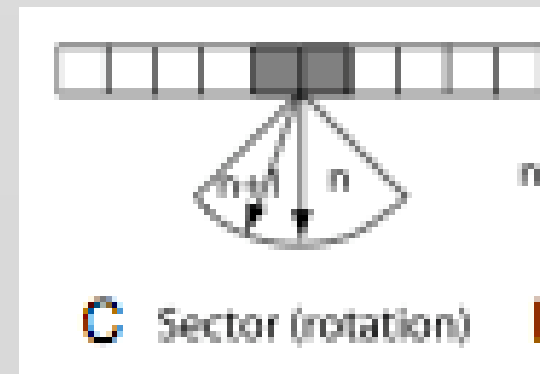
## Sonde sectorielle (phased array or sector scan)

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'

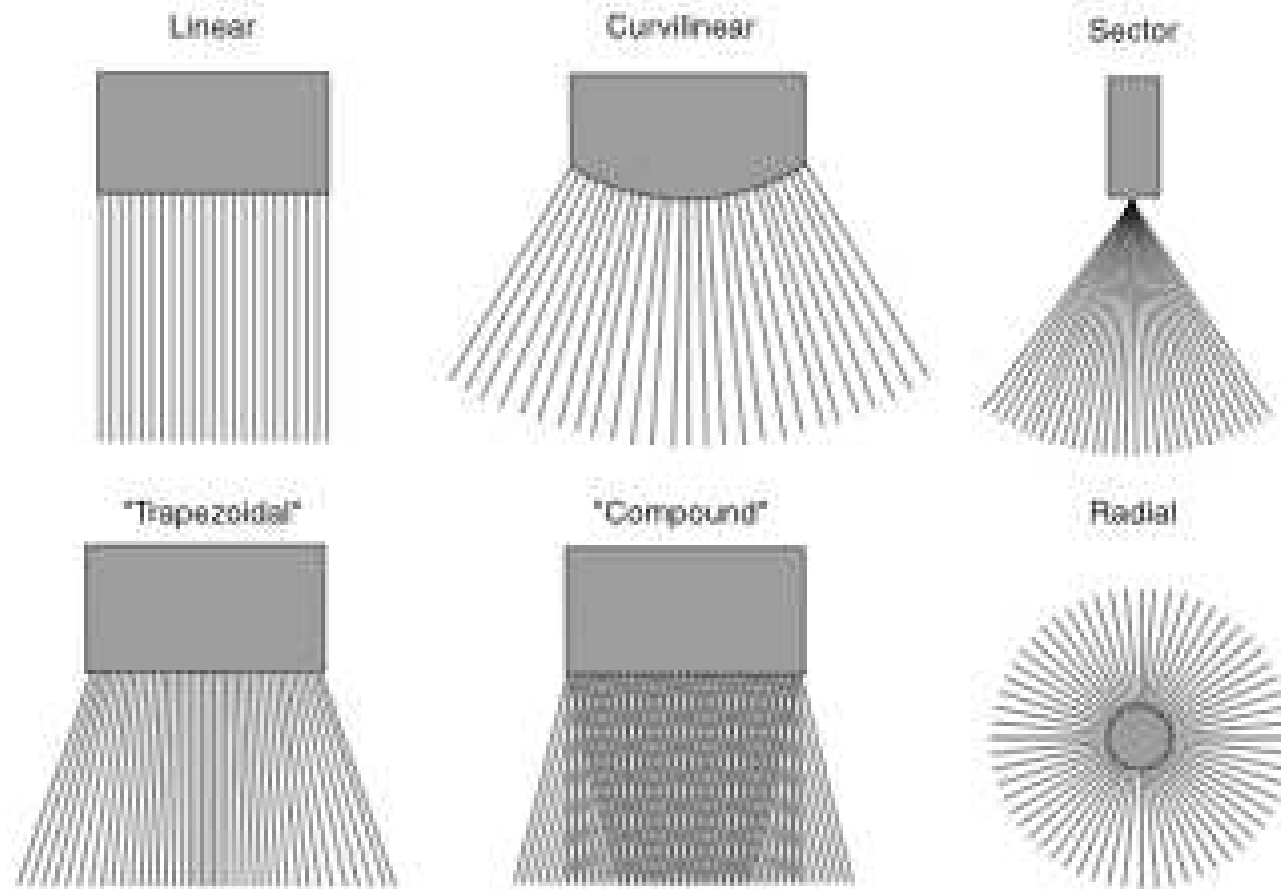
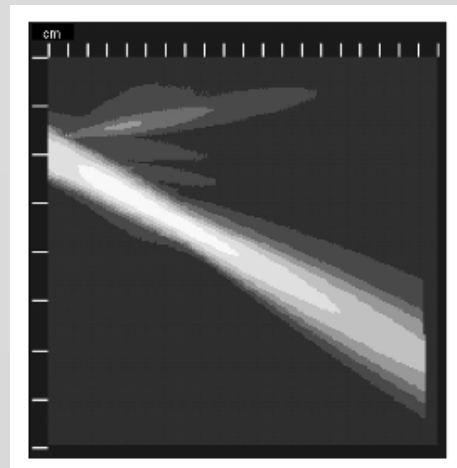
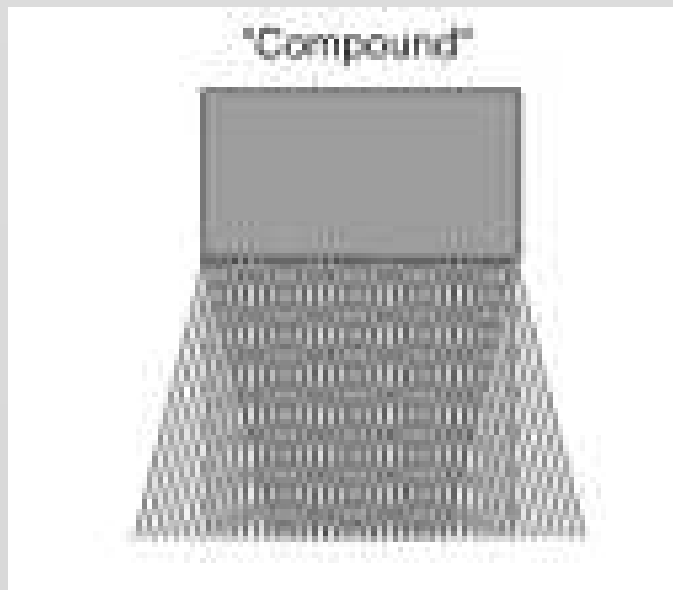


Fig. 5. Types of B-mode scan formats.

# 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.

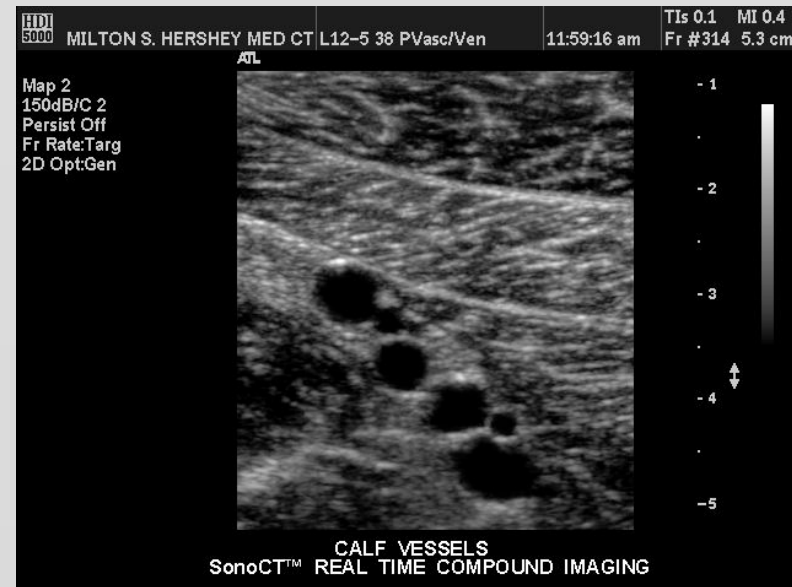
- Déflexion avec une sonde linéaire peut donner lieu à des lobes de réseaux



# Compound



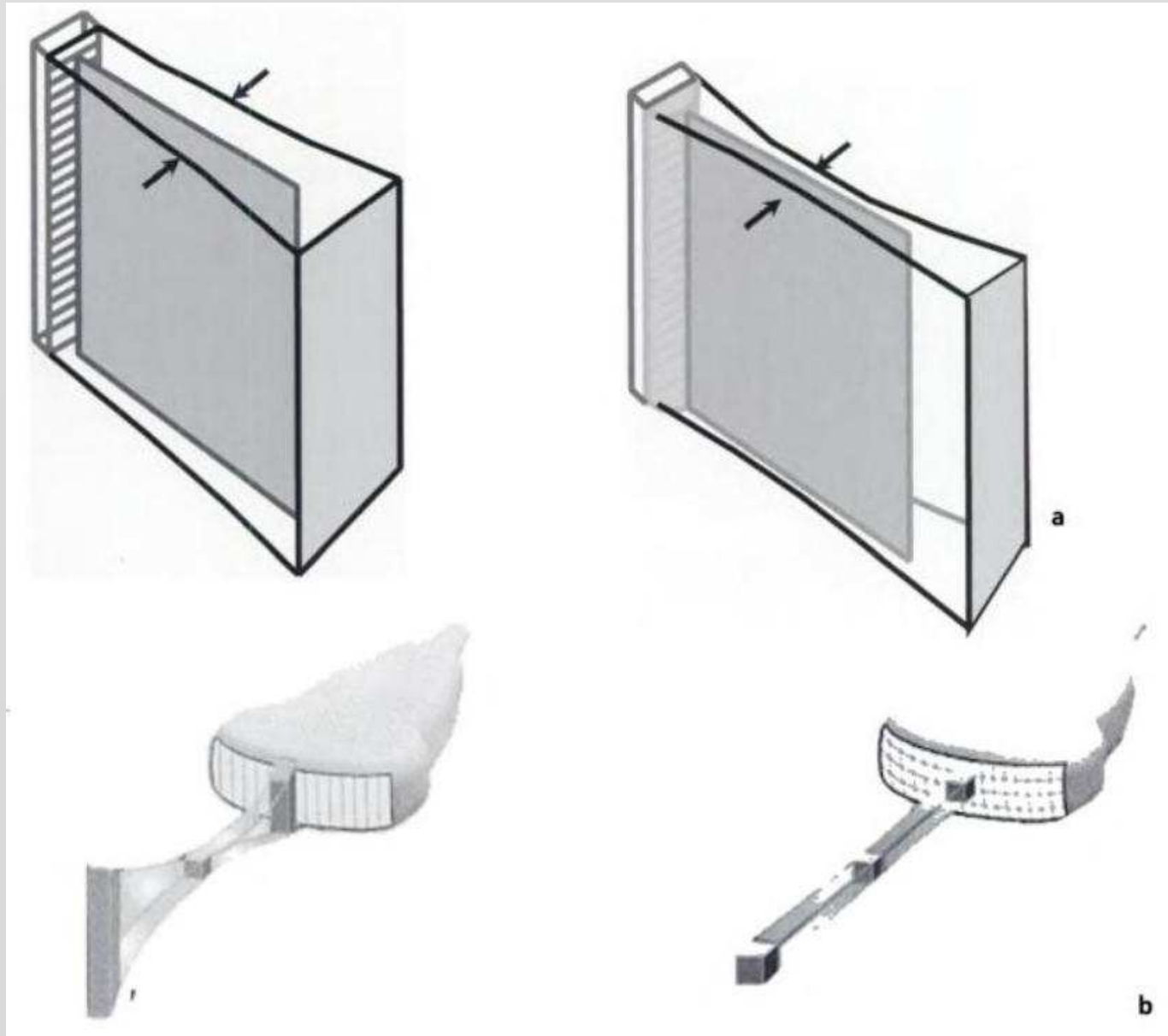
No compound



Compound

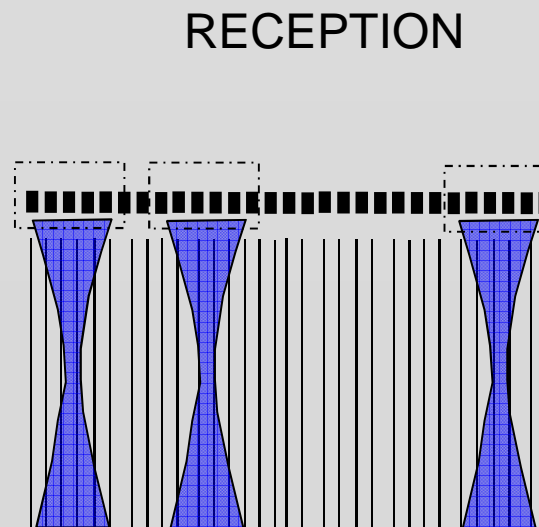
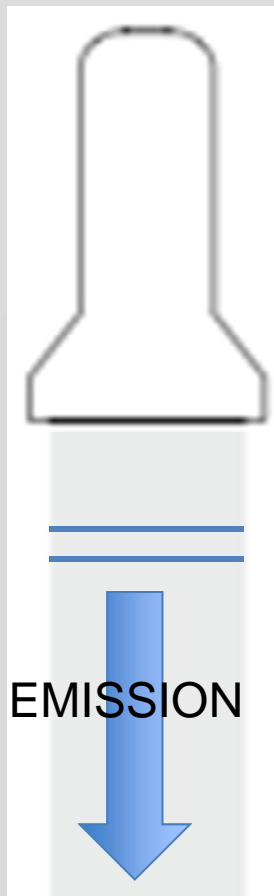
Better delineation of interfaces and less noise and speckle,  
at the cost of some degree of persistence

## Epaisseur du plan de coupe



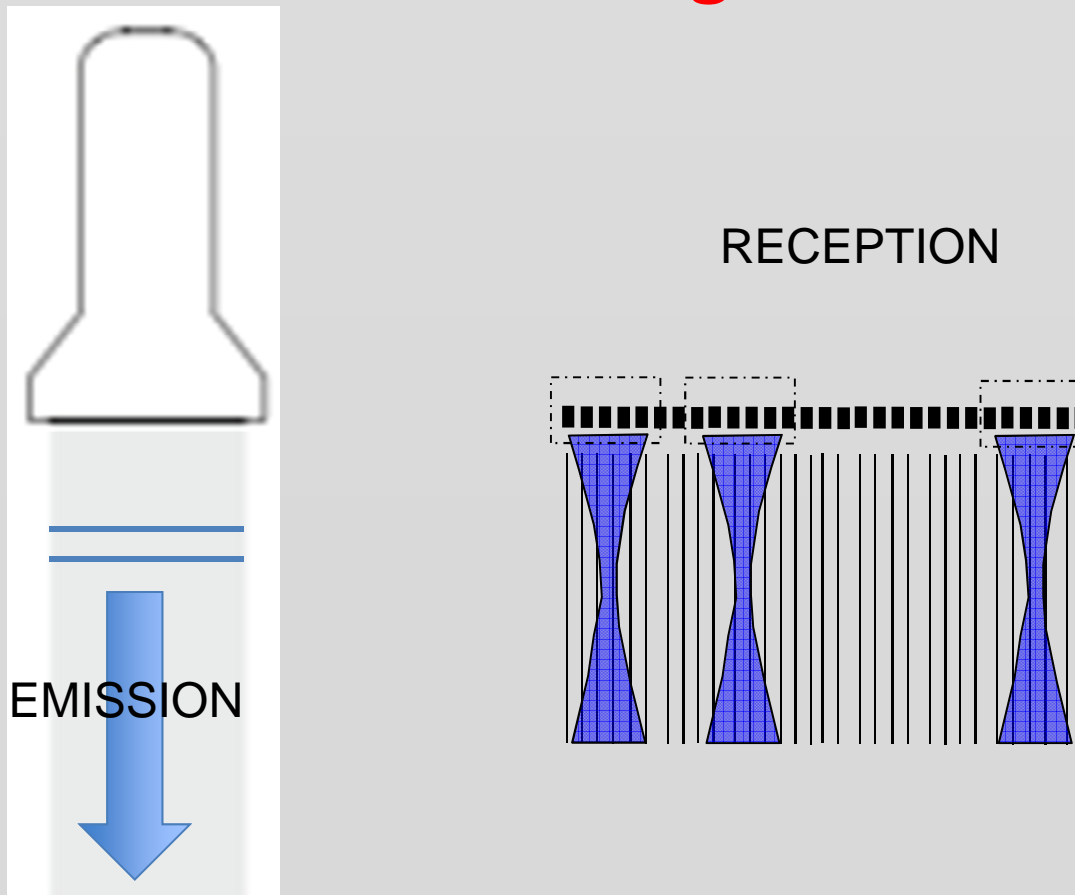
## Un mode du futur : Ultrafast Imaging

- 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



## Un mode du futur : Ultrafast Imaging

- B classique : 1 image = 128 émissions
- Ultrafast : 1 image = 1 Emission
- Durée un AR pour 15 cm : 200  $\mu$ s
- **Résultat : cadence image = 5000 Image / s !!!**



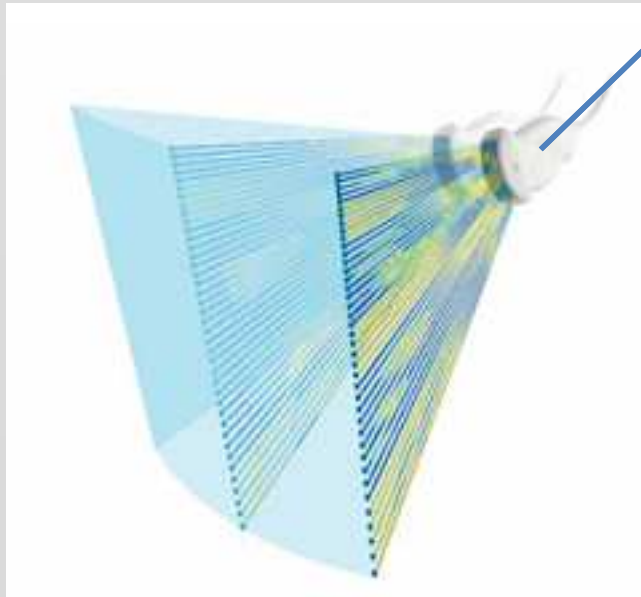
## Imagerie 3D

### **3 options:**

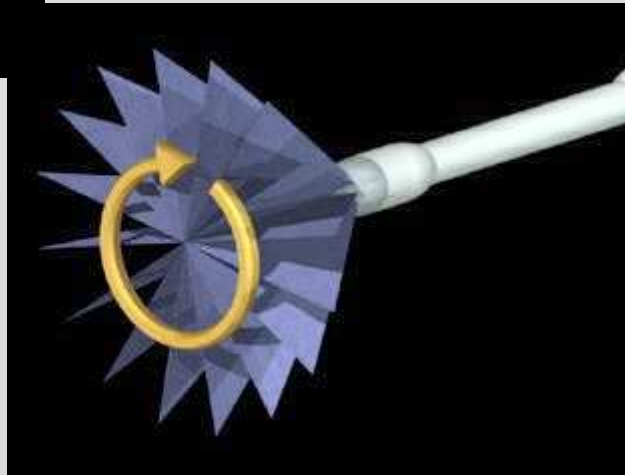
- Main libre**
- Sondes avec faisceaux mécaniquement défléchis**
- Sondes avec matrices de capteurs 2D**

**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

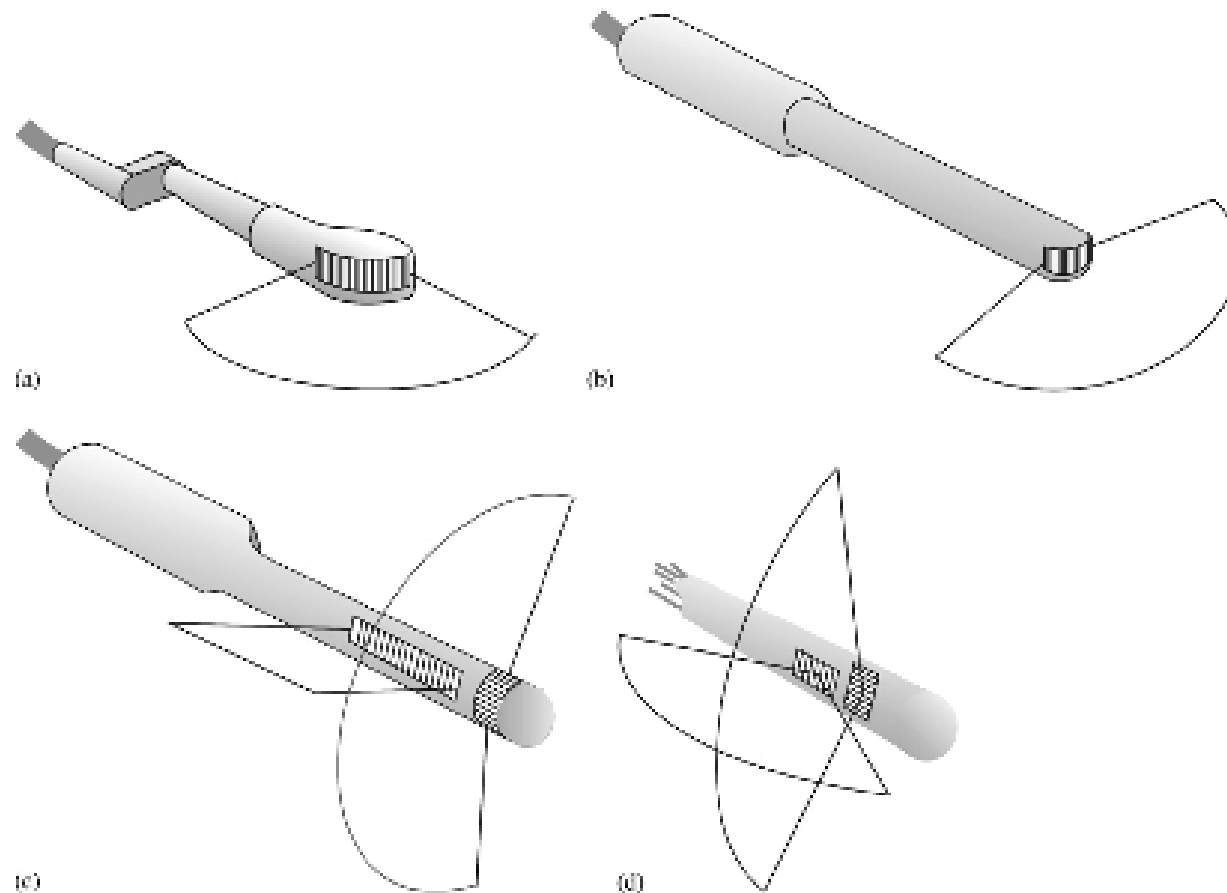
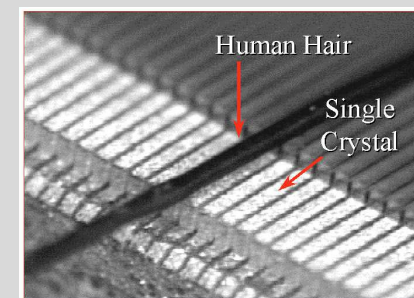
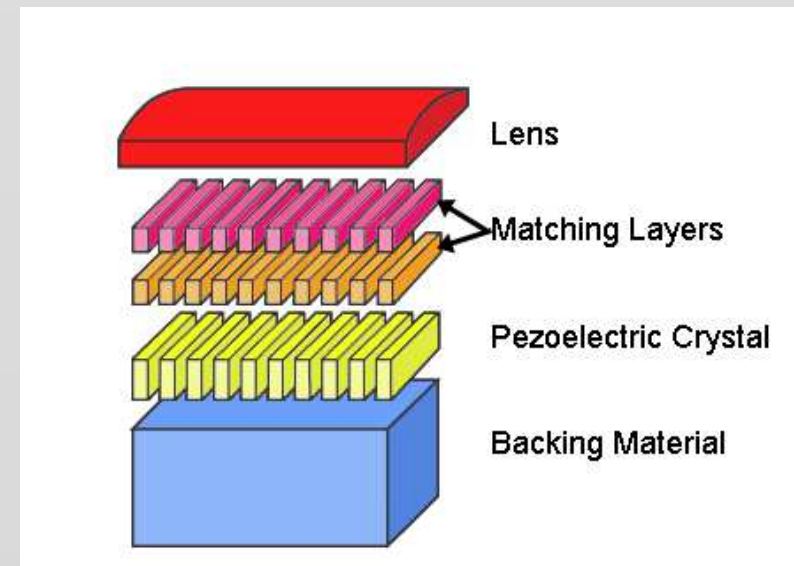
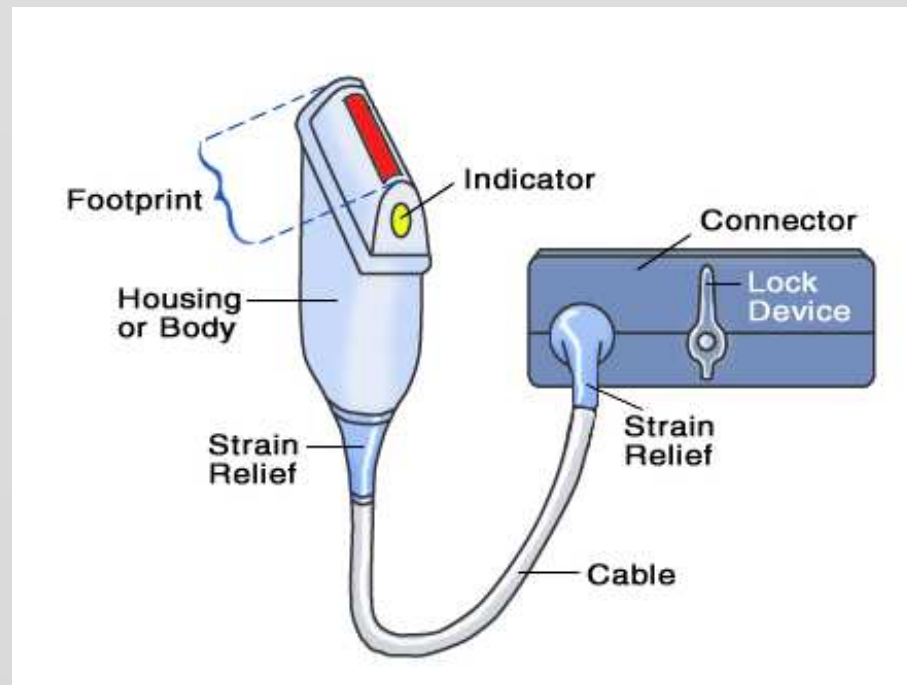


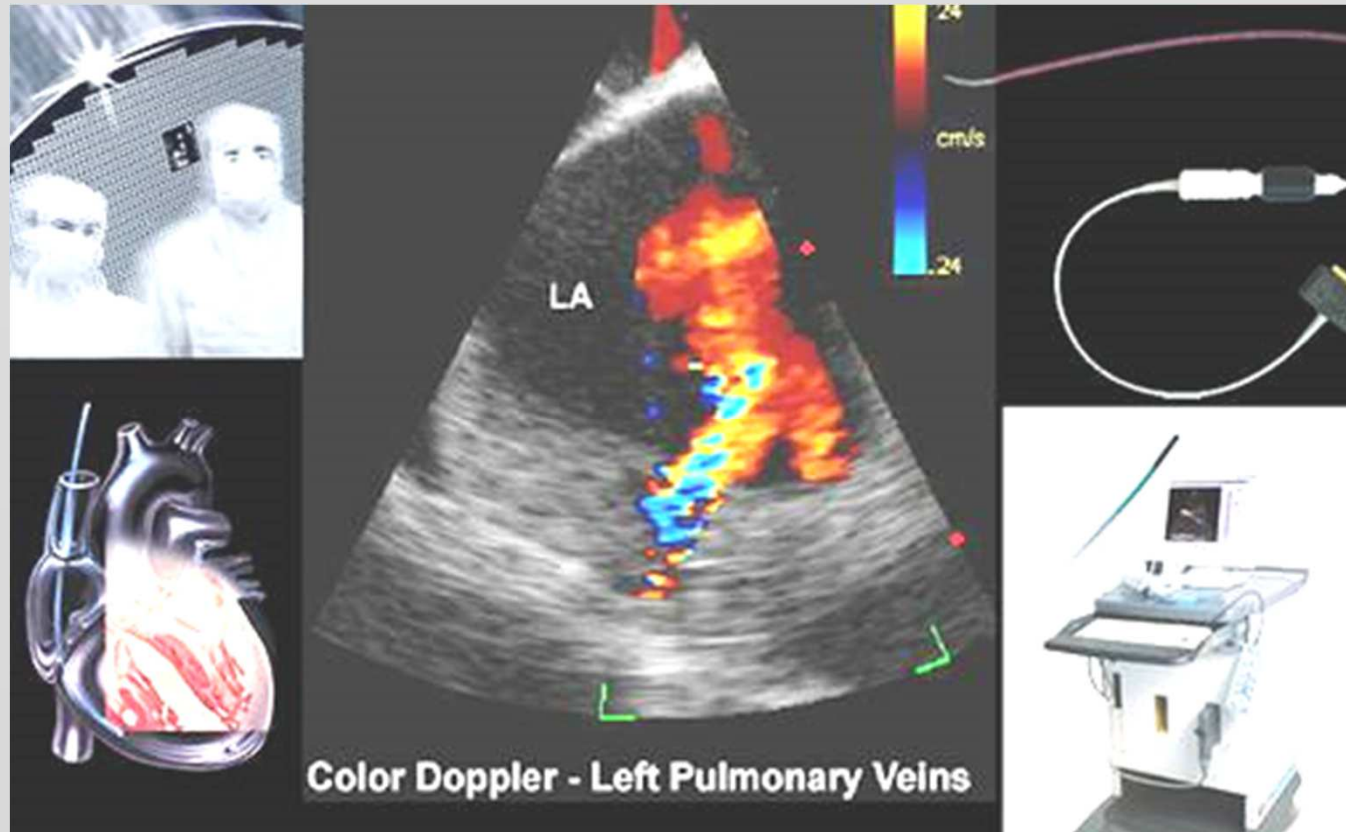
Fig. 15. Examples of endoprobes: (a) and (b) employ curvilinear arrays and represent probes typically used for trans-vaginal scanning. (c) has a linear array and a curvilinear array arranged to allow simultaneous imaging of orthogonal cross-sections, say of a prostate trans-rectum; (d) uses two orthogonal 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

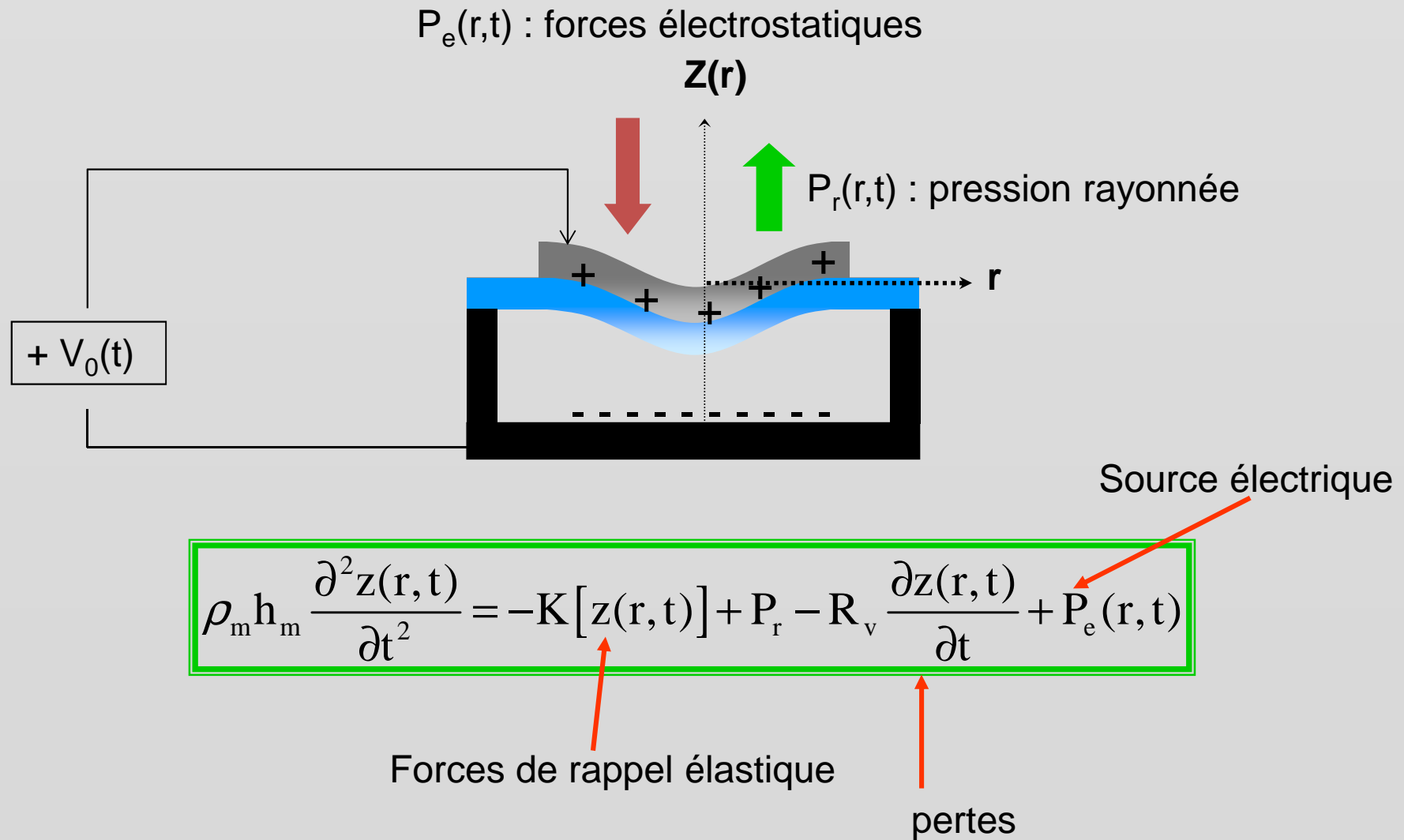


# Technologie c-MUT

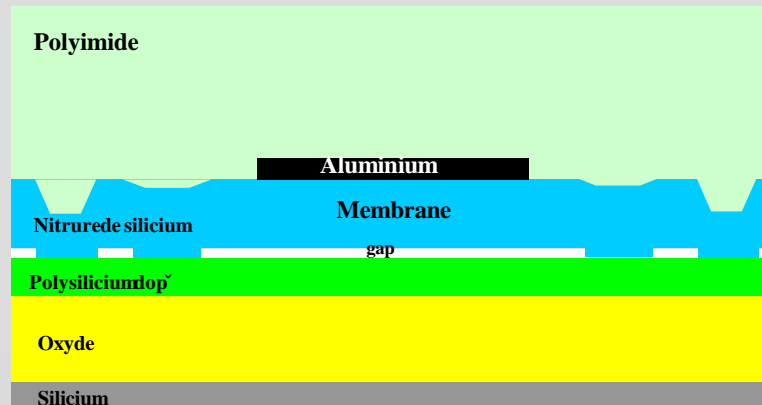
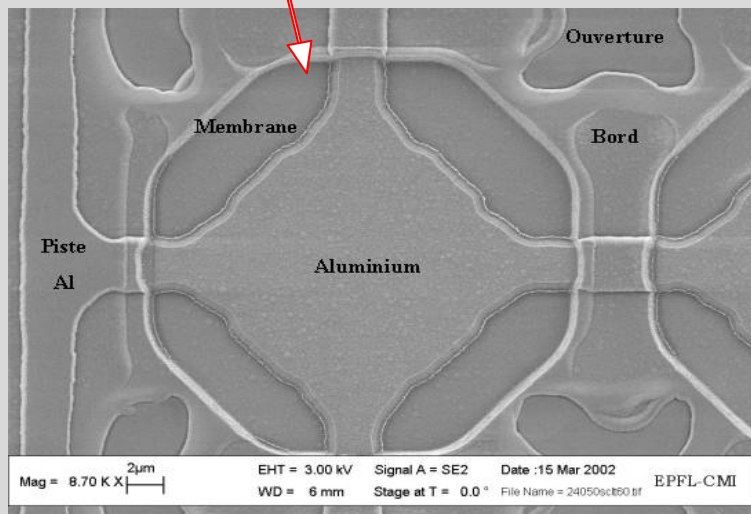
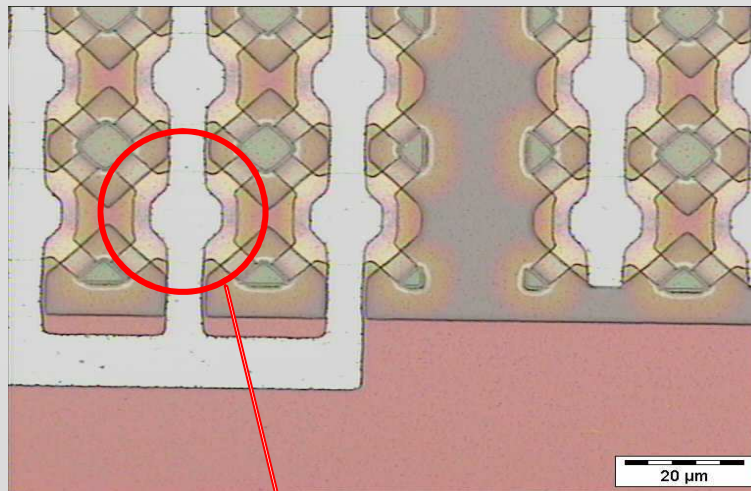
## Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers



# PRINCIPE PHYSIQUE ET MODELE



# STRUCTURE D'UNE CELLULE



## Paramètres d'une cellule

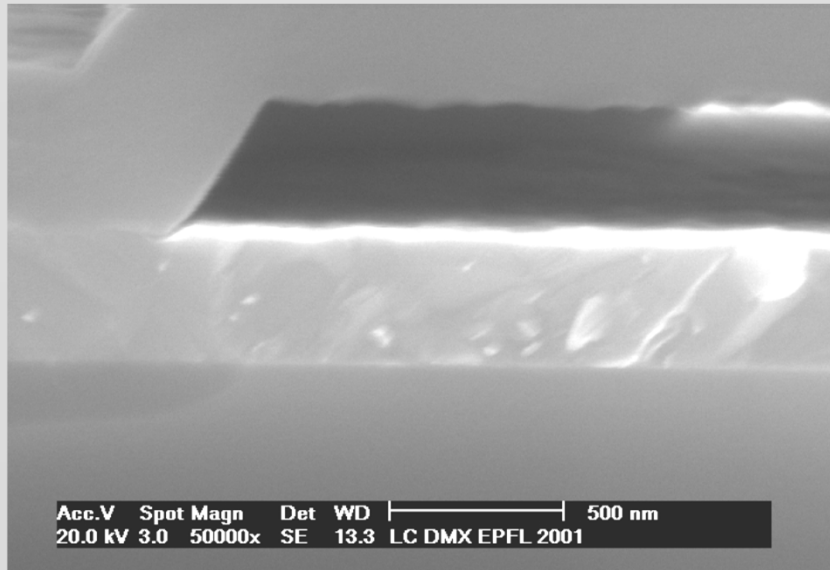
**Electrode : matériau, surface, épaisseur, géométrie**

**Membrane : matériau, surface, épaisseur, géométrie**

## Hauteur de la cavité

-> Nécessité de structures de tests pour la caractérisation

# CMUT fabrication

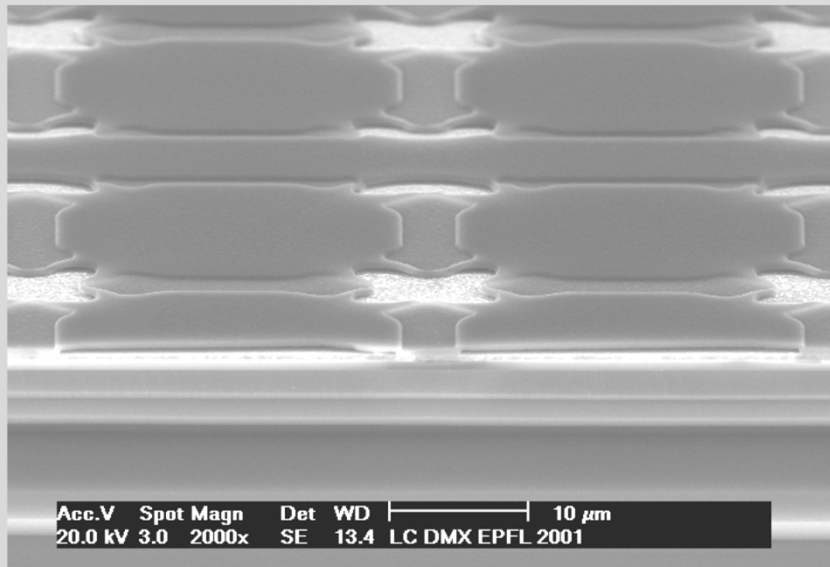
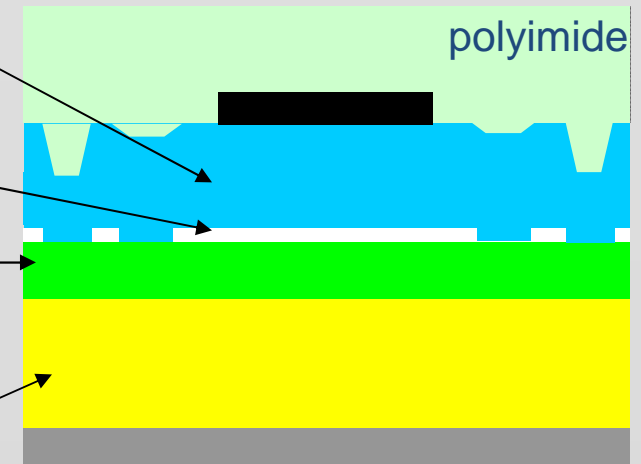


Membrane 486 nm

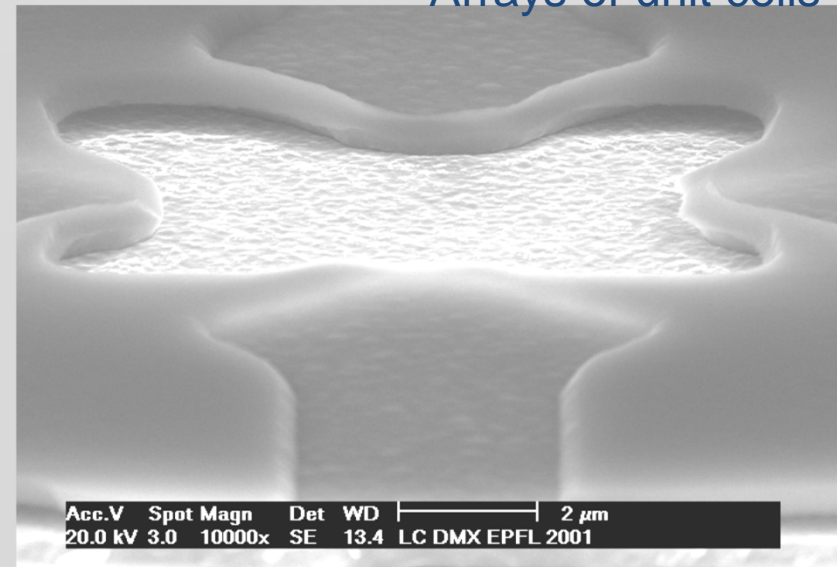
Cavity 460 nm

Polycrystal silicon  
(lower electrode)

Oxide (isolation)



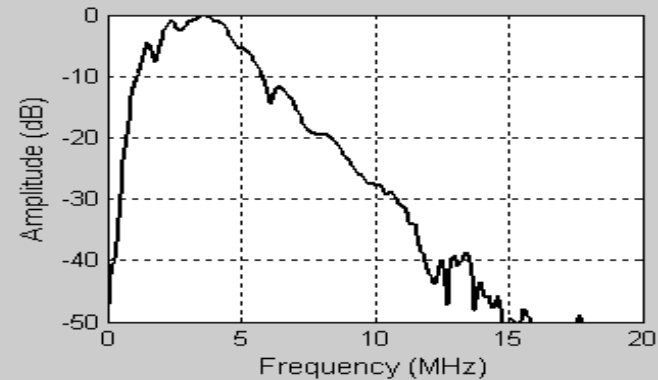
Arrays of unit cells



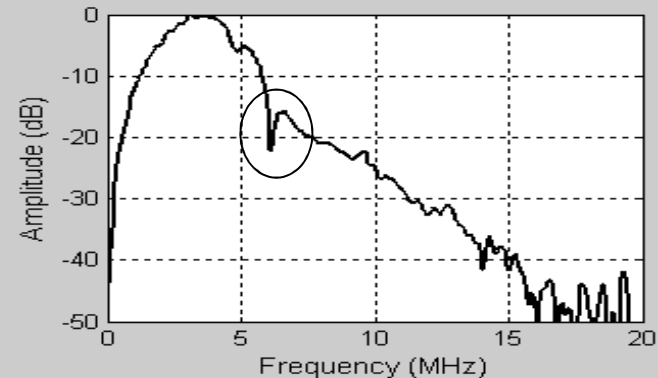
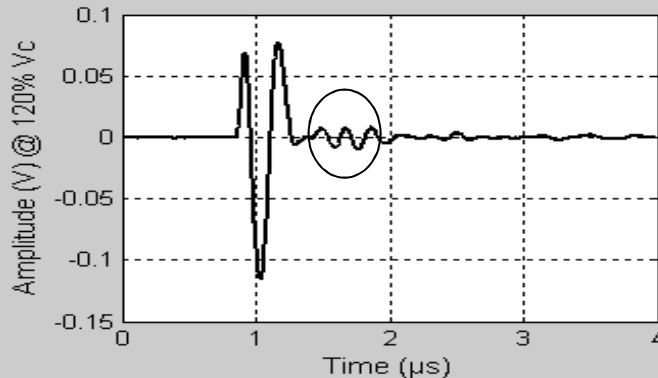
# COMPORTEMENT DYNAMIQUE

Mesure en émission - réception : cellules de forme carré

$V_0 = 80\%$  du  
collapse



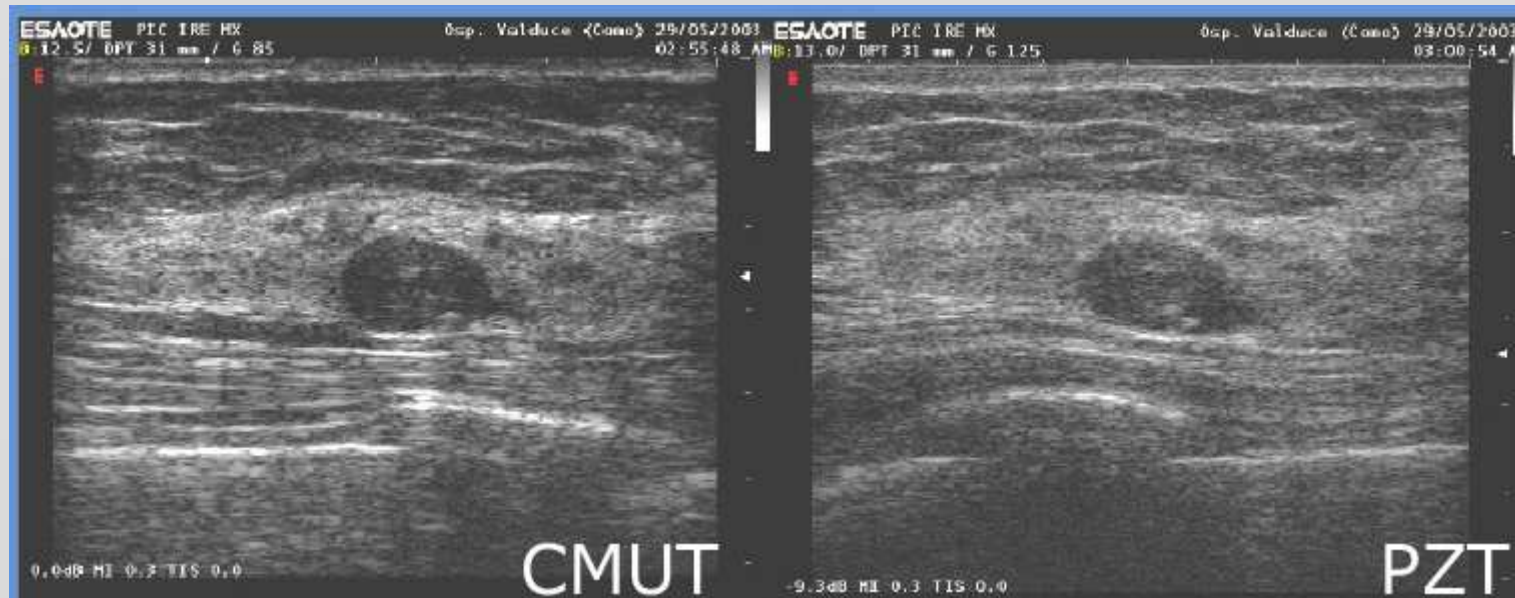
$V_0 = 120\%$  du collapse



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



## Démonstration technologie C-MUT : Images récentes

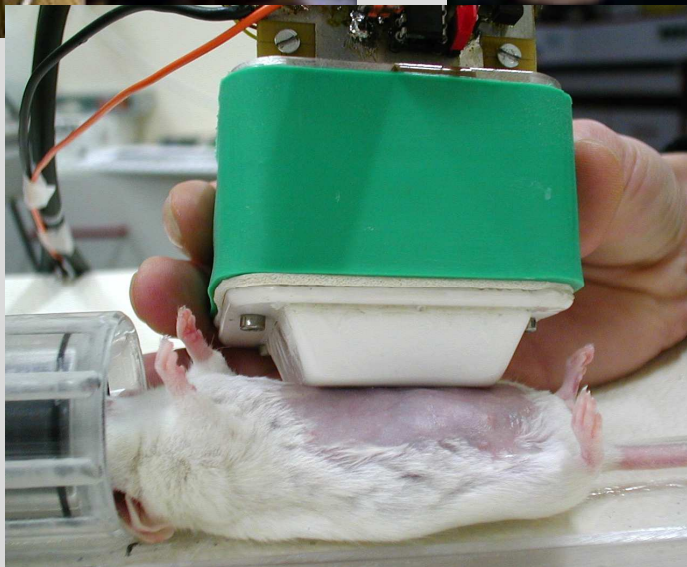


# En guise de conclusions

- 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**