



ACIMED

Imagerie Ultrasonore



Elsa Angelini

TSI, ENST

11 Octobre 2007



Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 - Capteurs Piézoélectrique
- **Modes d'imagerie ultrasonore**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 - Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

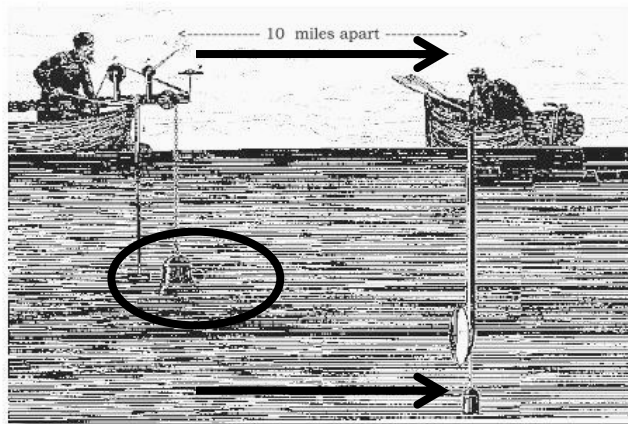
Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
Propagation des ondes,
Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
Capteurs Piézoélectrique
- **Modes d'imagerie ultrasonore**
A-Mode, B-Mode, M-Mode,
Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

Histoire des Ultrasons

La Première Expérience

1822 Daniel Colladen, Physicien suisse utilise, une cloche sous-marine pour mesurer la vitesse du son dans l'eau sur le lac de Genève.



1435 metres/second,

Histoire des Ultrasons

Les Découvertes Précurseurs

- 1877** Lord Rayleigh (Angleterre) publie le fameux traité "**The Theory of Sound**" (la Théorie du Son) dans lequel sont décrits les principes fondamentaux de la physique des vibrations sonores (ondes), leur transmission et réflexion.
- 1880** Pierre et Jacques Curie découvrent à Paris (France), l'effet **piézo-électrique** de certains cristaux, qui va révolutionner les techniques d'acquisition du bruit.



Pierre Curie
1859 - 1906

Histoire des Ultrasons

Les Premières Technologies Ultrasonores

- 1912** (1 mois après le naufrage du Titanic) L. F. Richardson soumet auprès du British Patent Office (le bureau des brevets britanniques) le premier brevet pour un echo-radar sous-marin appelé **SONAR** (Sound Navigation Ranging).
- 1935** Premier systeme **RADAR** (Radio Detection and Ranging), utilisant des ondes electromagnetiques par le physicien anglais Robert Watson-Watt.
- 1930s** Développement de détecteur ultrasonique (à pulsation) de défauts métalliques.



Histoire des Ultrasons

La technologie Ultrasonore pour la Médecine

- 1942** Karl Theodore Dussik, psychiatre Autrichien, publie un article sur "Hyperphonography du cerveau". Il est considéré comme le premier médecin qui a utilisé les ultrasons pour le **diagnostic** médical.
- 1952** Wild et Reid publient les premières images 2D cliniques.
- 1958** Ian Donald, (Écosse), publie le **premier article** sur les ultrasons obstétricaux dans le Lancet: « Investigation of Abdominal Masses by **Pulsed Ultrasound** ».
- 1961** Utilisation du premier système à ultrasons pour des images de **fœtus**.



Professor Ian Donald
1910 - 1987



John Reid, 1970s

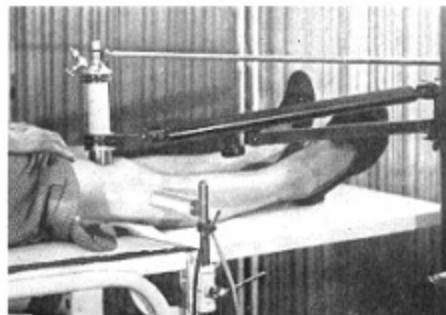


John Julian Wild

Histoire des Ultrasons

Les Premières Machines d'Échographie

Traitement thérapeutique:
ulcère d'estomac, arthrose



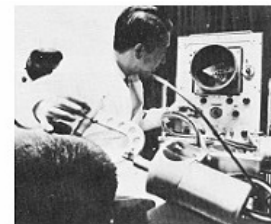
Howry's somascope reported in the LIFE magazine in 1954

**Somascope
(US-1954)**



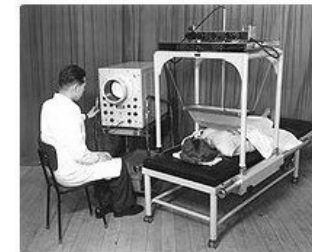
The pan-scanner in 1957

**Pann-scanner
(US-1958)**



Kikuchi's one-point contact sector tomograph in 1957

**Tomographie
(Japan-1958)**



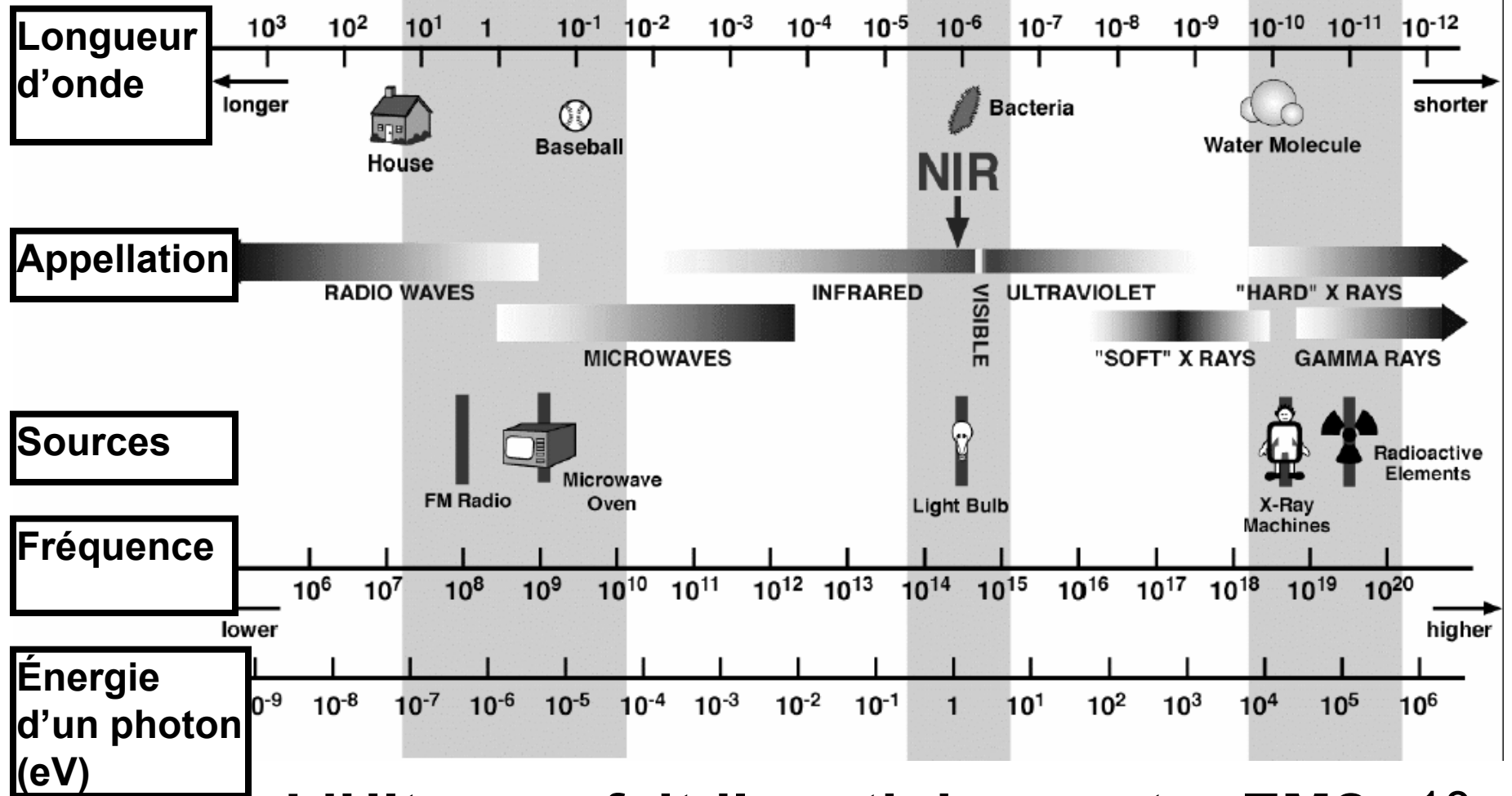
The water-bag B-mode scanning system, the SSD-1, from Aloka in 1960

**Système 2D
(Japan-1960)**

Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 - Capteurs Piézoélectrique
- **Modes d'imagerie ultrason**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 - Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

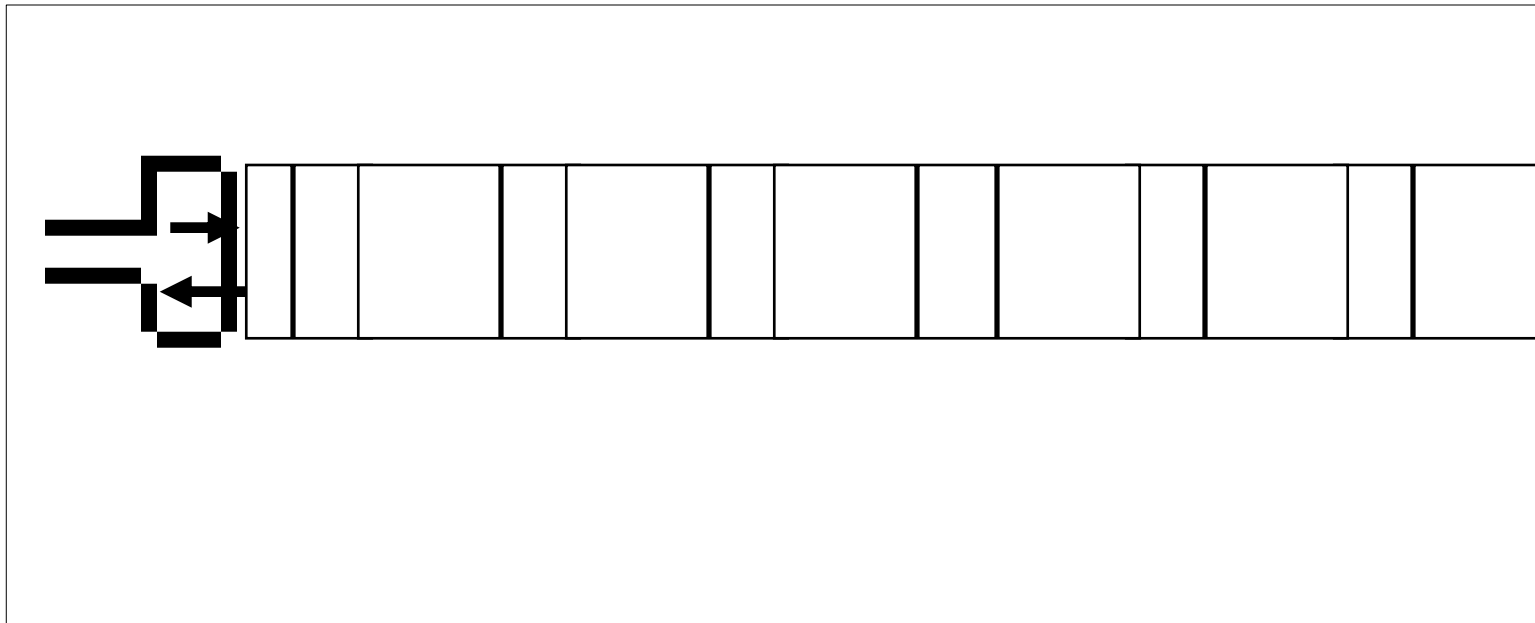
Spectre Electromagnétique



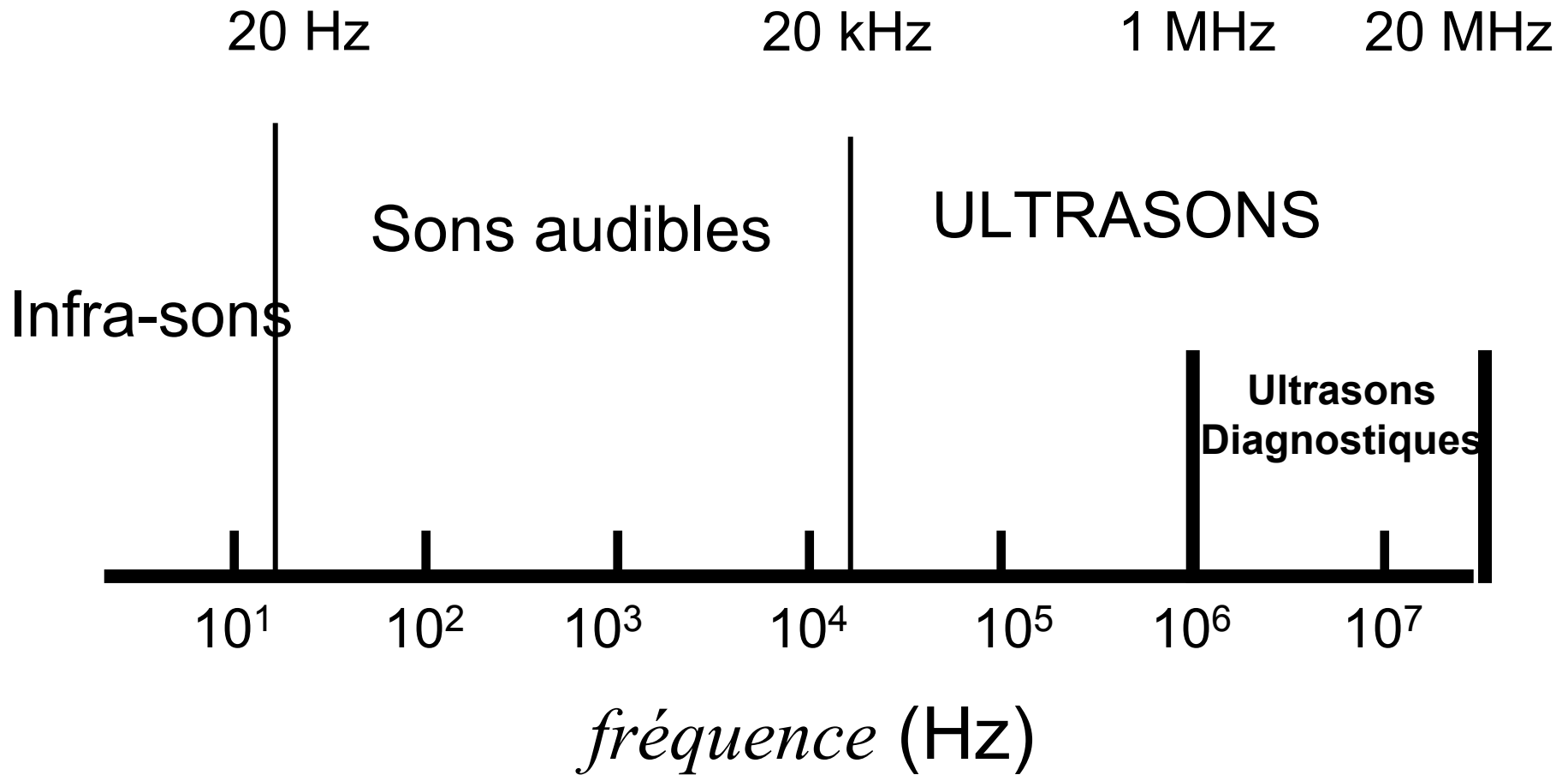
L'Ultrasound fait-il parti du spectre EM? 10

Physique des Ultrasons

- Le son ne fait pas partie du spectre EM.
- Le son a besoin d'un milieu pour se propager.
- Le son est une onde de compression qui voyage.



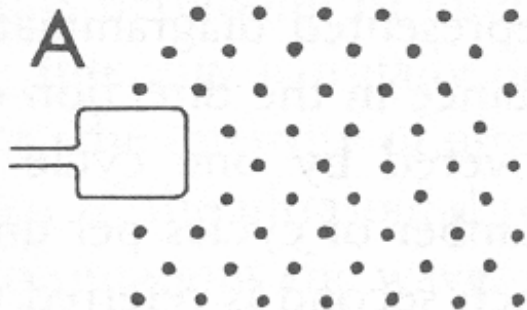
Fréquences des Ultrasons



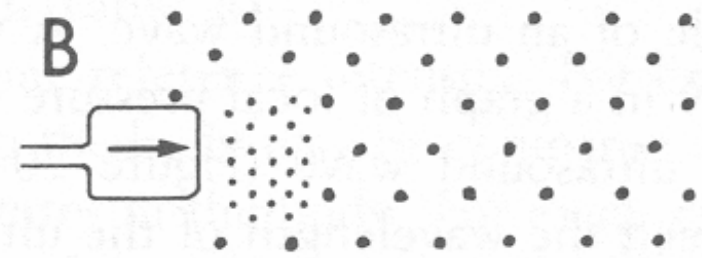
$$f_{\text{lumiere}} \sim 10^{15}$$

$$f_{\text{rayons-X}} \sim 10^{18}$$

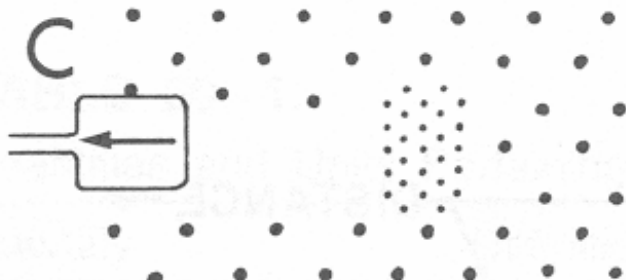
Génération de l'Onde Ultrasonore



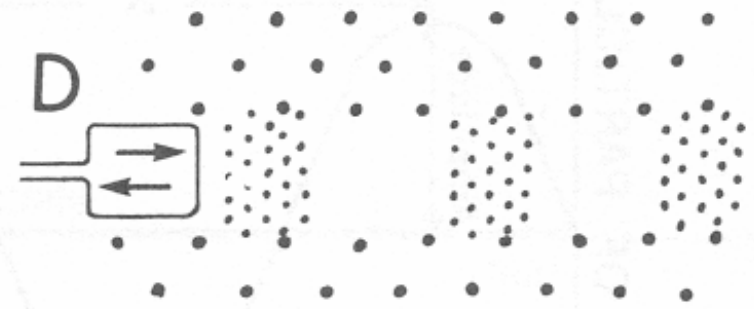
Distribution uniforme des molécules dans le milieu



zone de compression



zone de raréfaction.



onde longitudinale.

Physique des Ultrasons

Équation d'onde

Solution

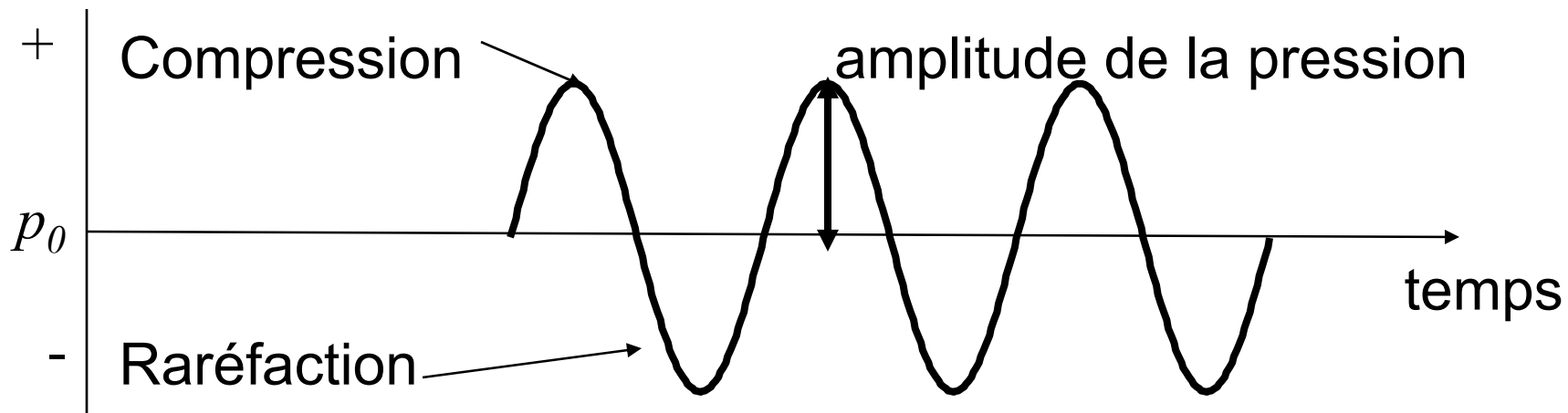
1D
$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

$$p(x, t) = p_0 e^{-i(kx - \omega t)}$$

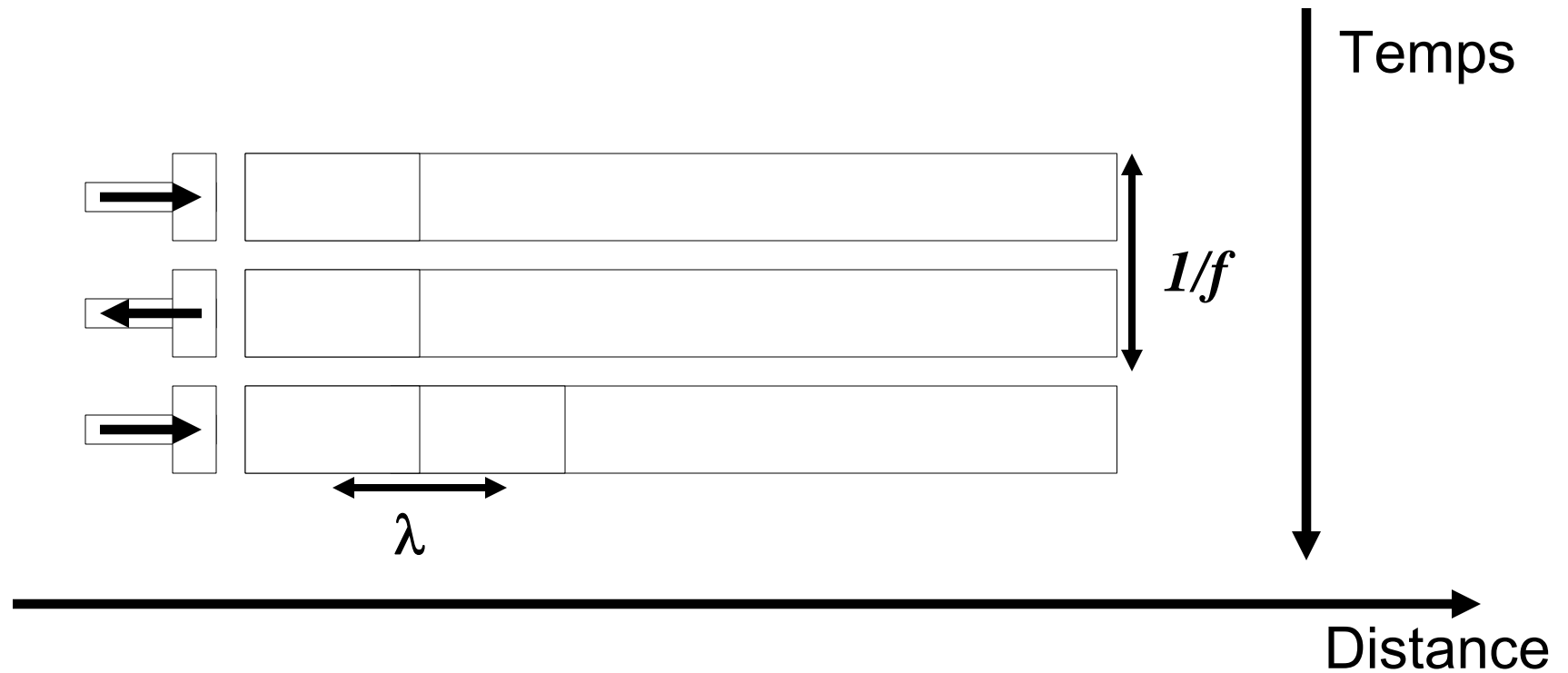
n-D
$$\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

$$p(r, t) = p_0 \frac{1}{r} e^{-i(kr - \omega t)}$$

(p := pression, c := vitesse du son), milieu homogène



Physique des Ultrasons

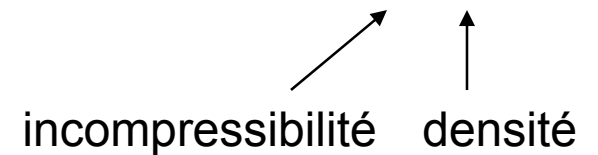


- Longueur d'onde λ = distance entre compression et raréfaction.
- Fréquence f = Nombre de fois où l'onde oscille sur un cycle chaque seconde.

Physique des Ultrasons

Vitesse de propagation du son

dépend du milieu: $c = f(B, \rho)$



 incompressibilité densité

Milieu	Densité (kg/m ³)	c (m/s)
Air	1.2	330
Poumons	300	600
Gras	924	1450
Eau	1000	1480
Tissus mous	1050	1540
Rein	1041	1565
Sang	1058	1560
Foie	1061	1555
Muscle	1068	1600
Os Crane	1912	4080
PZT	7500	4000

La vitesse de propagation du son définit la longueur d'onde: $\lambda = \frac{c}{f}$

f	1KHz	1 MHz	10 MHz
λ	1.54 m	1.54 mm	0.154 mm

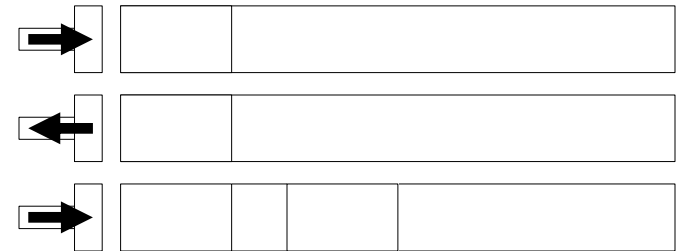
Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 Propagation des ondes,
 Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 Capteurs Piézoélectrique
- **Modes d'imagerie ultrason**
 A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

Interactions Entre Ondes et Milieux

Pression vs. Intensité

L'énergie de l'onde sonore provoque le déplacements des particules et des variations de la **pression** locale dans le milieu de propagation.



- Amplitude de variation de la pression: Compression >> Raréfaction.
- Unité de pression: Pa (N/m²).
- [P. atm.=100 KPa / ultrason = 1MPa].

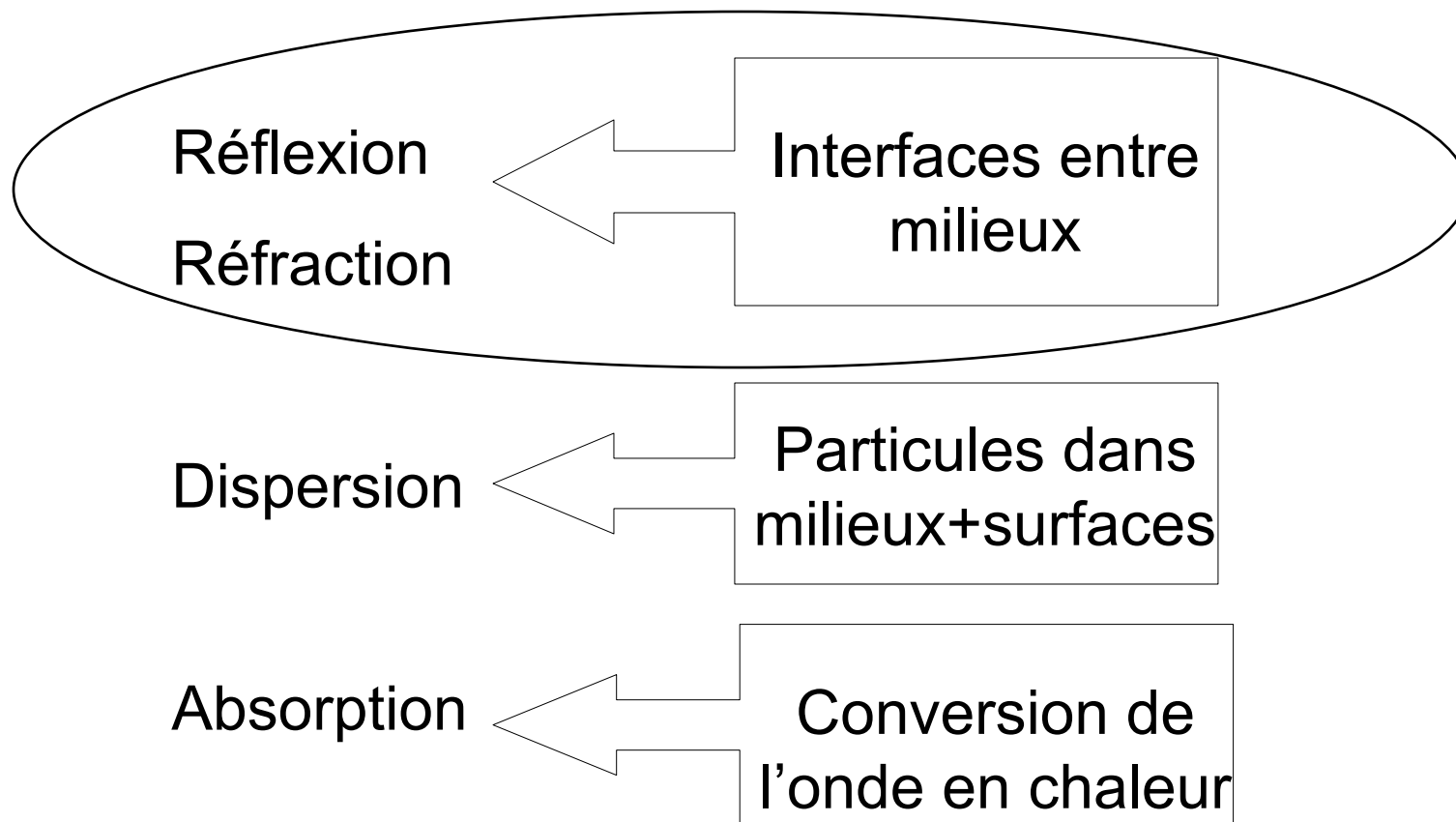
$$I \uparrow \text{Aire (Focus)}$$

$$I = Pr^2 / (2\rho c)$$

- Energie: E= capacité à fournir du travail.
- Puissance: P = E / unité de Temps
- **Intensité du faisceau:** $I = P / \text{Aire (mW/cm}^2)$

Interactions Entre Ondes et Milieux

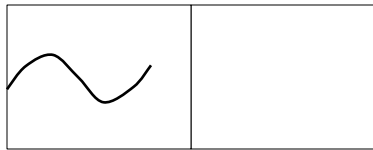
Propagation de l'onde ultrasonore



Interactions Entre Ondes et Milieux

Réflexion et Réfraction

Milieu caractérisé par son impédance acoustique Z



$$Z = \rho \times c$$

ρ = densité du milieu
 c = vitesse du son

Changement de tissus sur le parcours de l'onde: analogue à la rigidité des milieux vus comme des ressorts en série:

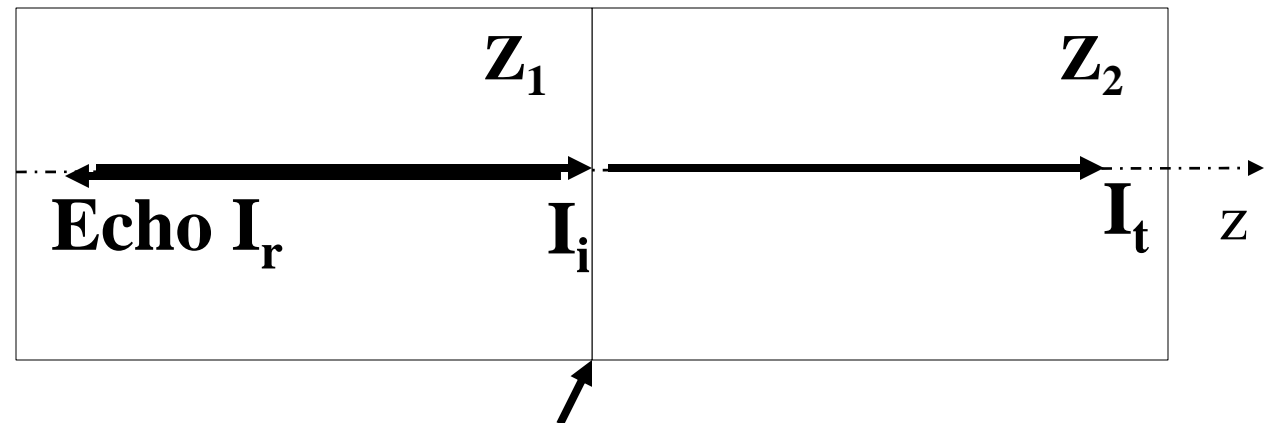


Des différences d'impédance entre tissus génèrent des différences dans la transmission et introduisent une réflexion de l'onde.

Interactions Entre Ondes et Milieux

Réflexion et Réfraction

Configuration de calculs pour les ultrasons.



Interface entre les milieux

Coefficient de Réflexion

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Coefficient de Transmission

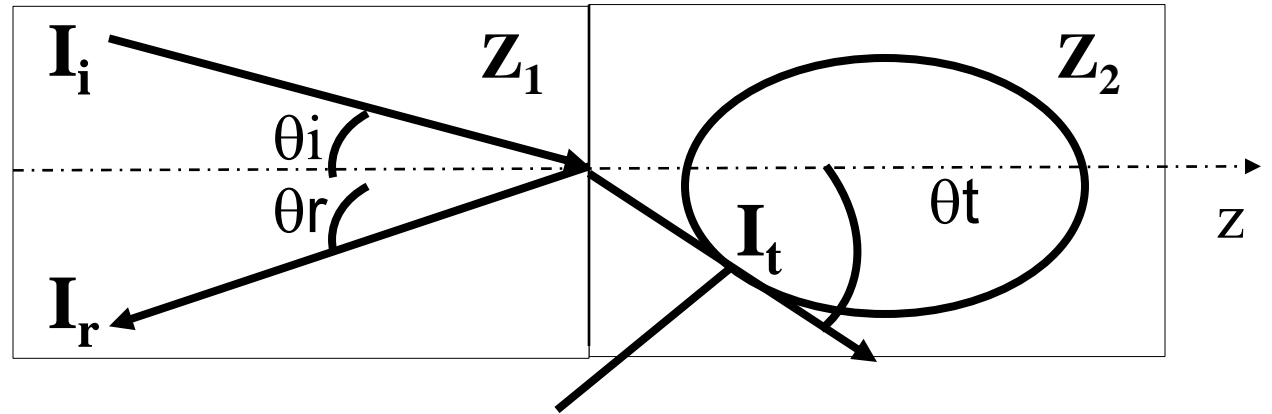
$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$R + T = 1$$

Interactions Entre Ondes et Milieux

Réflexion et Réfraction

Configuration réelle ...



Réfraction d'onde plane

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{Z_2}{Z_1}$$

Déviatoin de la direction de propagation de l'onde est source d'artéfacts dans l'image.

Continuité: pression & vitesse normale:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 \cos(\theta_i) - Z_1 \cos(\theta_t)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t)} \right)^2$$

Coefficient de Réflexion

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1 \cos(\theta_i)^2}{(Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t))^2}$$

Coefficient de Transmission

Interactions Entre Ondes et Milieux

Réflexion et Réfraction

Interface	Coefficient de Réflexion (0°)
Cerveau/Crâne	0.66
Gras/Os	0.69
Gras/Sang	0.08
Gras/Reins	0.08
Gras/Foie	0.10
Gras/Muscle	0.01
Muscle/Sang	0.03
Muscle/Rein	0.03
Muscle/Foie	0.03
Tissu mou/Air	0.99
Tissu mou/Cristal PZT	0.89

Utilisation d'un gel de contact

Physique des Ultrasons

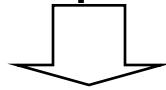
Réflexion et Réfraction

- Les coefficients de réflexion dans le corps humain sont en général petits...
- Cas particulier: Interface tissu/air et tissu/os.
 - ⇒ On ne peut pas faire d'image ultrasonore des poumons!

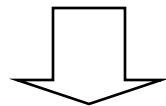
Physique des Ultrasons

Réflexion et Réfraction

- L'information spatiale est déduite des changements de **vitesse** de propagation à l'interface entre deux milieux.
- La **fréquence** de l'onde n'est pas affectée par le changement de vitesse de propagation.



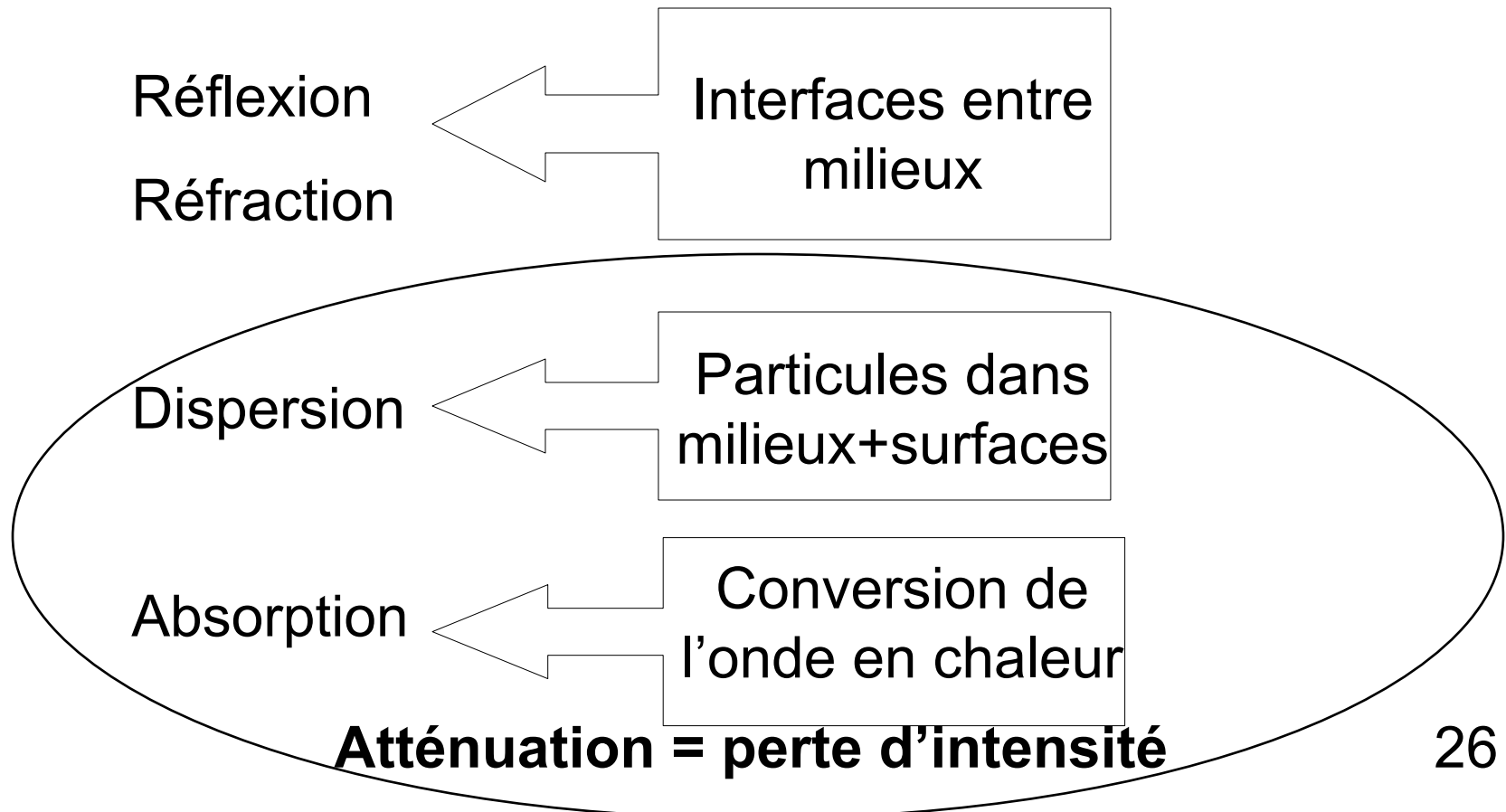
Donc la **longueur d'onde** est affectée.



Ensemble (λ, f) déterminent la **résolution** de l'image et l'**atténuation** de l'énergie au cours de la propagation.

Interactions Entre Ondes et Milieux

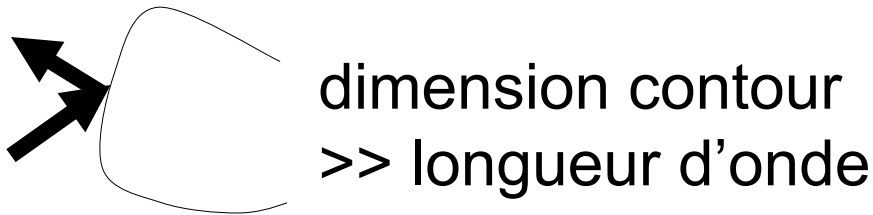
Propagation de l'onde ultrasonore



Interactions Entre Ondes et Milieux

Dispersion (Scattering)

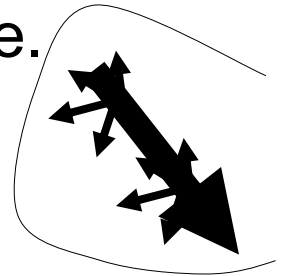
1. Réflexion spéculaire sur les surfaces régulières des organes



2. Dispersion (scattering) sur les surfaces rugueuses des organes.



3. Dispersion acoustique dans le tissu due a la réflexion non-spéculaire de l'onde sur des éléments de dimension ~ la longueur d'onde.



Les surfaces des organes dans le corps sont rugueuses et source de dispersion.

Interactions Entre Ondes et Milieux

Absorption

Phénomène de conversion de l'énergie de l'onde en chaleur. Causes du phénomène mal connues.

Modèle d'absorption:

$$p_{av}(z) = p_0 \exp(-\alpha z)$$

- $p(z)$ = pression du son à une distance z de l'interface de la sonde.
- α = coefficient d'atténuation (cf. viscosité).
- p_0 = pression du son à l'interface de la sonde.

Interactions Entre Ondes et Milieux

Mesure: Intensité de l'onde ultrasonore

-Valeur absolue

Dépend de la méthode de pulsation.

-Valeur relative au cours des oscillations

Définie en décibels: $\text{dB} = 10 \log(I/I_0)$

I_0 = intensité de référence.

- Ultrasons: signal réfléchi ~ 100 fois moins fort que le signal transmis, soit une atténuation de -20dB.

-Le système peut atteindre une atténuation maximale de $\sim 10^6$, soit -60dB.

Interactions Entre Ondes et Milieux

Atténuation (absorption >> dispersion)

Coefficients d'atténuation

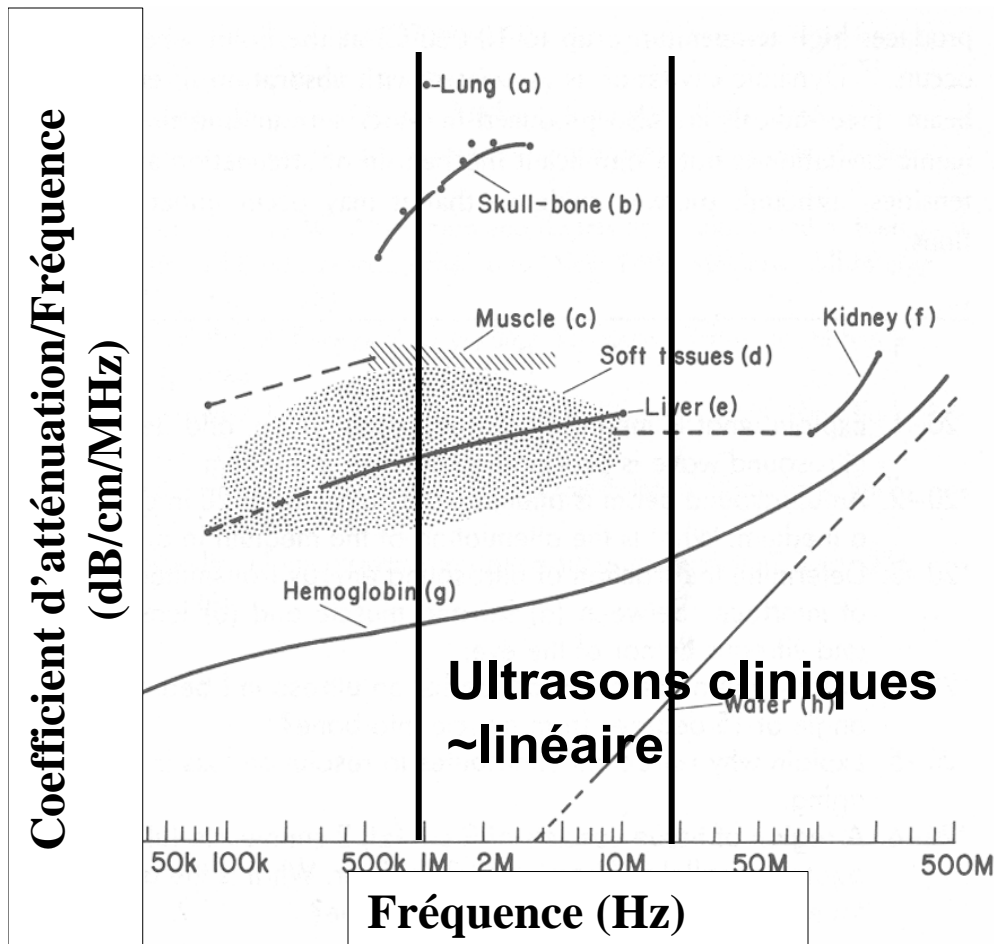
Attenuation Coefficients α for 1-MHz Ultrasound

Material	α (dB/cm)	Material	α (dB/cm)
Blood	0.18	Lung	40
Fat	0.6	Liver	0.9
Muscle (across fibers)	3.3	Brain	0.85
Muscle (along fibers)	1.2	Kidney	1.0
Aqueous and vitreous humor of eye	0.1	Spinal cord	1.0
Lens of eye	2.0	Water	0.0022
Skull bone	20	Caster oil	0.95
		Lucite	2.0

Atténuation des Ultrasons

Atténuation

Coefficient d'atténuation fonction de la fréquence

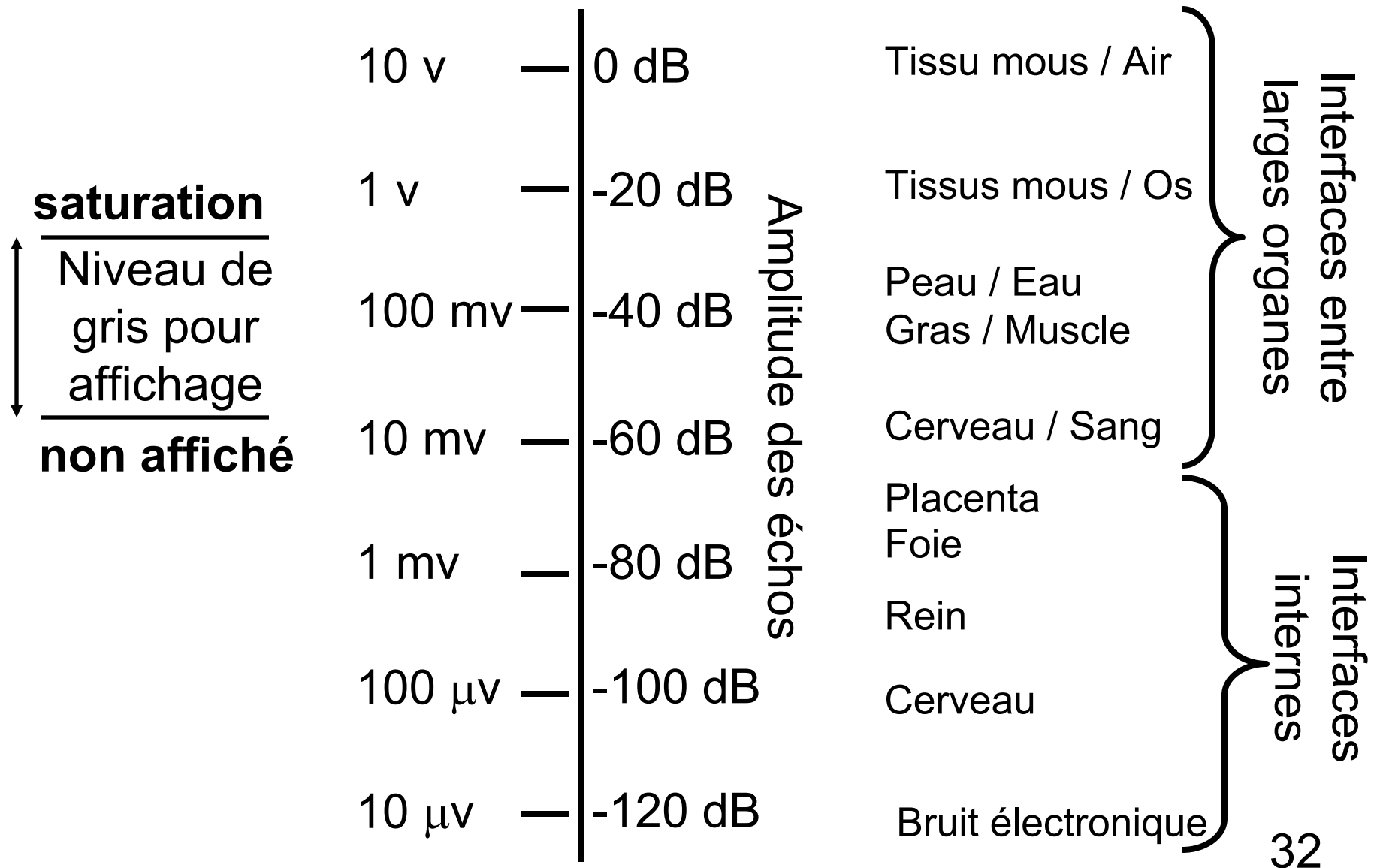


- L'atténuation augmente avec les fréquences.

- Règle approximative pour les tissus mous: $\sim 0.5 \text{ dB / cm / MHz}$.

Haute fréquence =
Bonne résolution (λ petit)
mais faible pénétration.

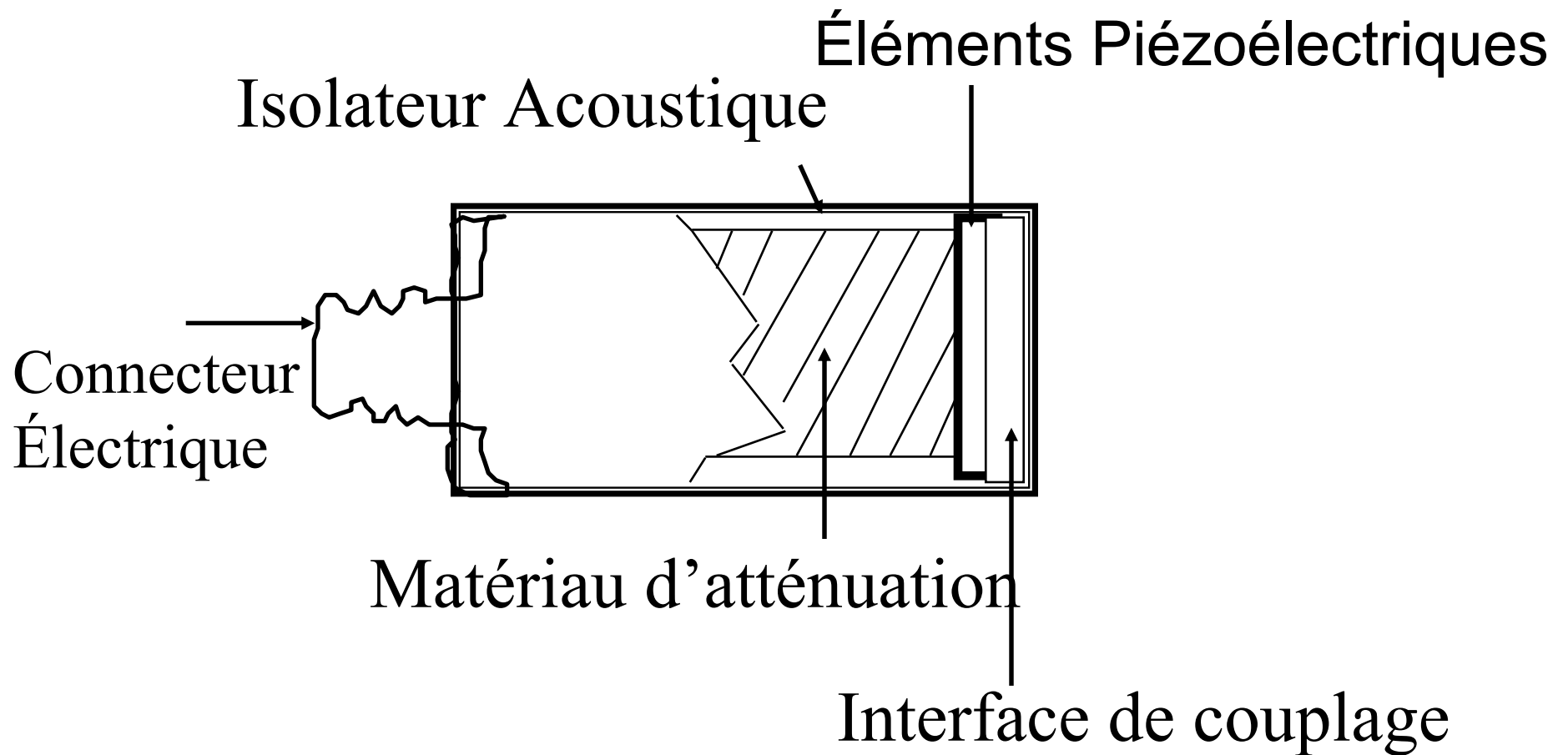
Atténuation des Ultrasons



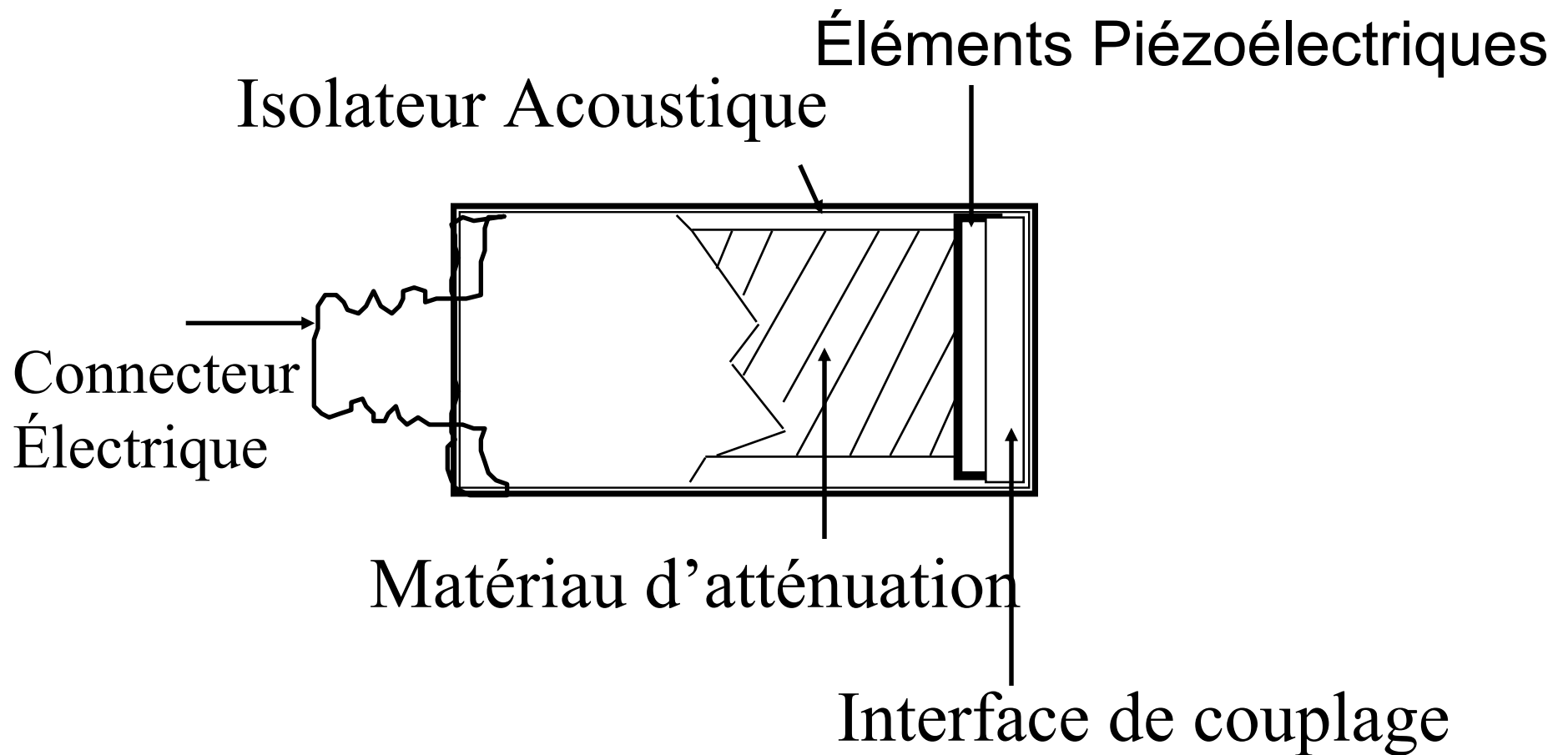
Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 - Sonde Ultrasonore
- **Modes d'imagerie ultrason**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 - Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

Sonde Ultrasonore

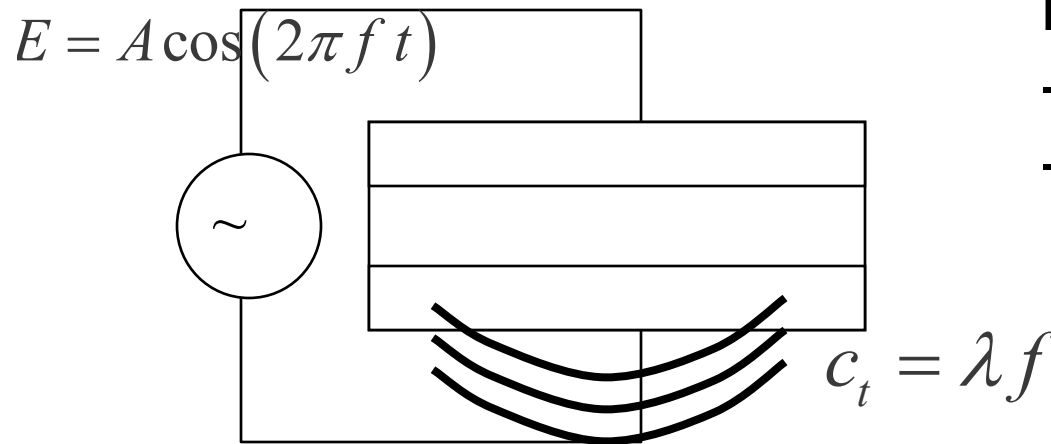


Sonde Ultrasonore



Sonde Ultrasonore

Éléments Piézoélectriques



Matériaux piézoélectriques:

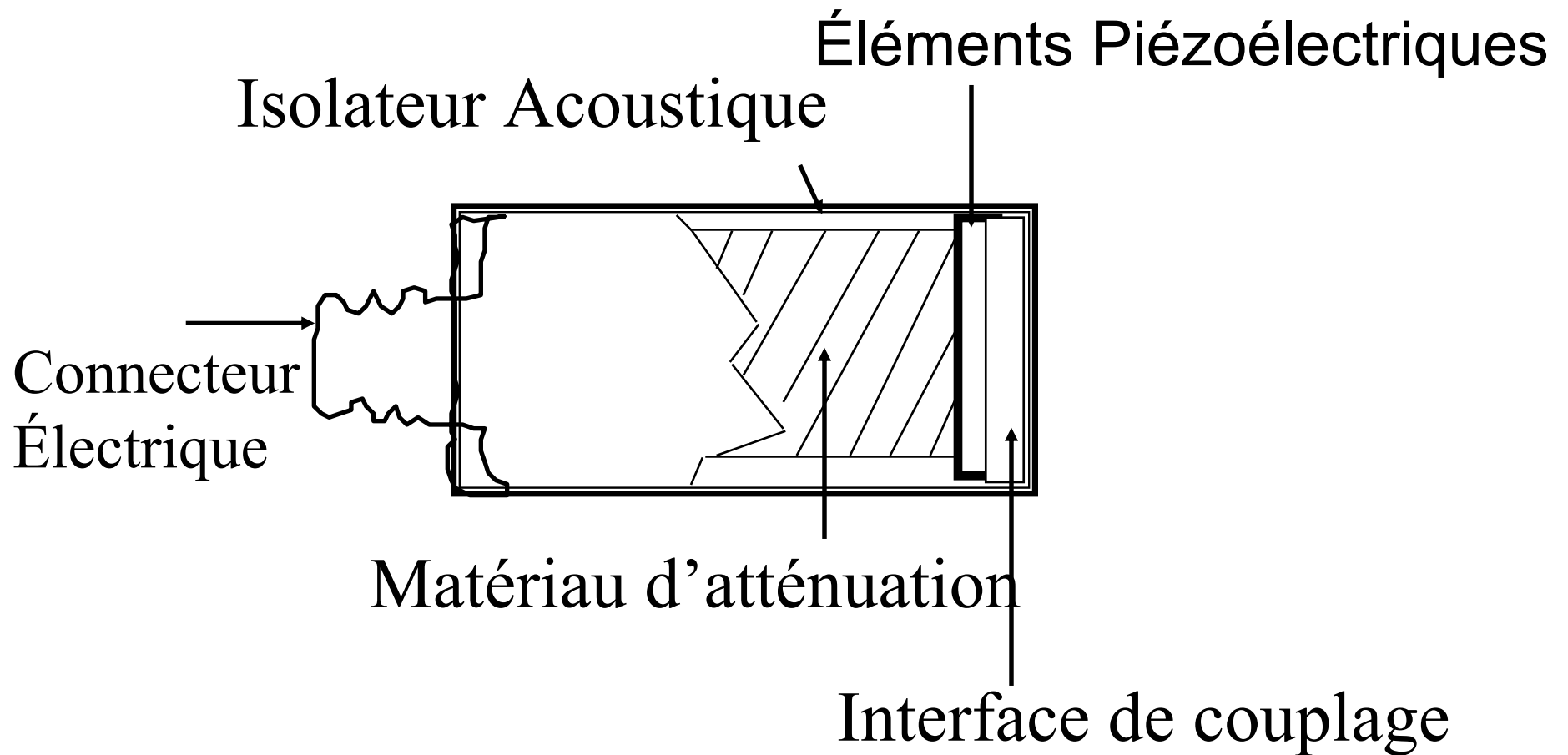
- Naturel: cristal de quartz.
- Artificiel : céramique de titanate-zirconate de plomb (PZT) (moulage aisé + hte temp).

- PZT se contracte puis vibre à sa fréquence de résonance:
 - Dépend du matériau, et l'épaisseur D du PZT.
 - Règle: $\lambda = 2D$
 - => Élément fin pour des hautes fréquences ($0.2\text{mm} < D < 1\text{mm}$).

Excitation en mode d'échos pulsés:

150V appliqués par instants de $1\mu\text{sec}$.

Sonde Ultrasonore

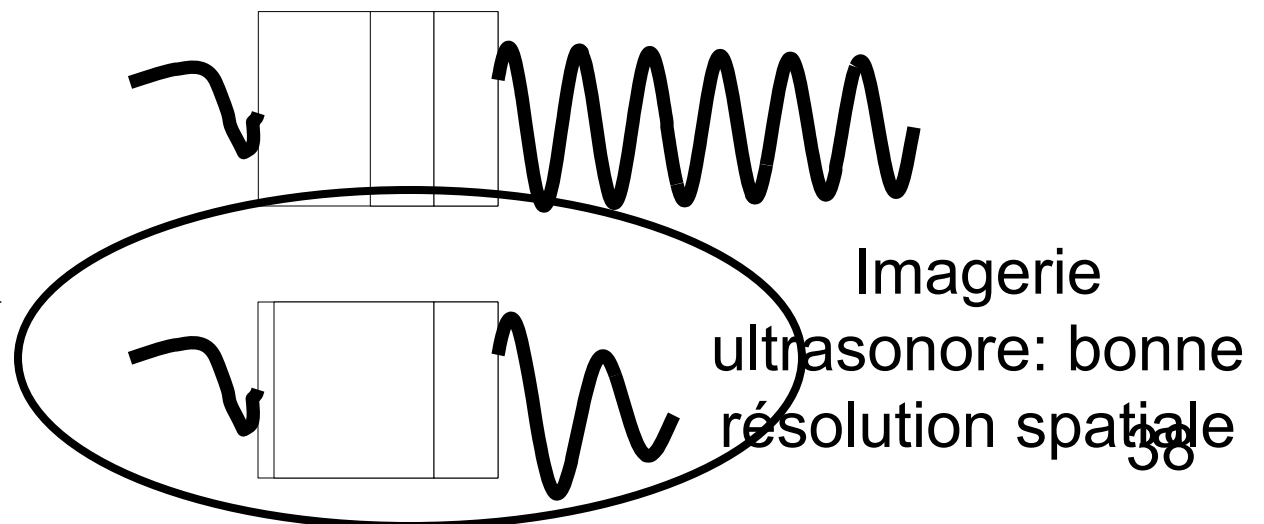
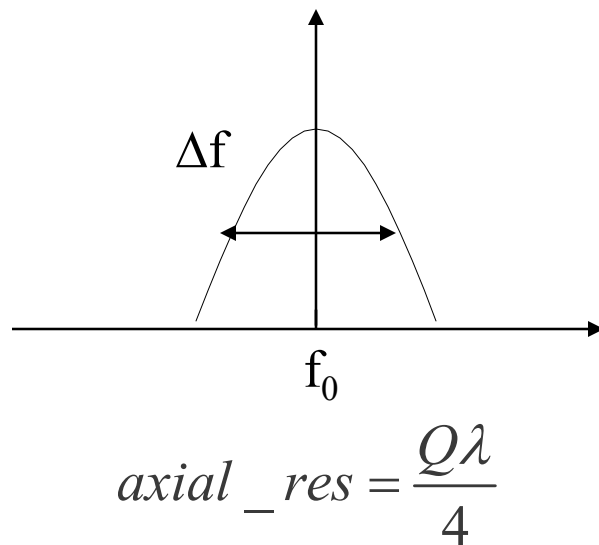


Sonde Ultrasonore

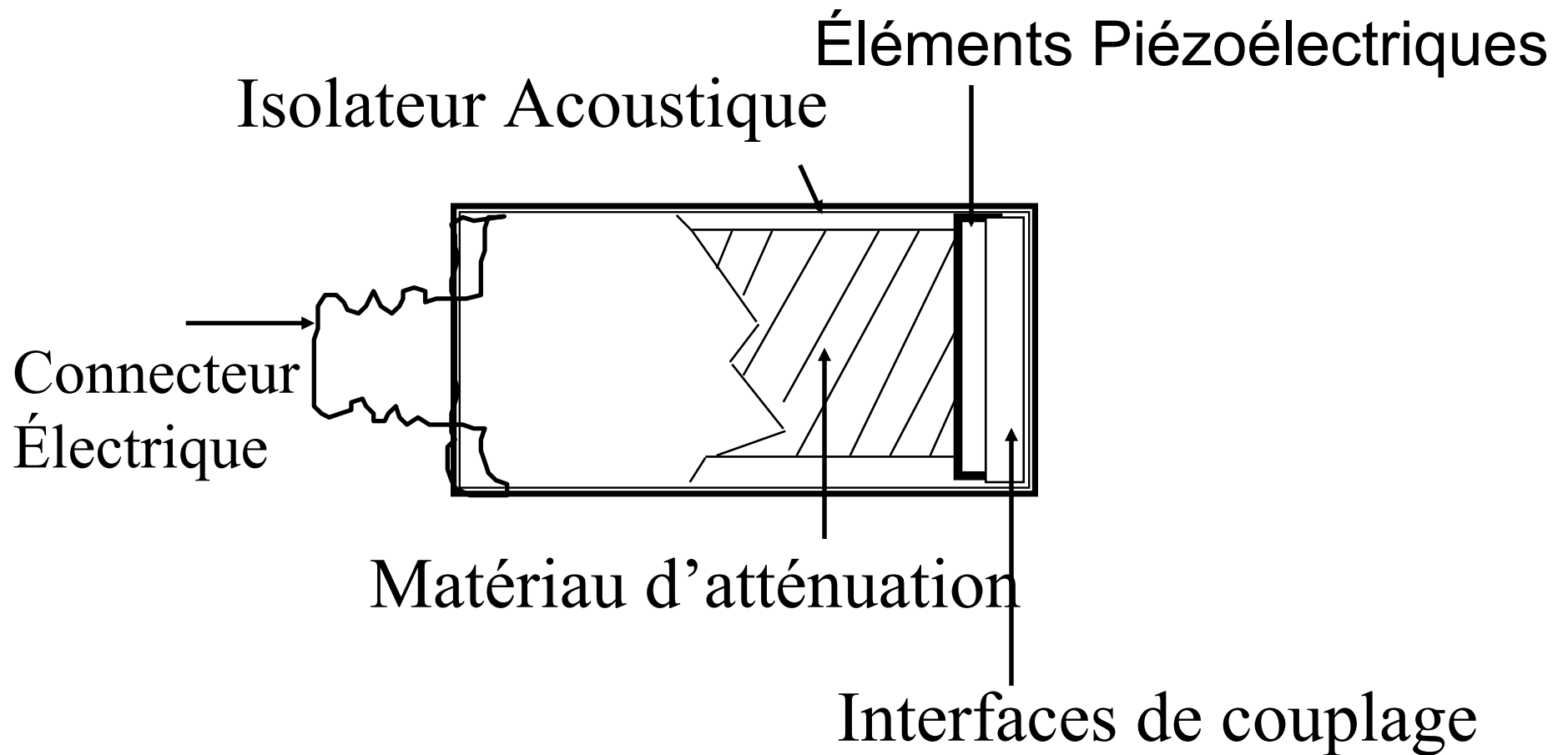
Matériau d'atténuation

- Absorbe l'énergie des ultrasons dirigée vers l'arrière.
- Absorbe les vibrations de la sonde.

=> Pulsation de courte durée spatiale mais de bande spectrale élargie autour de la fréquence de résonance, décrite par le facteur de qualité Q : $Q = f_0/\Delta f$. (Q petit \Rightarrow \uparrow résol. mais \uparrow atténuation)



Sonde Ultrasonore



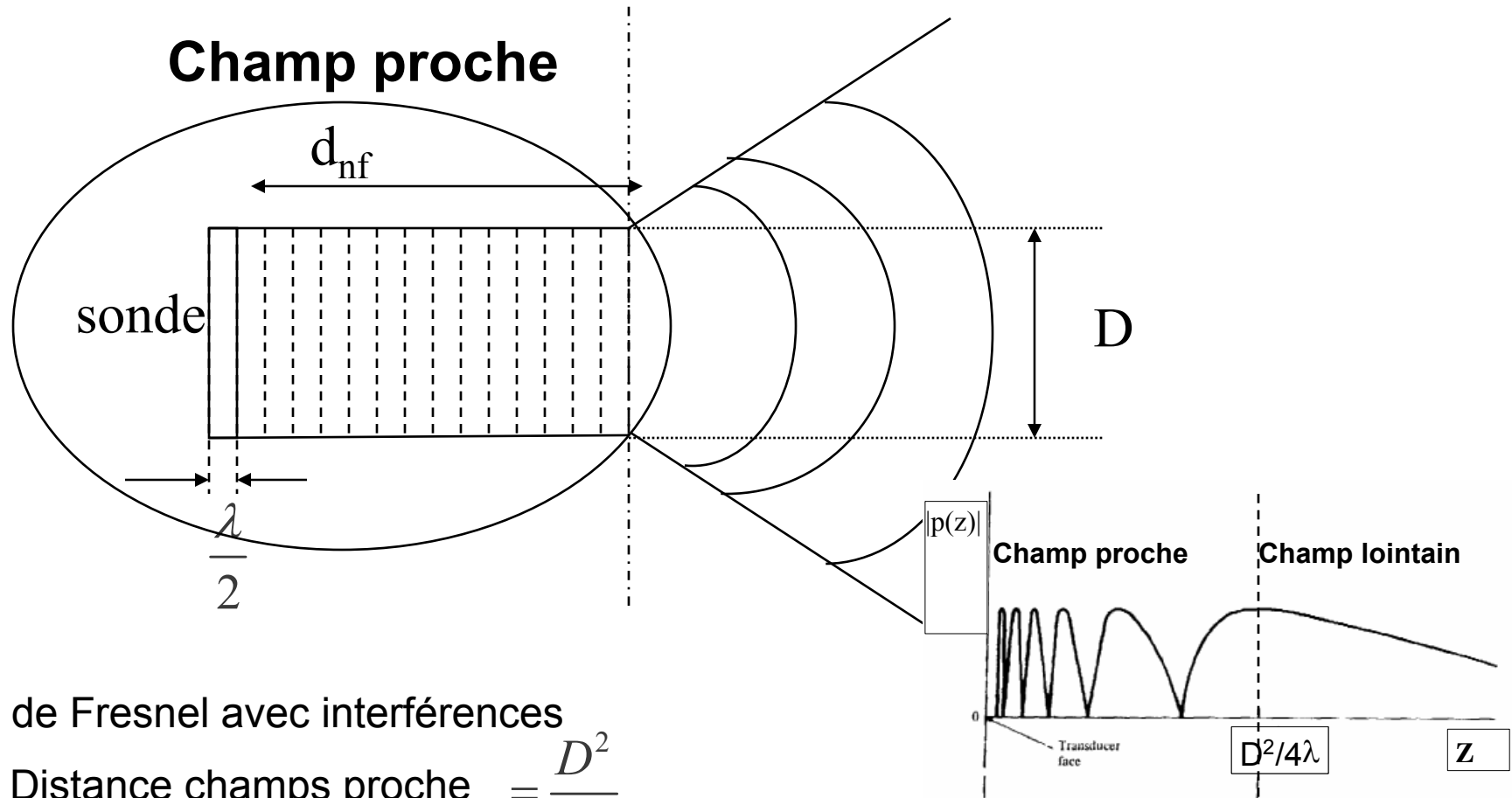
Sonde Ultrasonore

Interfaces de couplage

- Couplage entre le PZT et le patient.
 - Impédance de couplage intermédiaire.
 - Dimension de l'interface égale à $\lambda/4$ (définie à partir de la vitesse c dans le matériau d'interface et de la fréquence f du courant).
- Gel pour empêcher l'atténuation dans l'air.
 - Impédance similaire aux tissus mous.

Sonde Ultrasonore

Faisceau d'ondes émis

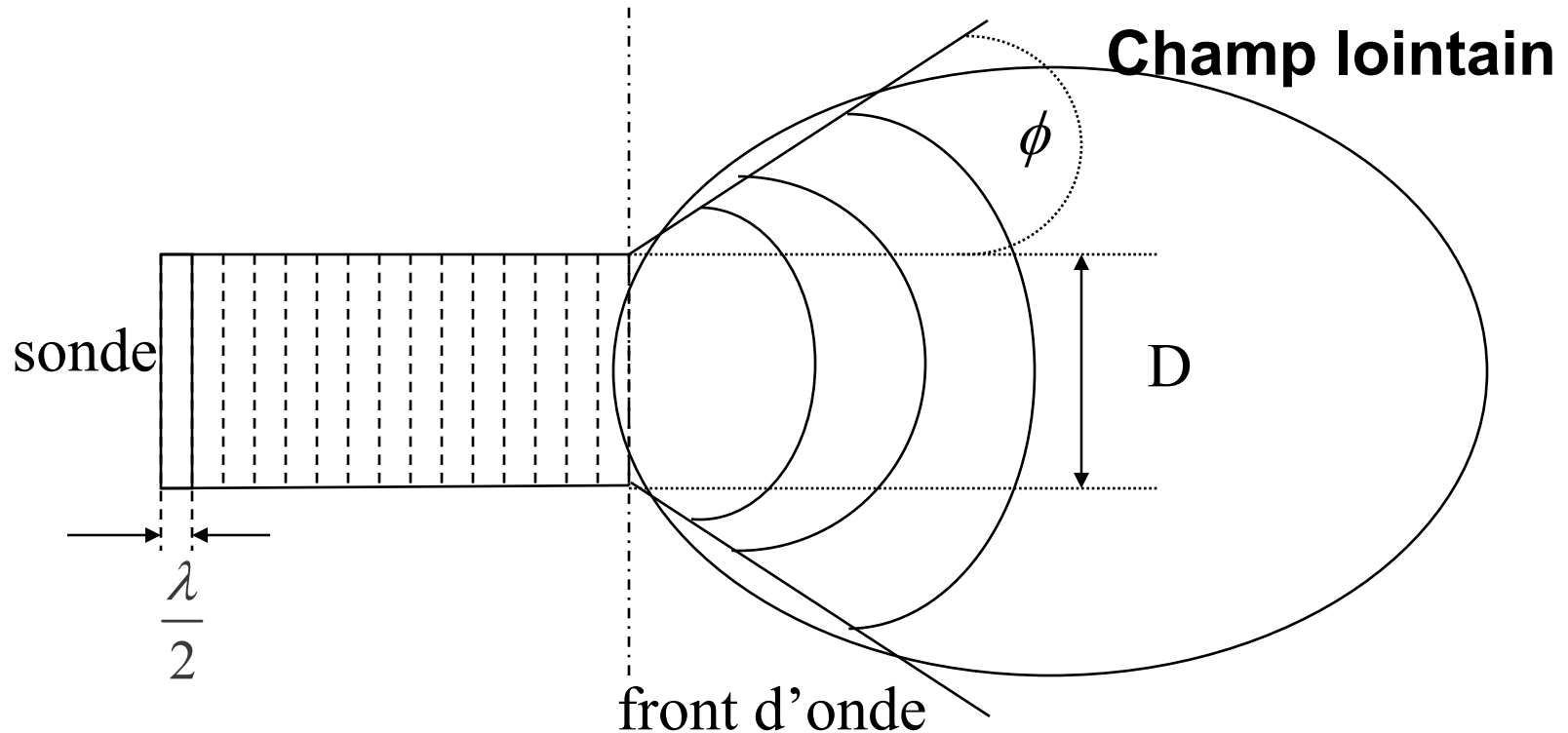


Zone de Fresnel avec interférences

$$d_{nf} = \text{Distance champs proche} = \frac{D^2}{4\lambda}$$

Sonde Ultrasonore

Faisceau d'ondes émis



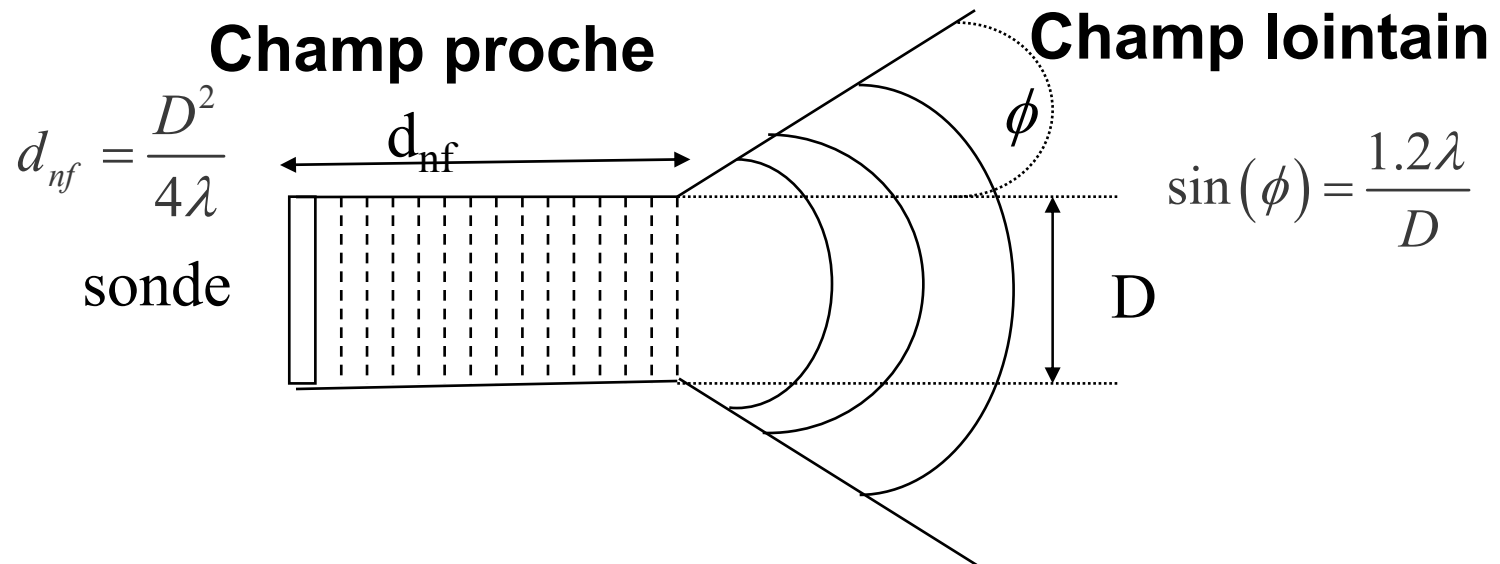
ϕ = Angle de divergence

$$\sin(\phi) = \frac{1.2\lambda}{D}$$

**Application du principe de Huygens:
sources individuelles, sphériques**

Sonde Ultrasonore

Faisceau d'ondes émis



↑ fréquence \Rightarrow ↑ longueur du champs proche & ↓ angle de divergence \Rightarrow ↑ résolution latérale en profondeur & ↓ pénétration.

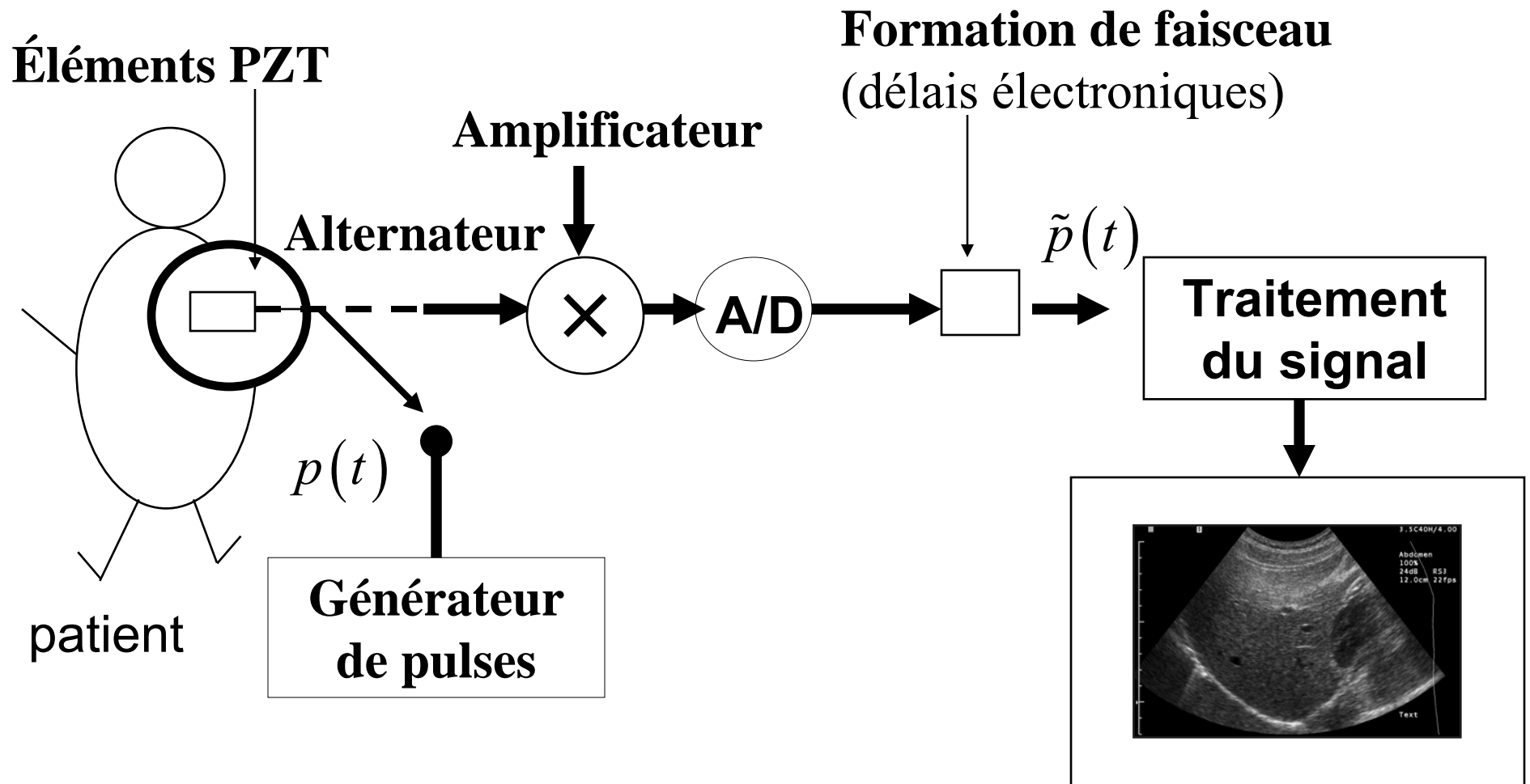
↑ diamètre du PZT \Rightarrow ↑ longueur du champs proche & ↓ angle de divergence \Rightarrow ↑ largeur du faisceau \Rightarrow ↓ résolution latérale dans le champs proche.

Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 - Capteurs Piézoélectrique
- **Modes d'imagerie ultrasonore**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 - Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

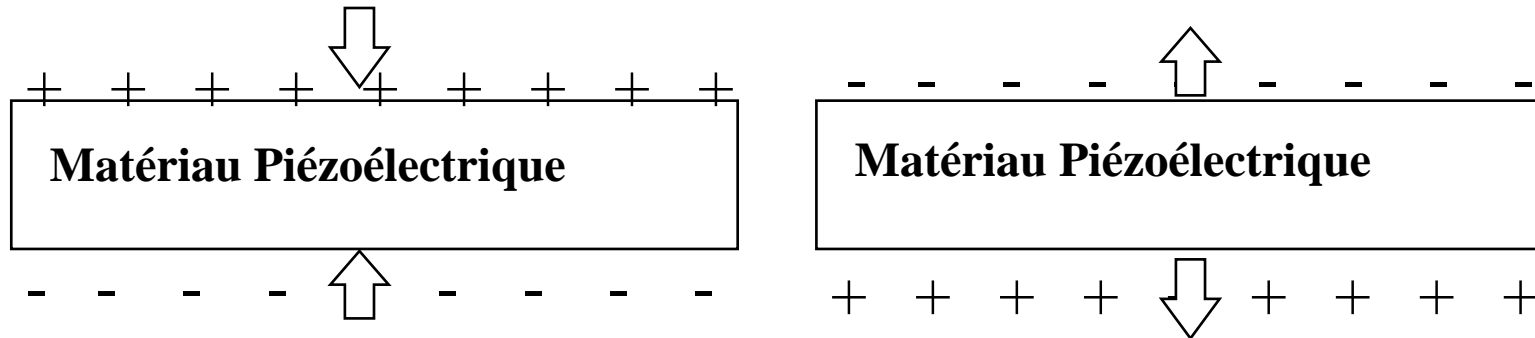
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Principe d'acquisition



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Élément piézoélectrique



1) Mise sous tension du PZT pour générer une onde de compression.

2) Génération d'ultrasons transmis dans le corps.

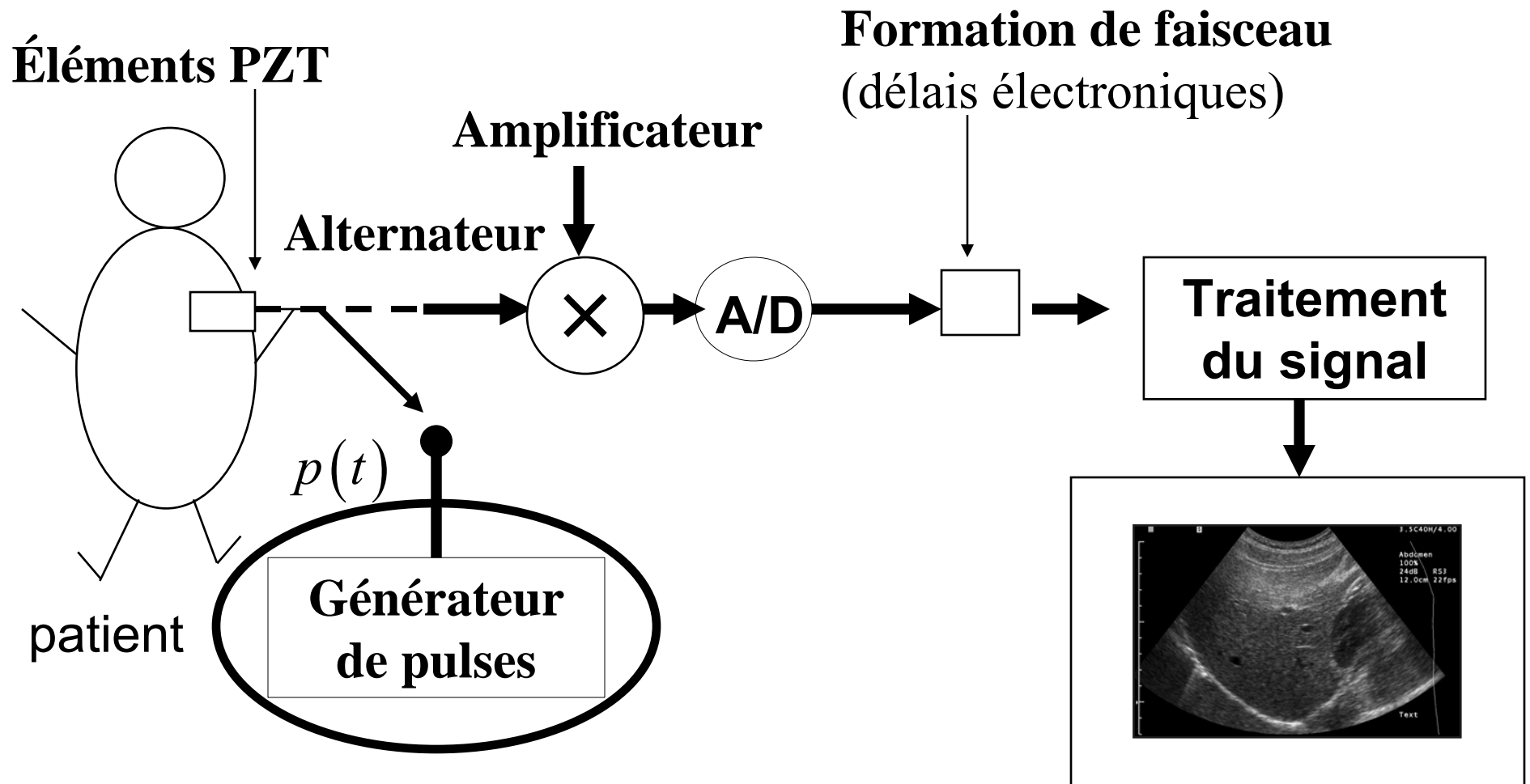
3) Réflexion partielle des ultrasons par les organes.

4) Coupure de l'alimentation du cristal.

5) Conversion de la pression des ultrasons réfléchis en voltage.

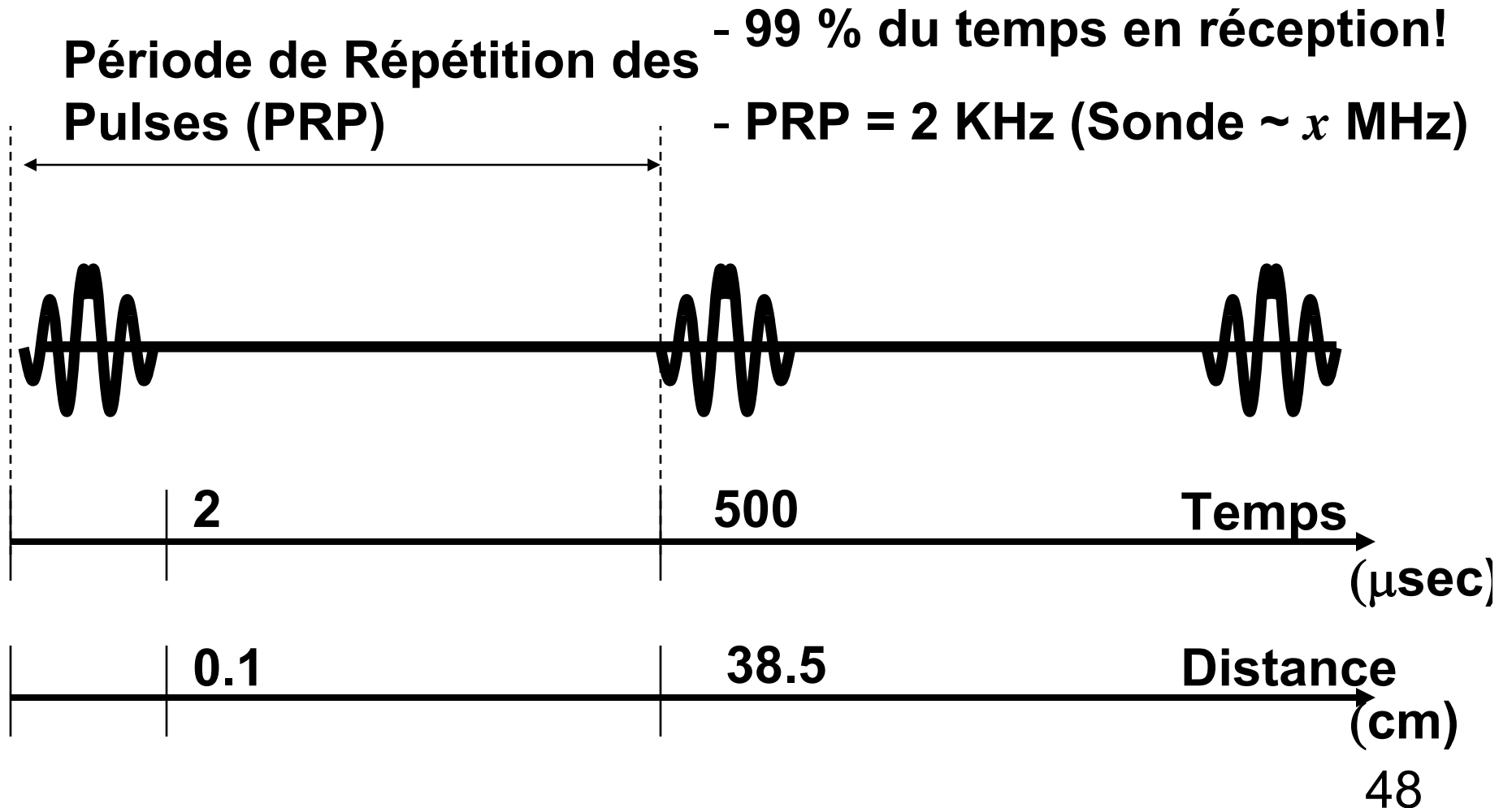
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Principe d'acquisition



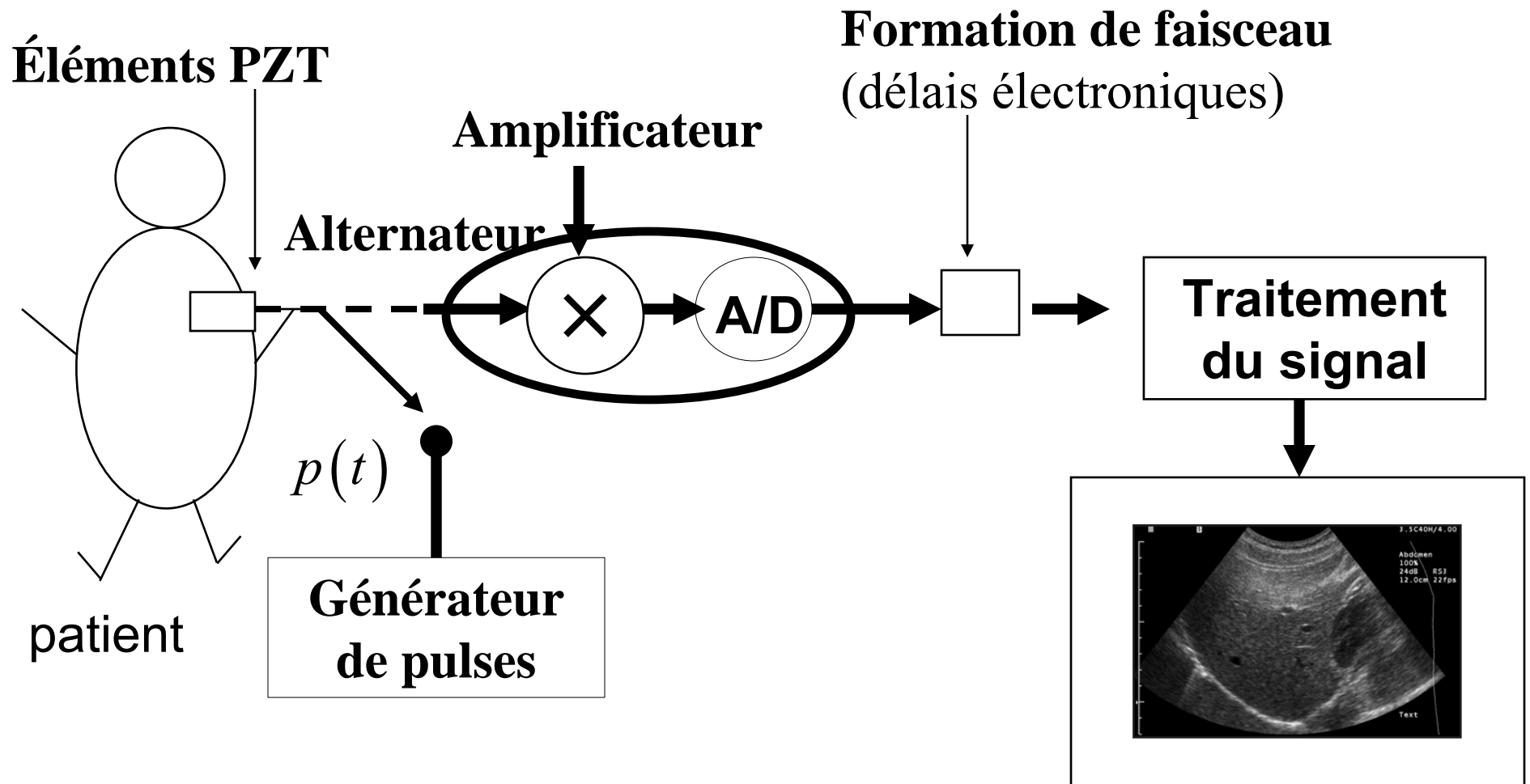
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Générateur de Pulses



Modes d'Imagerie Ultrasonore

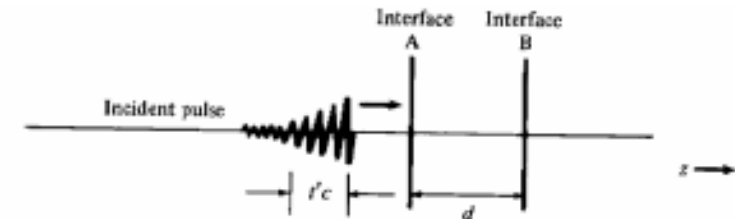
Principe d'acquisition



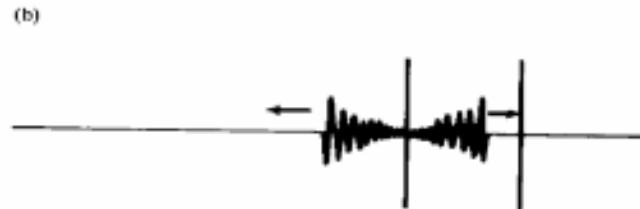
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Principe d'acquisition

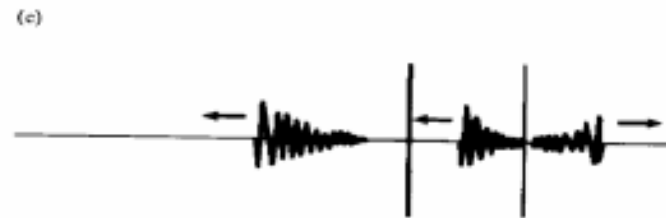
Onde incidente



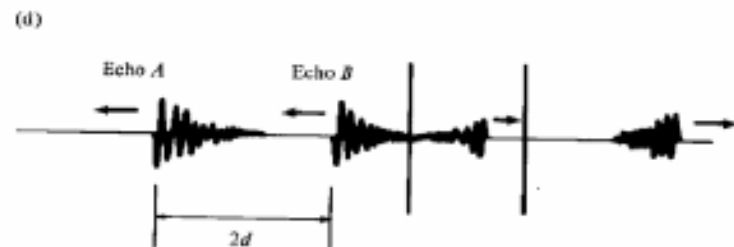
1ere réflexion



propagation



2eme réflexion



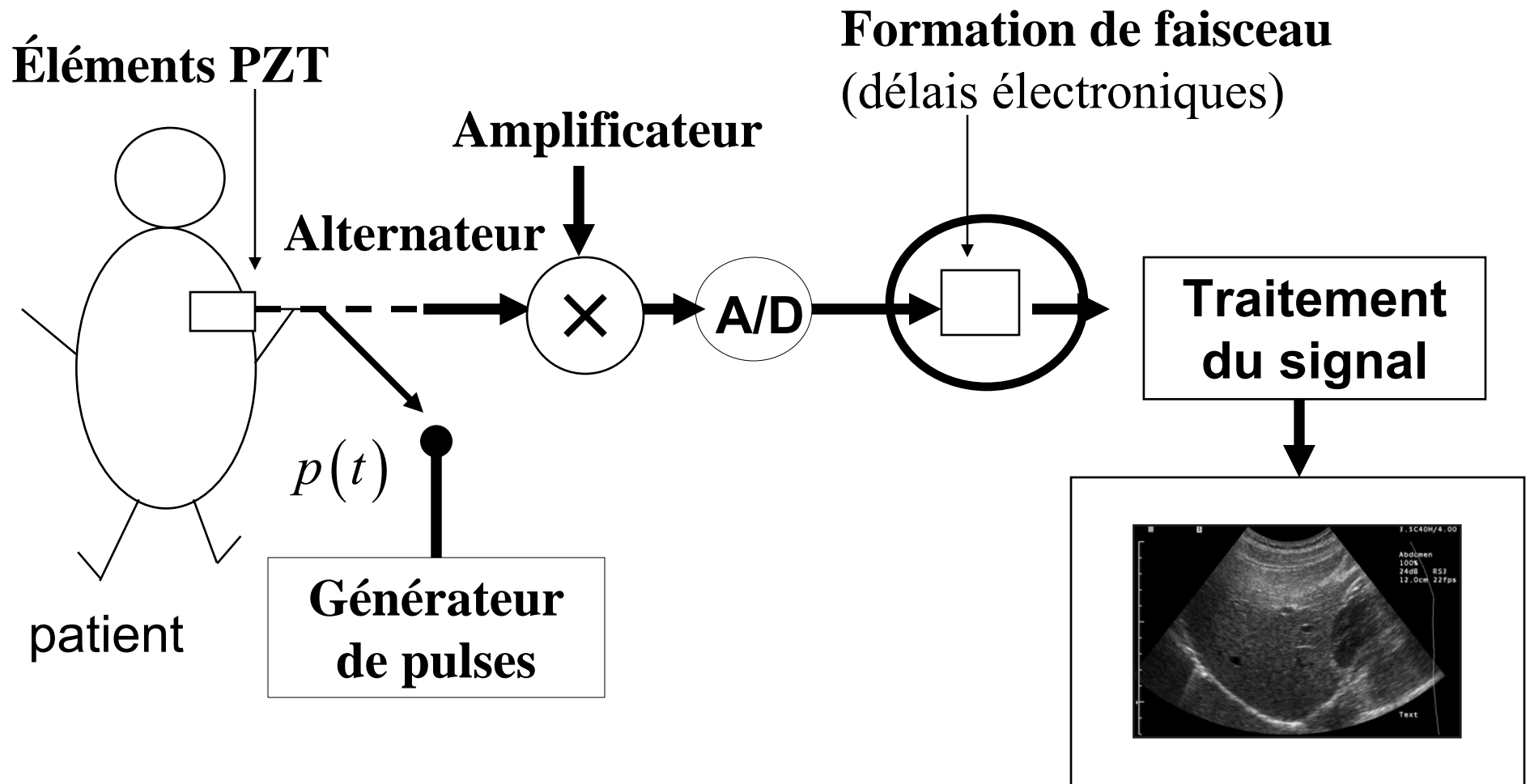
Modes d'Imagerie Ultrasonore

A/D conversion et amplification

- Conversion des signaux analogiques en format digital.
- Amplification des signaux digitaux:
 - Compensation de l'atténuation exponentielle des signaux avec la distance.
 - Réduction du niveau d'atténuation entre émission et réception de 120dB à 60 dB.

Modes d'Imagerie Ultrasonore

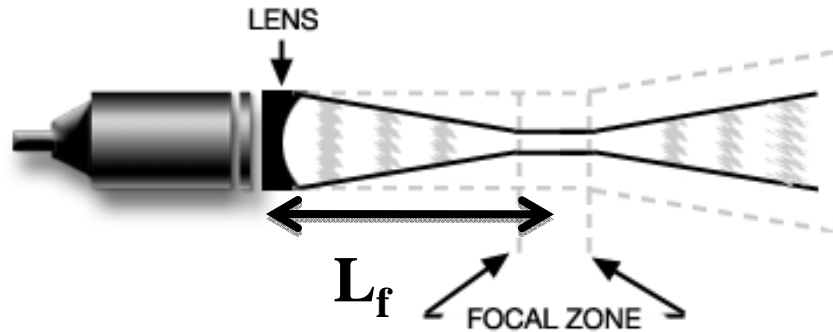
Principe d'acquisition



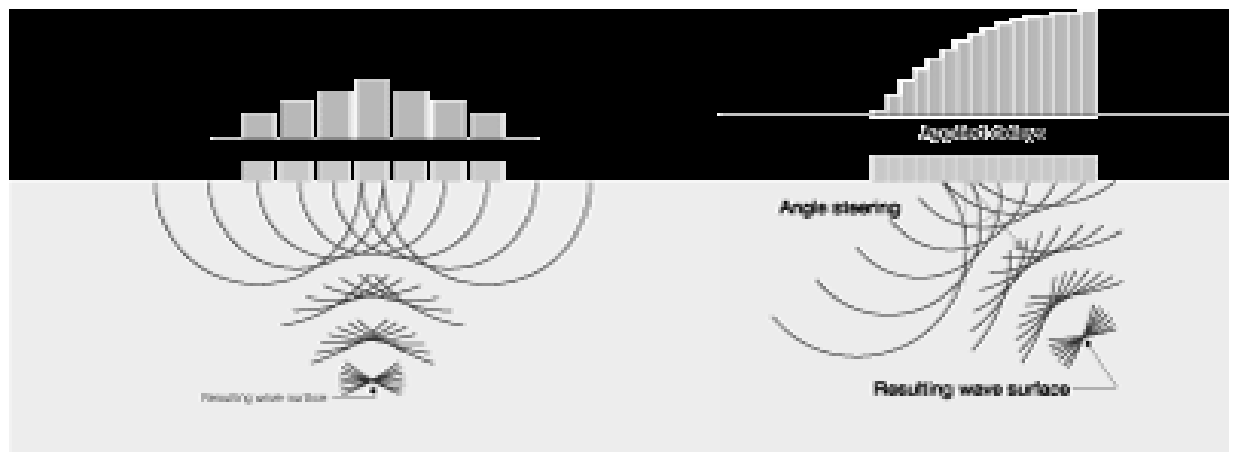
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Focalisation & Direction

Mécanique:
lentille ou sonde concave



Électronique:
Matrice d'éléments
PZT pour générer
un faisceau large et
focalisé.



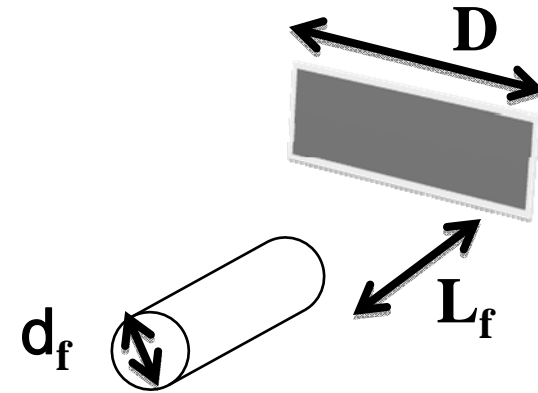
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Focalisation

- Limite de focalisation :

- $d_f \approx \lambda \times f_{\#}$

- $f_{\#} = L_f / D$ (spécifique à la lentille)



⇒ focus meilleur à haute fréquence et grande ouverture D .

⇒ Ouverture D variable nécessaire pour acquisitions à différentes profondeurs.

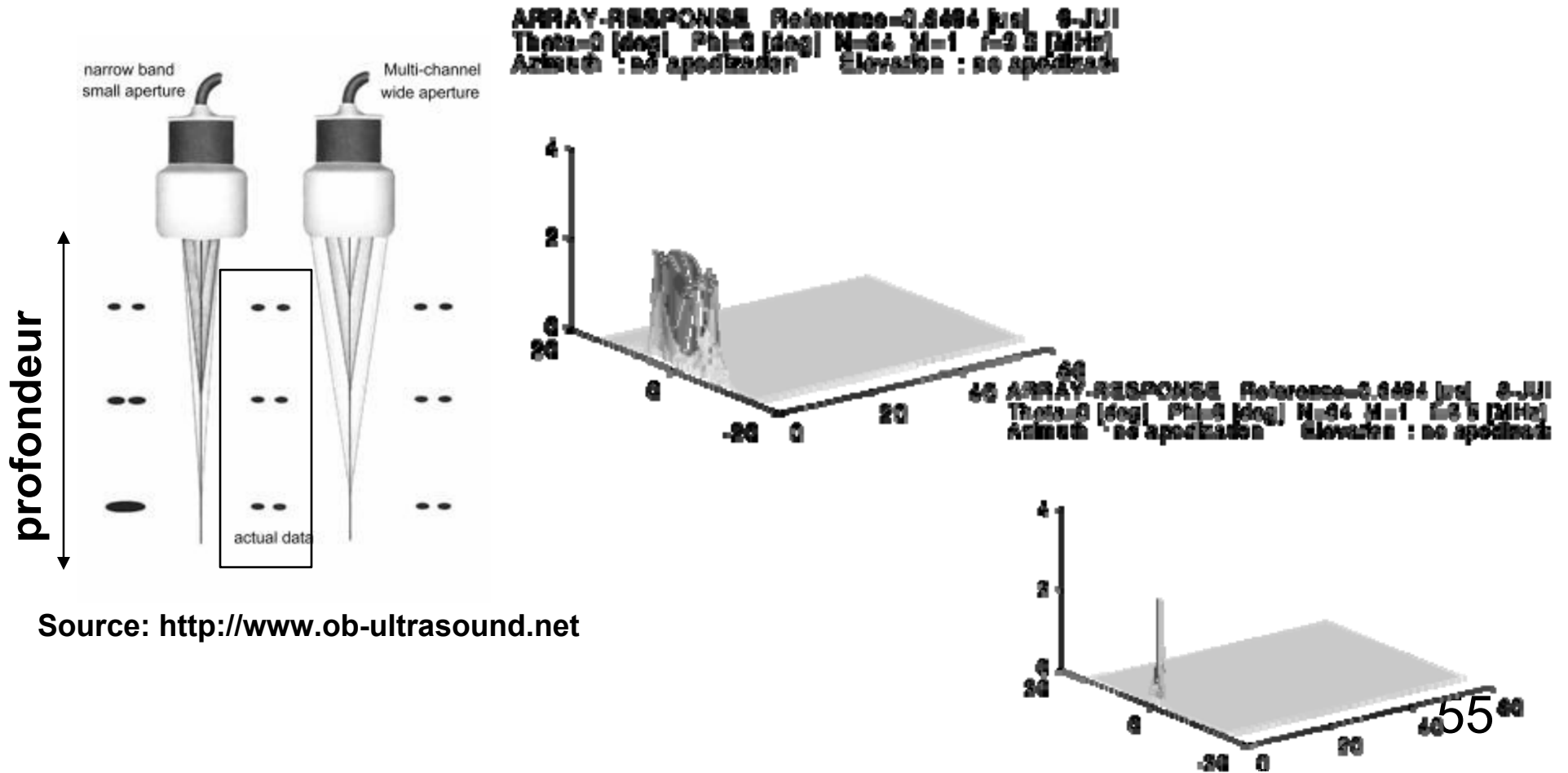
- Courbure de la sonde \Leftrightarrow temps de delai

↑ ⇒ focus plus proche de la sonde & plus étroit. 54

Sonde Ultrasonore

Résolution Spatiale du Signal

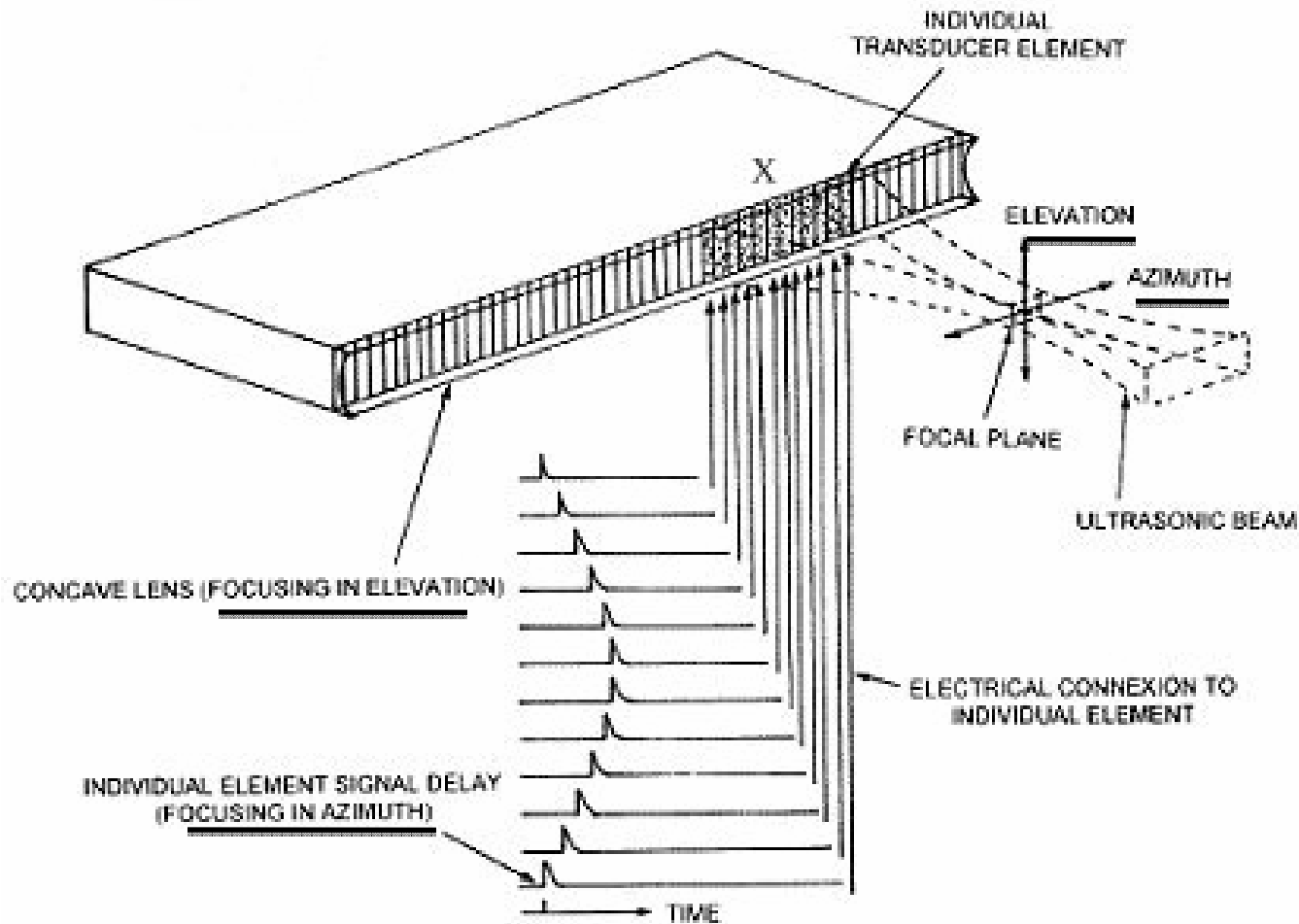
Résolution Latérale: $\lambda \times f_{\#}$



Sonde Ultrasonore

Résolution Spatiale du Signal

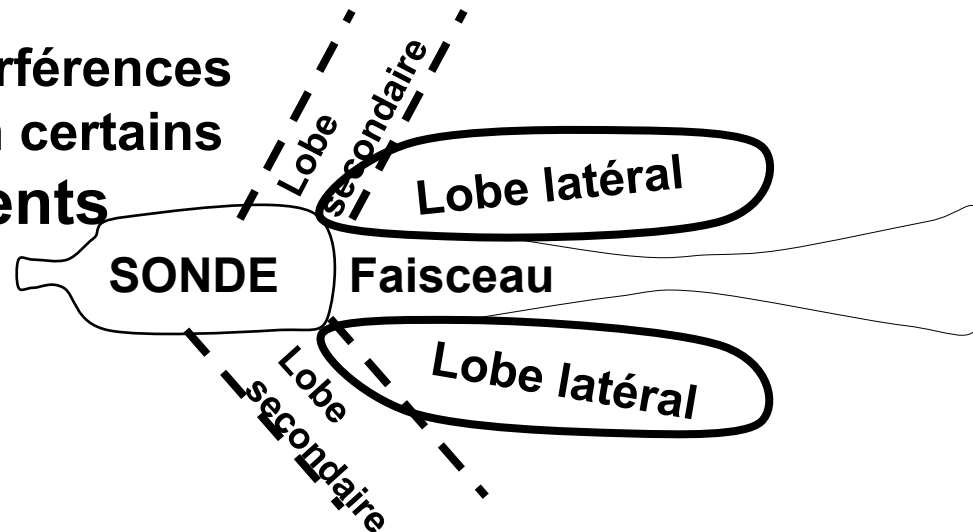
Source: Ultrasonic Imaging of the Human Body. PNT Wells.
Rep. Prog. Phys. 62 (1999) 671.



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Artéfacts du faisceau

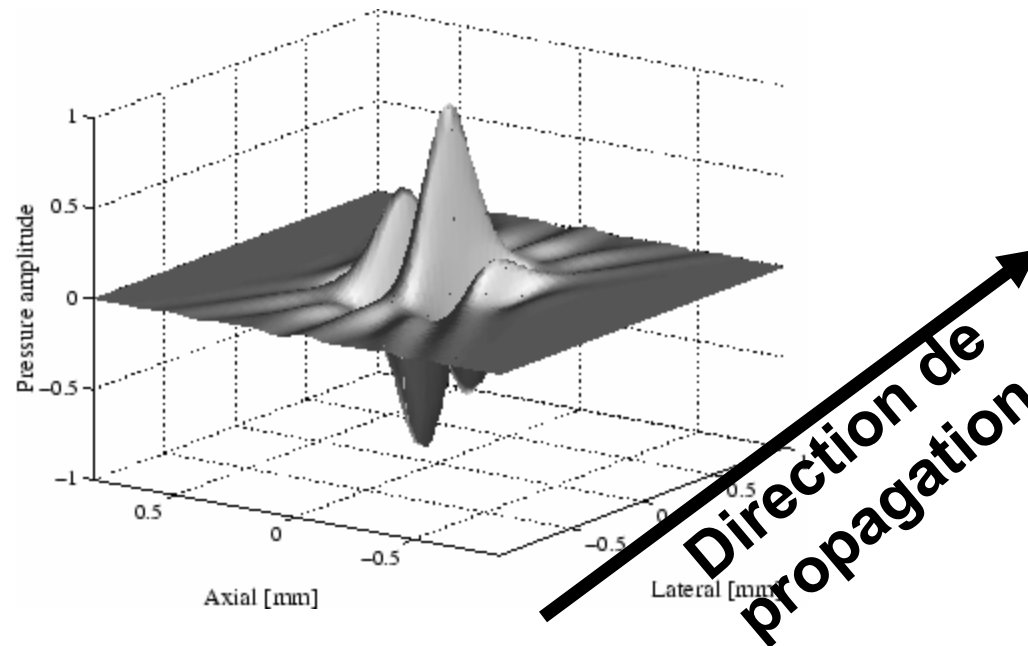
Phénomènes d'interférences constructives selon certains angles entre éléments adjacents.



- Lobes latéraux: créés par les vibrations latérales des éléments piézo-électriques. Correction par: (1) éléments PZT de petite taille, (2) amplitude des excitations latérales diminuées.
- Lobes secondaires (grating lobes): Émission d'énergie très en dehors du faisceau. Génère des objets excentrés d'apparence très réfléchives dans l'image. Correction par pulsations courtes.

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Artéfacts du faisceau

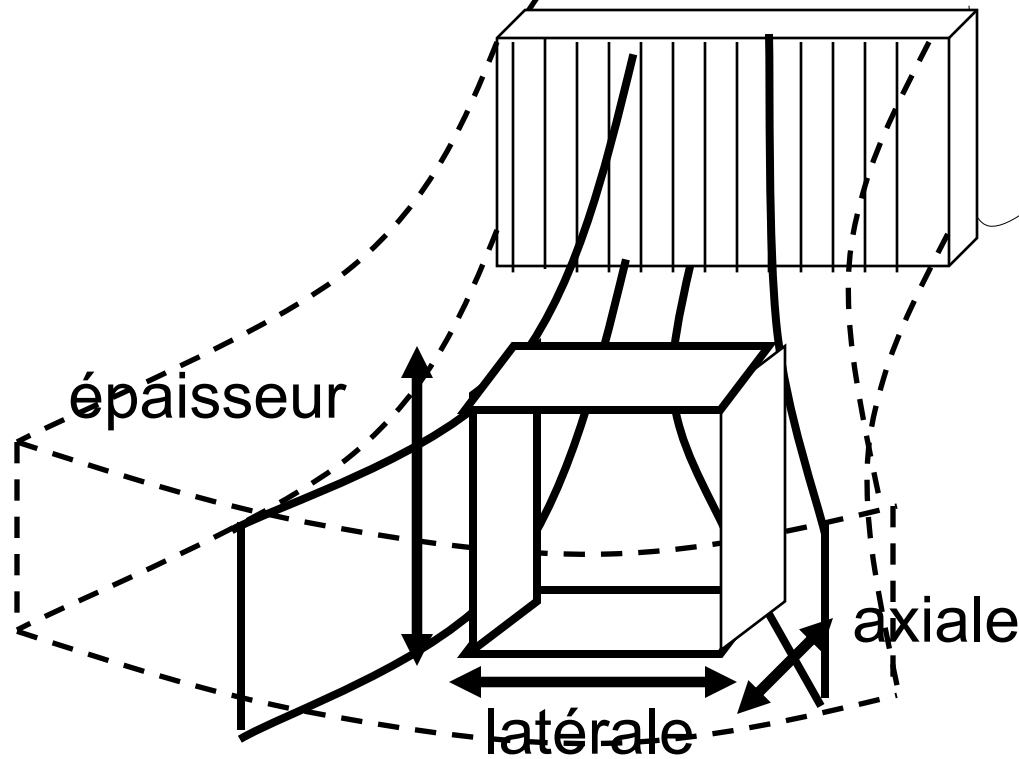


The acoustic pulse from a typical array (7.5 MHz, 60% bandwidth, 128 elements of width equal to the wavelength), shown at the acoustic focus. The pulse is displayed as a map of pressure amplitude and is traveling in the positive direction along axial dimension.

Sonde Ultrasonore

Résolution Spatiale du Signal

- Contrainte par le volume de la pulsation acoustique



Sonde Ultrasonore

Résolution Spatiale du Signal

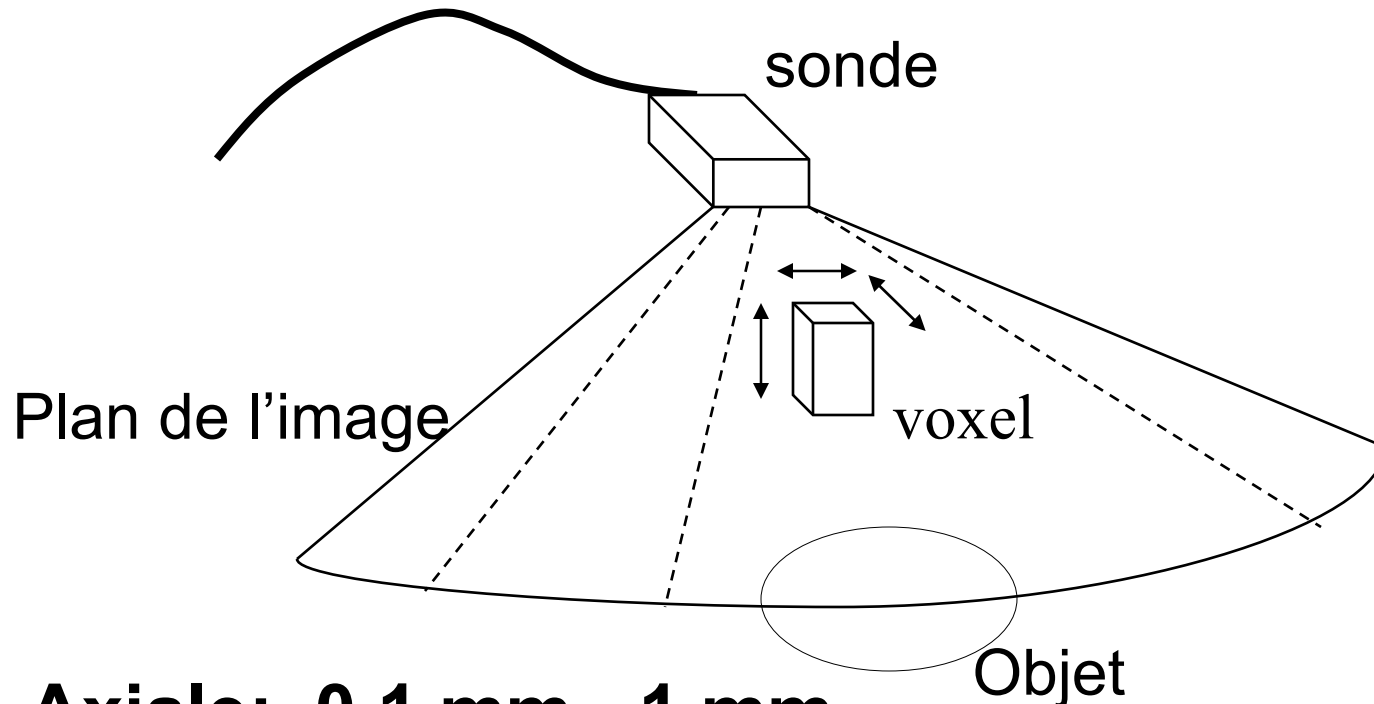
- **Axiale** = $\frac{1}{2}$ longueur de pulse. La longueur de pulse est égale à la longueur d'onde fois le nombre de cycles par pulse ($\sim .9\text{mm}$). Améliorée par (1) + haute fréquence (2) Atténuation (damping)

- **Latérale** = Diamètre du faisceau (fonction du diamètre de la sonde et variable en profondeur). Optimale à la transition entre champs lointain et proche. ($\sim 2\text{-}5\text{ mm}$). Améliorée par l'utilisation d'une lentille de focalisation

- **Épaisseur** = Épaisseur du faisceau (fonction de l'épaisseur de la sonde) ($\sim 2\text{-}12\text{ mm}$). Améliorée par l'utilisation d'une lentille de focalisation.

Sonde Ultrasonore

Résolution Spatiale des Images

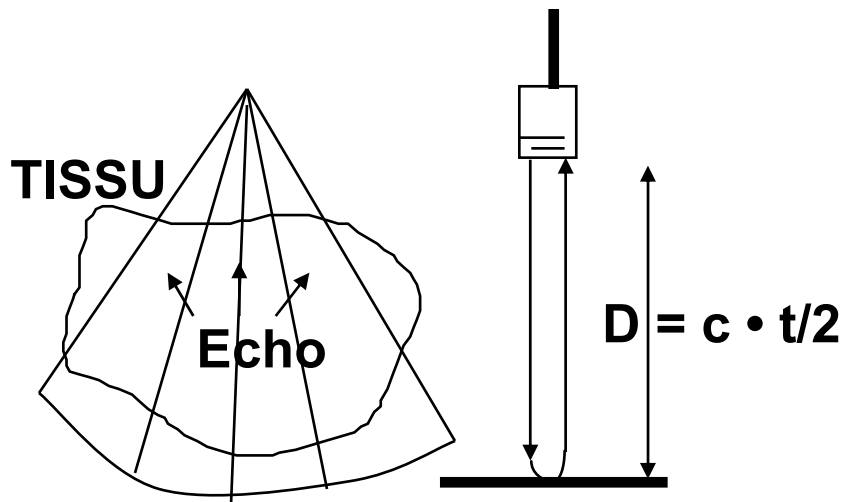


- **Axiale: 0.1 mm - 1 mm**
- **Latérale: 1 mm - 5 mm**
- **Épaisseur: 2 mm - 12 mm**

Sonde Ultrasonore

Résolution Temporelle des Images

- Profondeur de Champs: D
- Vitesse du son: c
- N lignes acoustiques par image



- Intervalle de temps minimal T_{ligne} par ligne acoustique:

$$T_{ligne} = 2D/c$$

- Intervalle de temps pour former une image: T_{image}

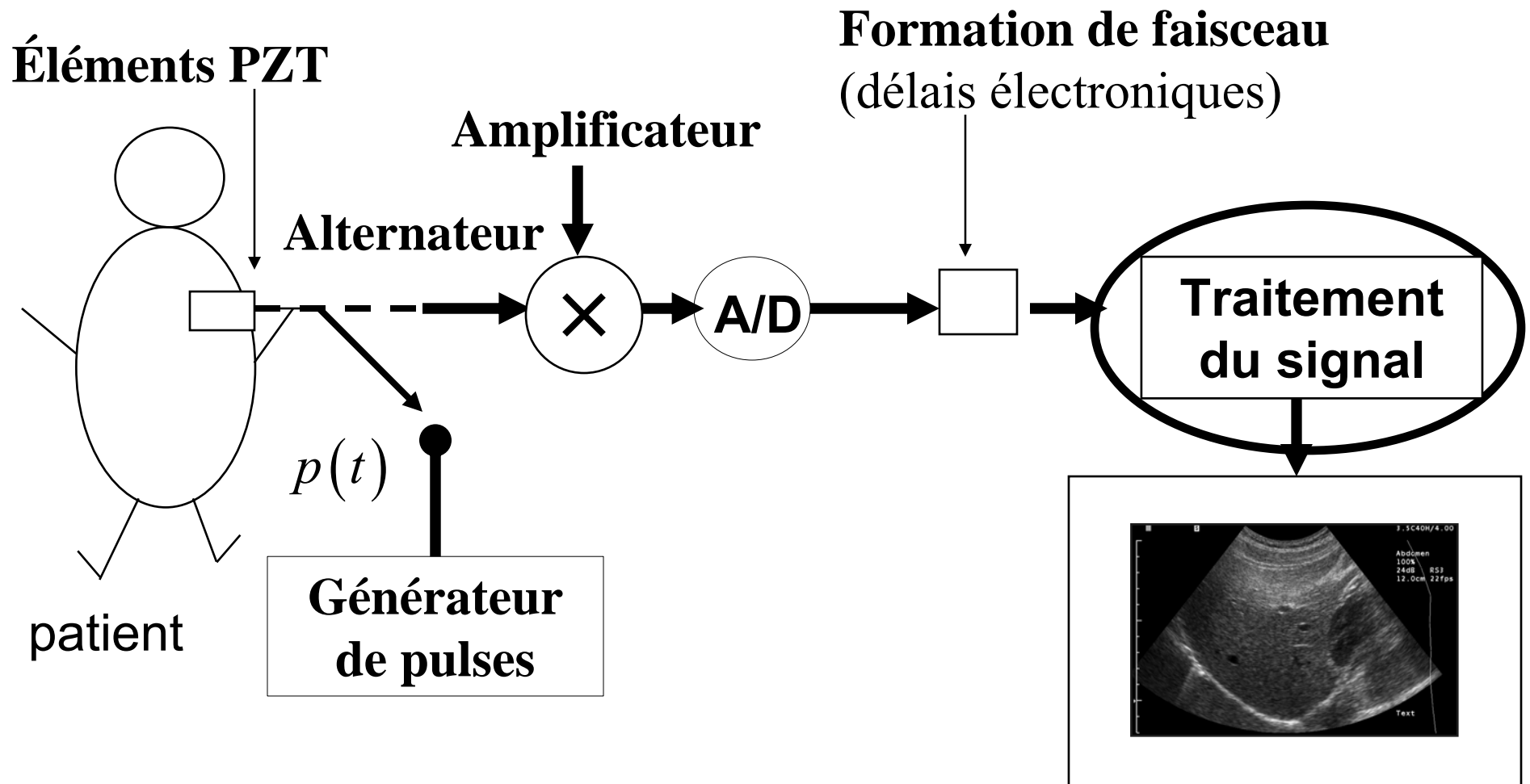
$$T_{image} = N T_{ligne} = 2ND/c$$

- Débit d'image maximum FR_{max} :

$$FR_{max} = 1/ T_{image} \quad (\text{typique } \sim 20/s)$$

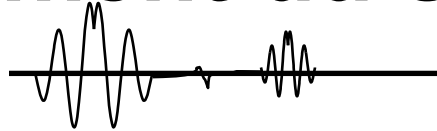
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Principe d'acquisition

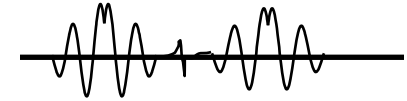


Modes d'Imagerie Ultrasonore

Traitement du signal



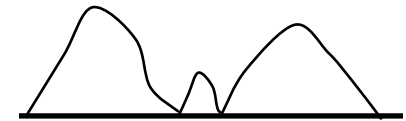
1. Compensation de gain dans le temps (TGC). Gain à ajuster en fonction de la profondeur pour compenser les atténuations.



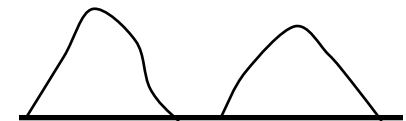
2. Compression de la gamme dynamique de valeurs pour s'adapter à la gamme des moniteurs vidéos et des films. Réduction de ~ 20 dB via compression logarithmique pour amplifier les petites valeurs et diminuer les grandes valeurs.



3. Rectification, Démodulation, Détection d'enveloppe.

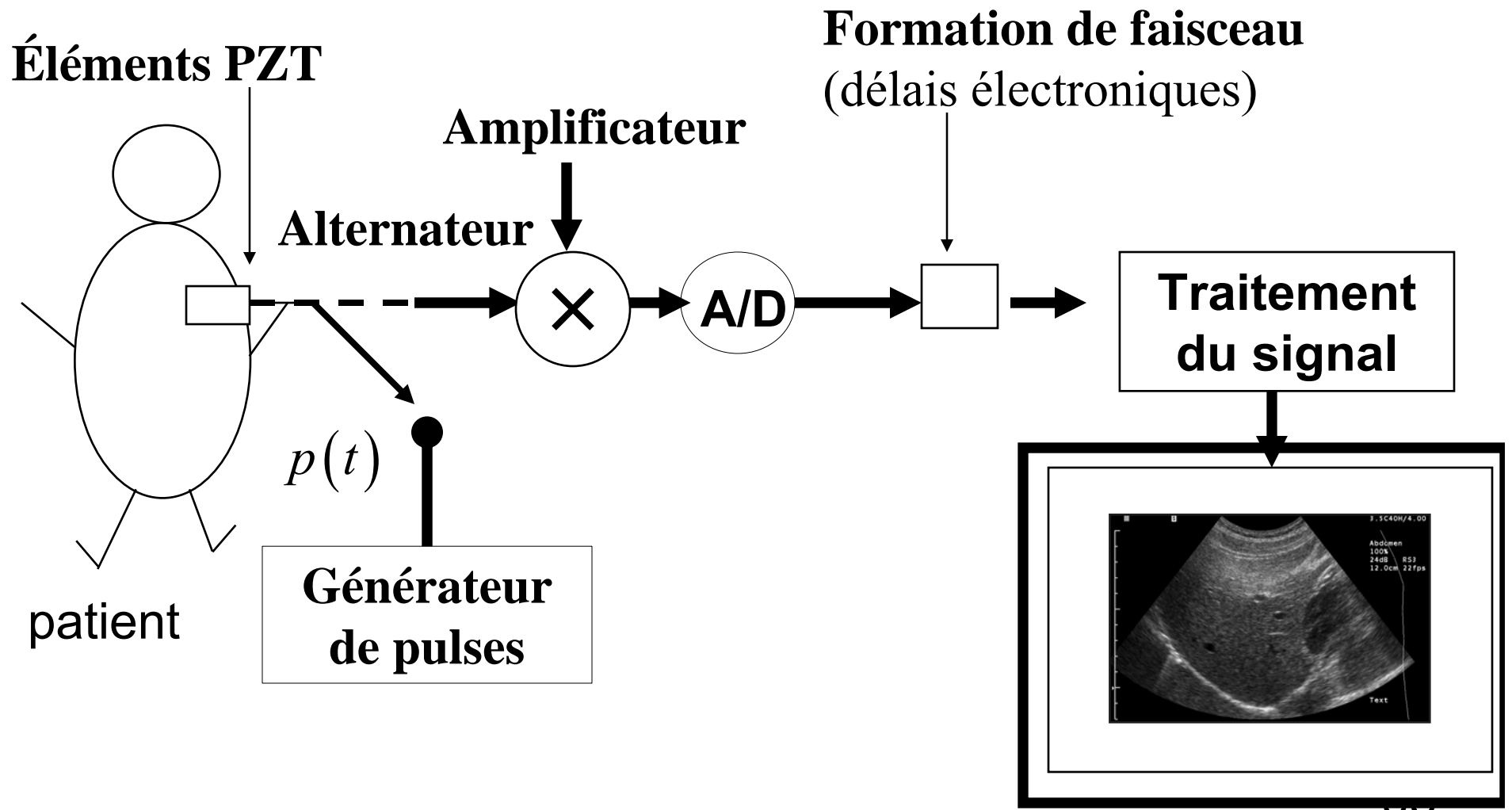


3. Seuillage pour éliminer le bruit électronique et les speckles.



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Principe d'acquisition



Modes d'Imagerie Ultrasonore

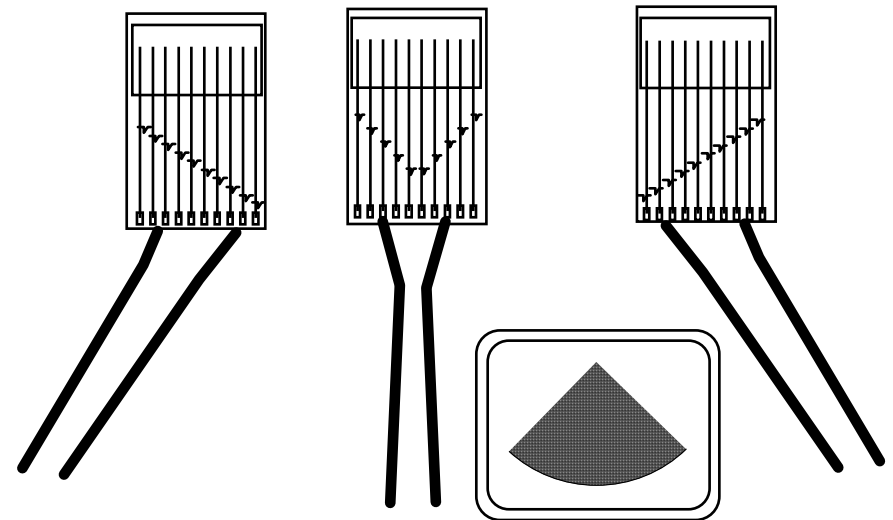
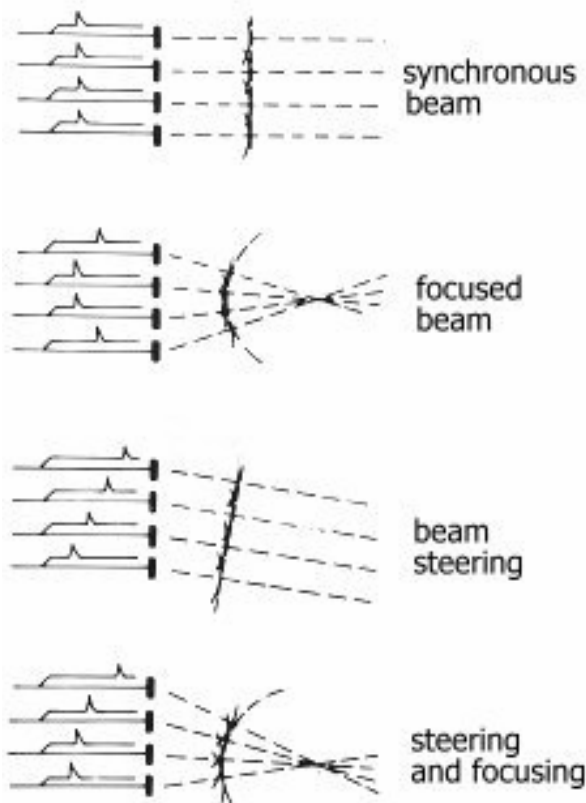
Formation de l'image

Formation de l'image par Éléments déphasés

(Phased Array):

Décalage temporel entre les éléments
PZT pour diriger le faisceau.

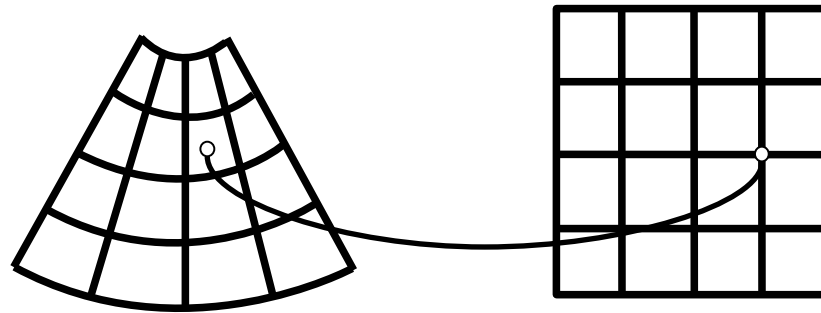
Source: <http://www.ob-ultrasound.net>



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Formation de l'image

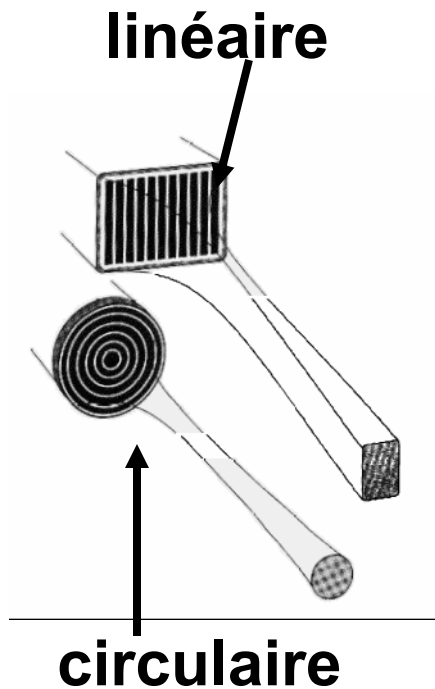
- Conversion de géométrie du faisceau (sphérique) en géométrie de représentation (cartésienne).



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Formation de l'image

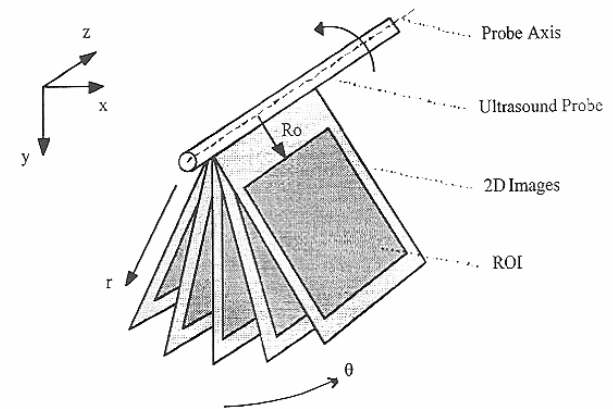
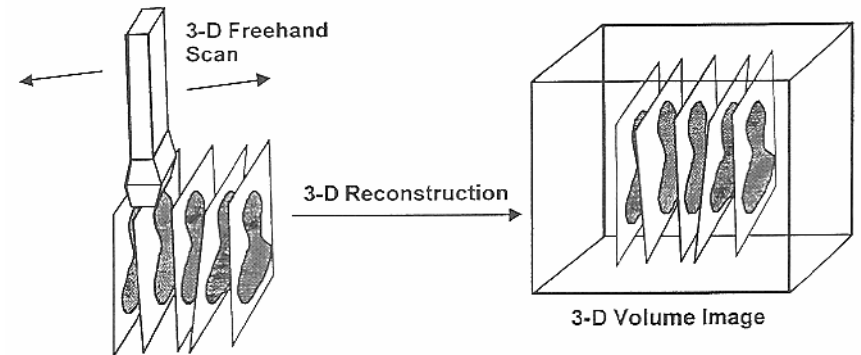
Sondes 2D



curvilinéaire



Sondes 3D



Modes d'Imagerie Ultrasonore

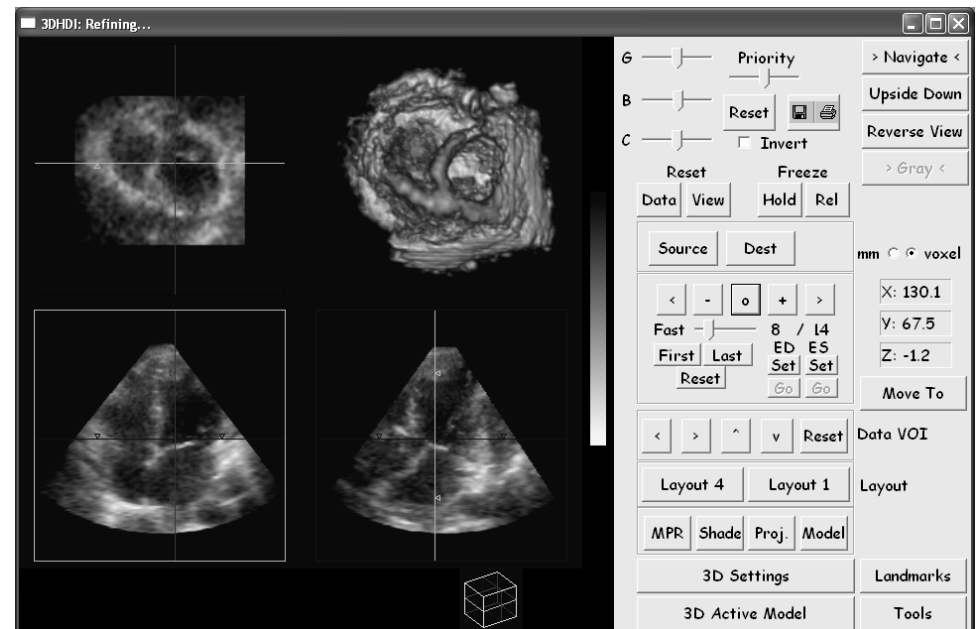
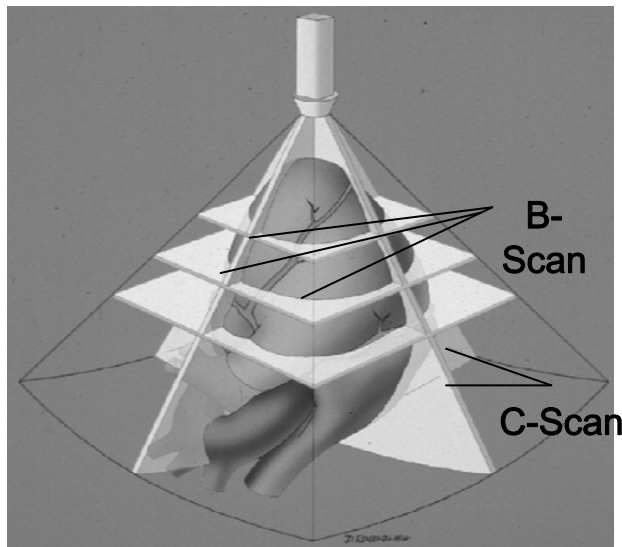
Formation de l'image

Sondes 3D temps-réel

Grille 2D de PZT déphasés
(matrix phased array)

- Machine RT3D de Volumetrics (Duke University 1990).

- Machine SONOS7500 (Live3D) de Philips Medical Systems (2002).



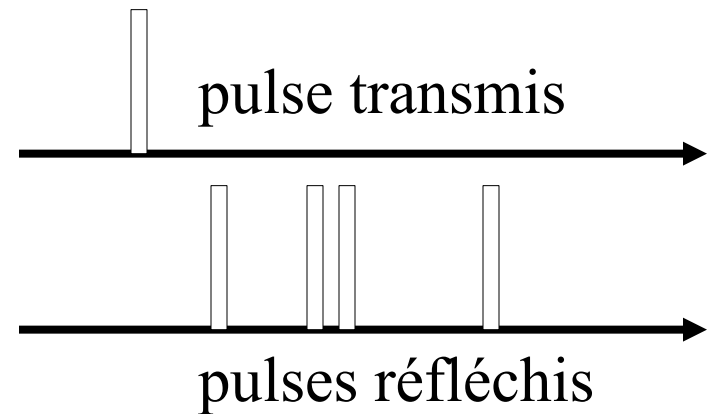
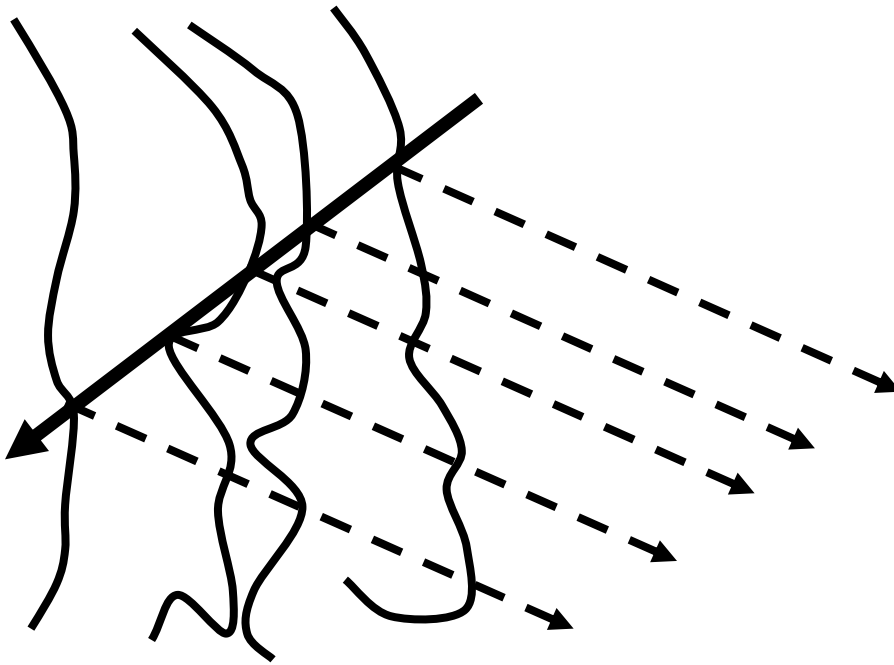
Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
Propagation des ondes,
Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
Sonde Ultrasonore
- **Modes d'Imagerie Ultrasonore**
A-Mode, B-Mode, M-Mode,
Imagerie de flux doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

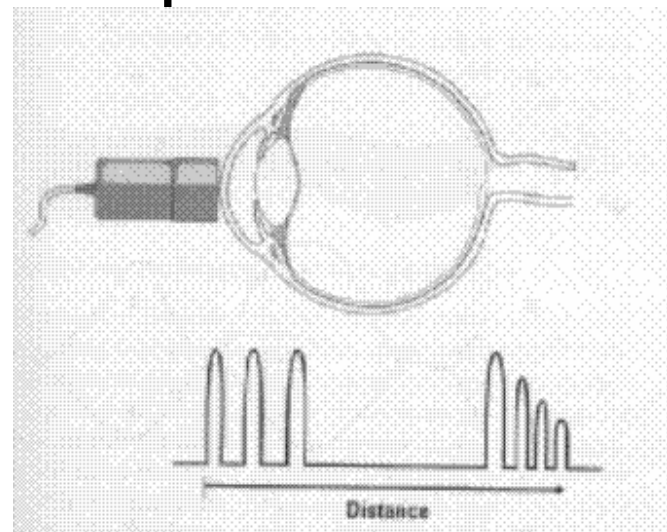
Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode A: Mode scan en amplitude

Interfaces des tissus



Exemple: Examen de l'oeil

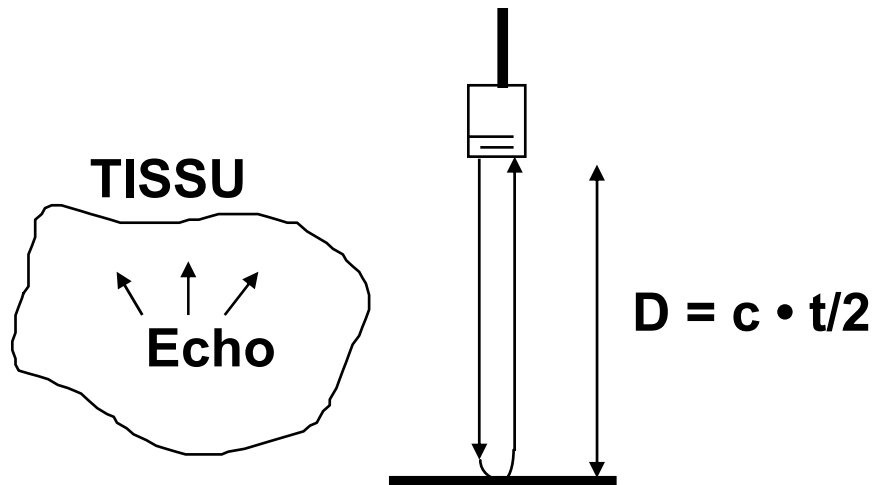


Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode A: Mode scan en amplitude

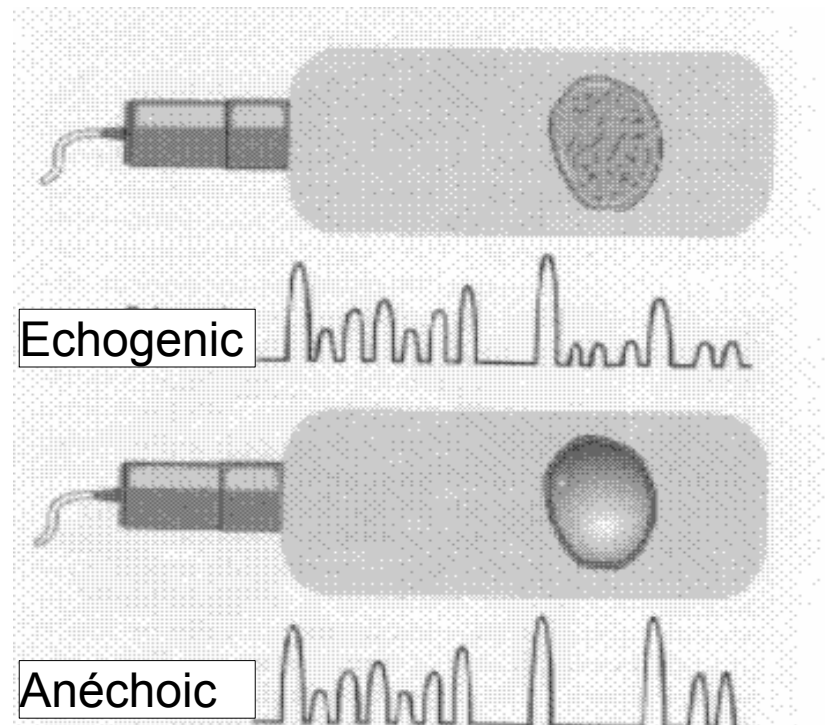
Informations sur:

- Distance entre l'objet et la sonde.
- Amplitude relative des échos.
- Type de structure: échogénic ou anéchoïc.



c = vitesse du son.

t = intervalle de temps entre l'émission du pulse et la réception de l'écho réfléchi.



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode A: Mode scan en amplitude

Avantages

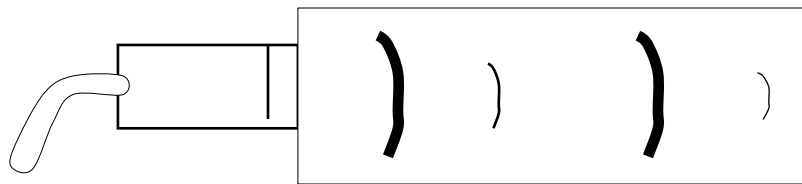
- Mesures précises de la dimension des objets.
- Acquisition facile à générer et peu coûteuse.

Inconvénients

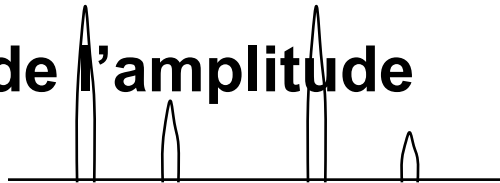
- Information unidimensionnelle (fonction de la distance entre l'objet et la sonde).
- Pas d'enregistrement du mouvement.

Modes d'Imagerie Ultrasonore

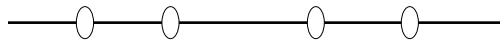
Mode B: Mode scan en intensité



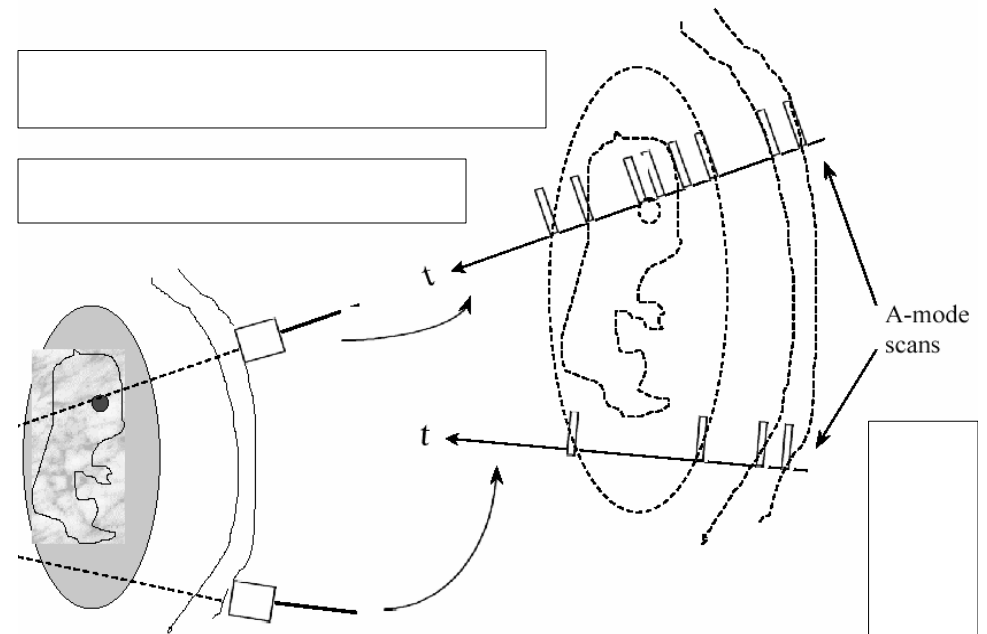
Mode A:
Affichage de l'amplitude



Mode B: (Brightness)
Affichage de l'intensité
en niveaux de gris

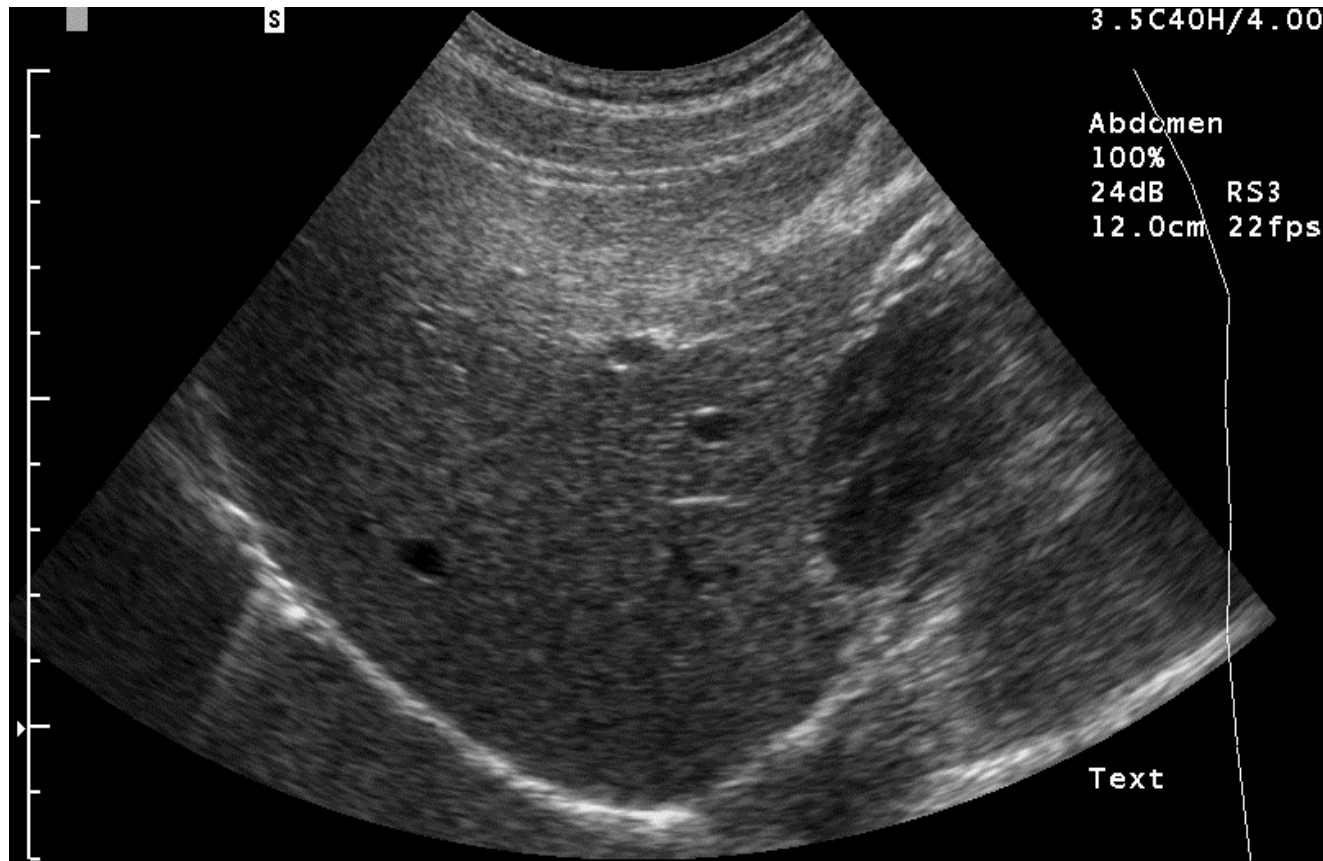


**Exemple: Examen
du fœtus**



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode B: Mode scan en intensité



Source: www.gehealthcare.com/

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode B: Mode scan en intensité

- Qualité d'Image



1985



1990



1995

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode B: Mode scan en intensité

Avantages

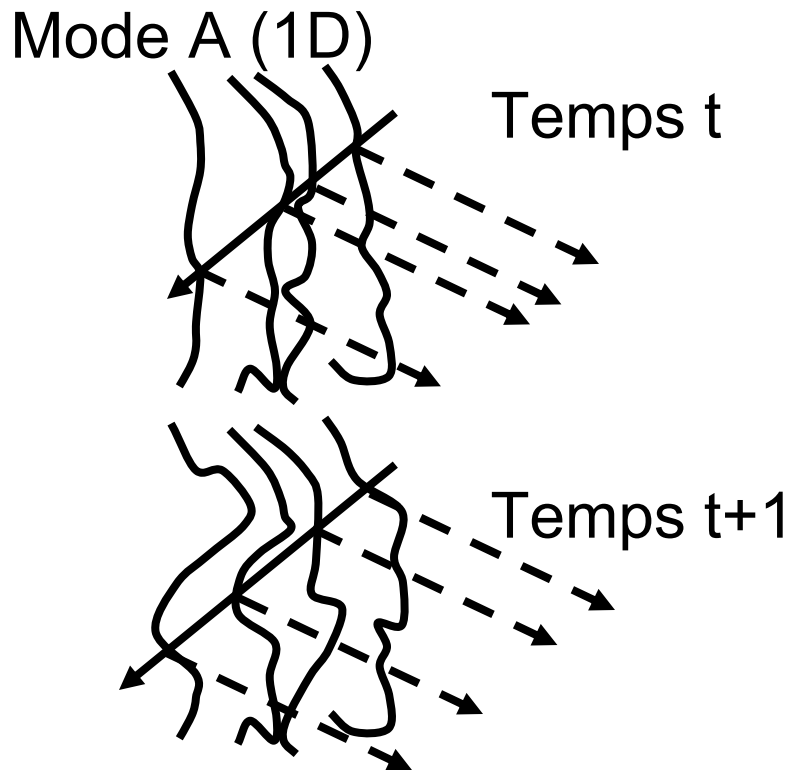
- Visualisation de coupes anatomiques.
- Visualisation du mouvement en 2D.

Inconvénients

- Résolution temporelle limitée par le débit d'images (autour de 20-30/s).
- Système coûteux, et complexe à fabriquer.

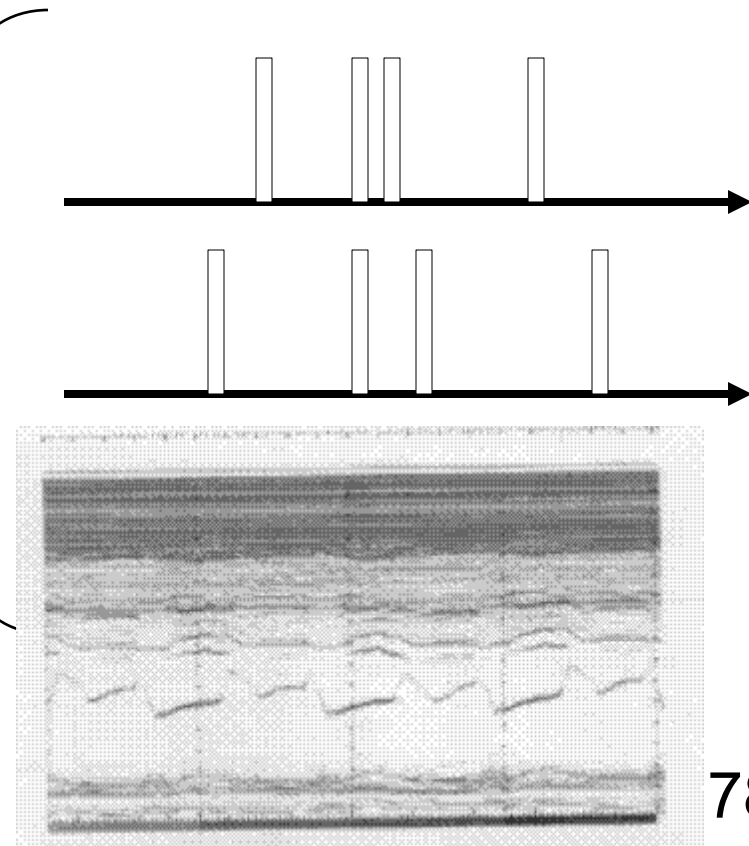
Modes d'Imagerie Ultrasonore

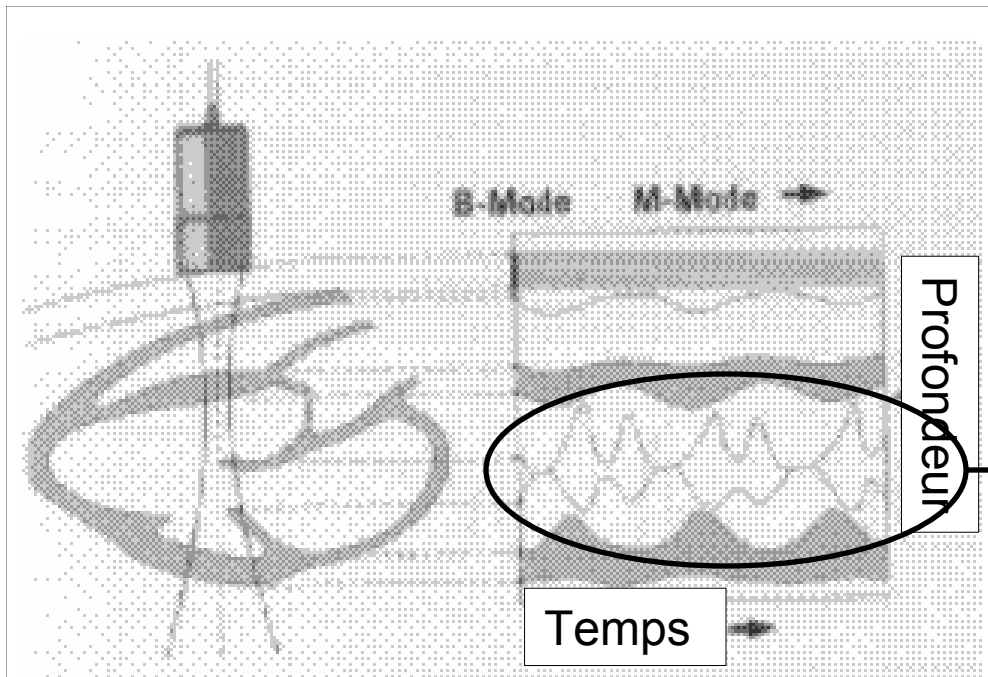
Mode M: Mode B + Temps (Motion)



Mouvement axial dans le plan de la sonde.

Pulses réfléchis

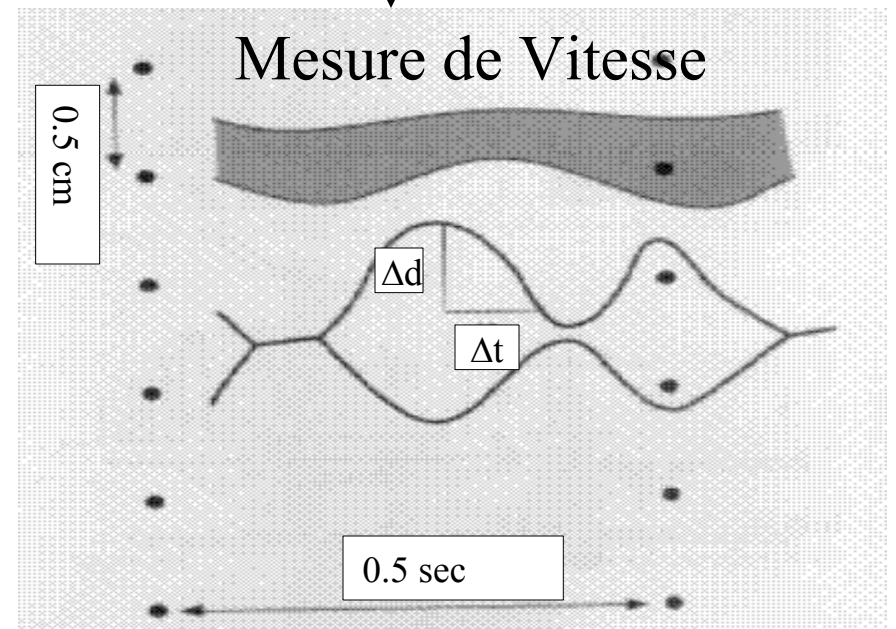
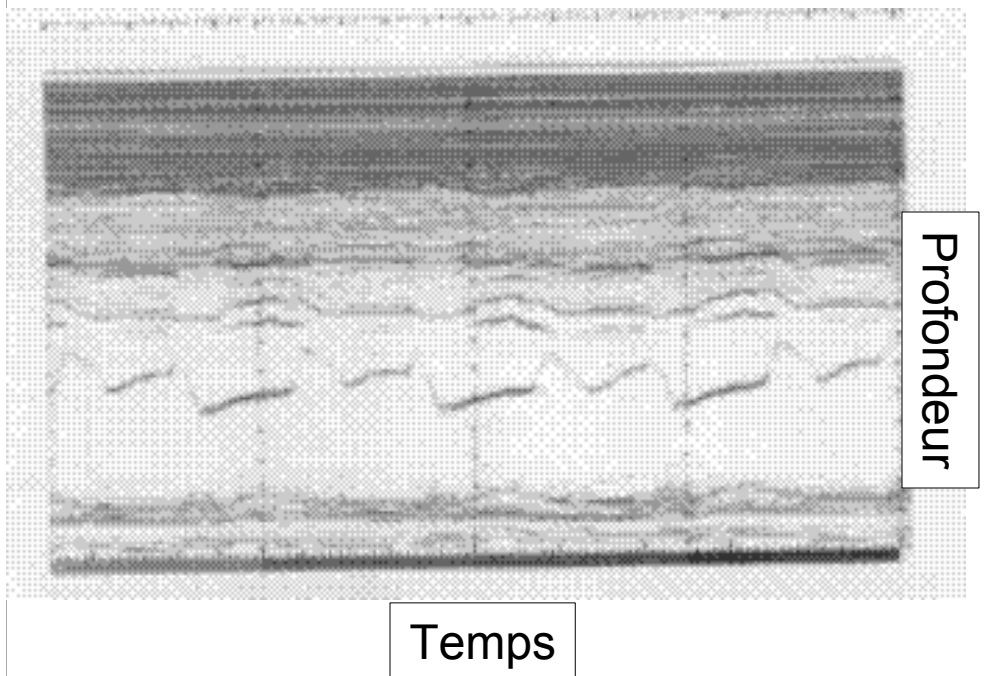




Mode M

Exemple: Examen des valves cardiaques

Mouvement des valves

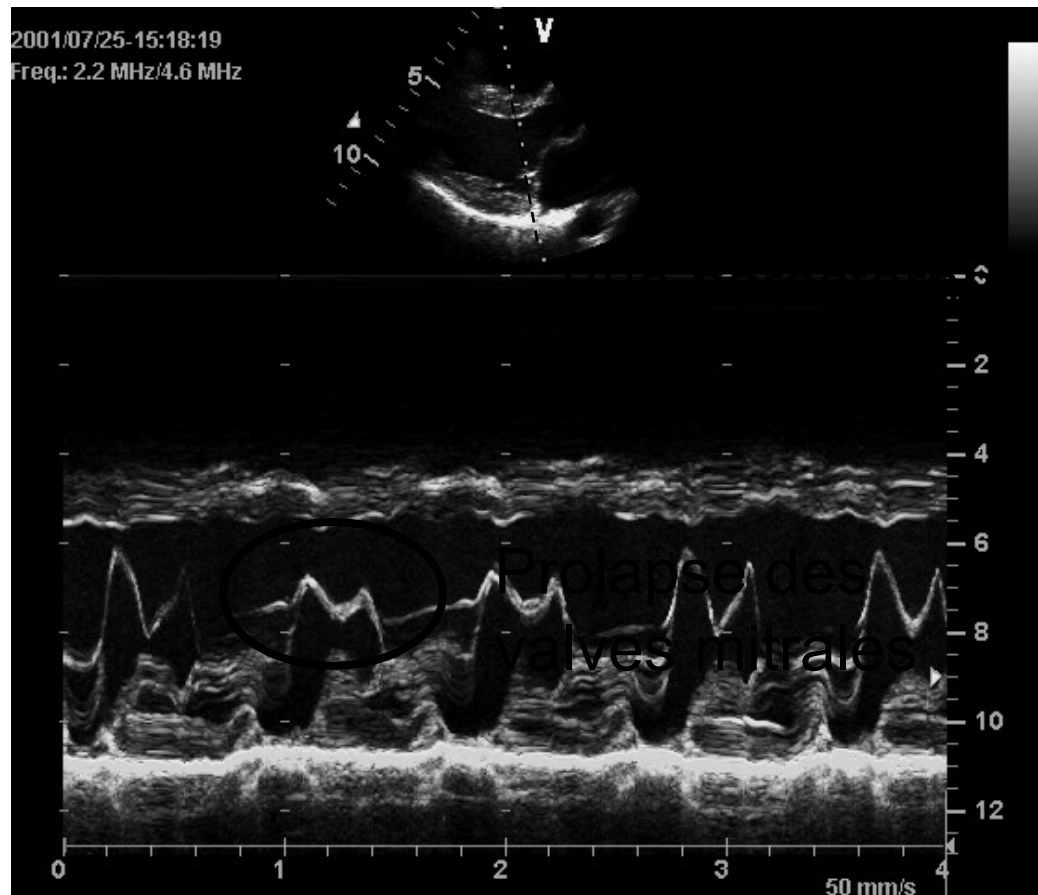


Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode M

Exemple: Examen des valves cardiaques

Tracé échocardiographique pour diagnostique sur les valves.



Modes d'Imagerie Ultrasonore

Mode M

Avantages

1. Résolution temporelle excellente.
2. Information précise sur le mouvement des réflecteurs.
3. Information précise sur la dimension des structures.
4. Technique simple à mettre en place.

Inconvénients

- Unidimensionnel (distance mesurée dans l'axe de la sonde).
 - Pas de visualisation en coupe.
- => Les technologies récentes telles que le Doppler et l'imagerie couleur de flux ont relégué le mode M à une place moins importante en échocardiographie.

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Imagerie Harmonique

- Propagation des ondes dans le corps: effets non linéaires modifient l'onde sonore.
- Des fréquences harmoniques apparaissent dans le spectre de l'onde.
 - Harmoniques faibles dans le champ proche.
 - Énergie des harmoniques proportionnelle au carré de l'énergie à la fréquence fondamentale.
 - Side lobes génèrent peu d'énergie dans les harmoniques.Sélection des harmoniques générera une image moins bruitée.
- Contraintes:
 - Linéarité parfaite du faisceau ultrasonore.
 - Grande sensibilité et dynamique de valeurs dans plages de signal faible. Filtre sélectif et rapide à la réception.
 - Applications: patients obèses, agents de contraste.

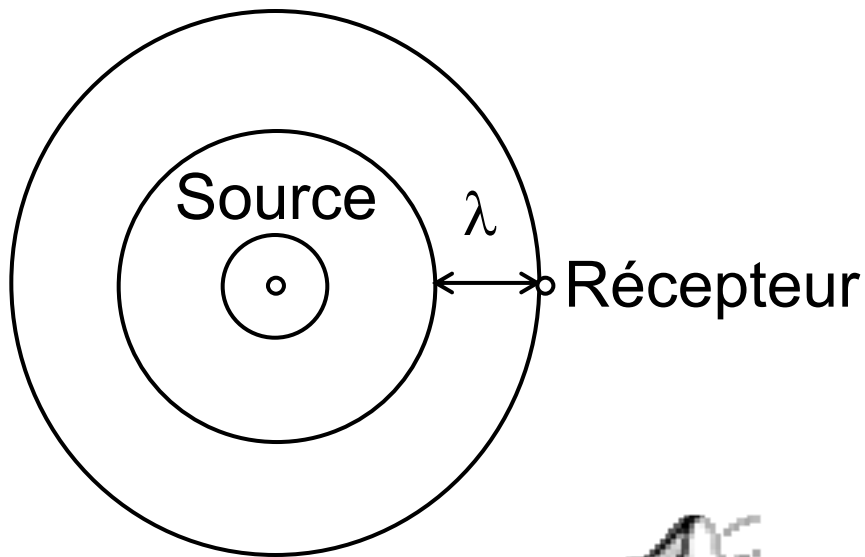
Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 - Sonde Ultrasonore
- **Modes d'imagerie ultrasonore**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode
 - Imagerie de flux Doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Effet Doppler

Changement de la fréquence observée d'une onde sonore quand la source ou le récepteur est en mouvement par rapport à l'autre.



$$f_s = f_r \text{ et } \lambda_s = \lambda_r$$

(f_s, λ_s) = fréquence et longueur d'onde de la source.

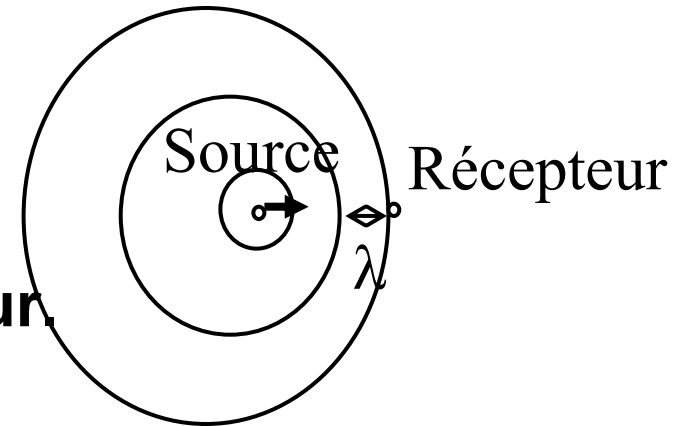
(f_r, λ_r) = fréquence et longueur d'onde reçues.

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Effet Doppler

Configuration de Mouvement:

- Récepteur stationnaire.
- Source en mouvement vers le récepteur.



La longueur d'onde λ_r du bruit entendu est raccourcie:

$$\lambda_r = \lambda_s - \Delta\lambda$$

avec λ_s la longueur d'onde de la source, et $\Delta\lambda$ la distance parcourue par la source en une période .

Soit pour une vitesse de la source V_s :

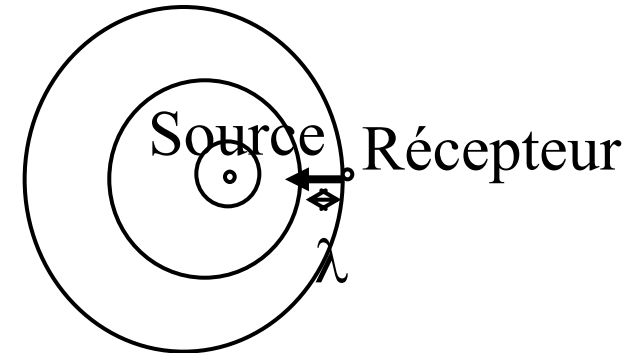
$$\Delta\lambda = V_s / f_s$$

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Effet Doppler

Configuration de Mouvement:

- Source stationnaire.
- Récepteur en mouvement vers la source.



La longueur d'onde λ_r du bruit entendu est raccourcie:

$$\lambda_r = \lambda_s - \Delta\lambda$$

avec λ_s la longueur d'onde de la source, et $\Delta\lambda$ la distance parcourue par le récepteur en une période .

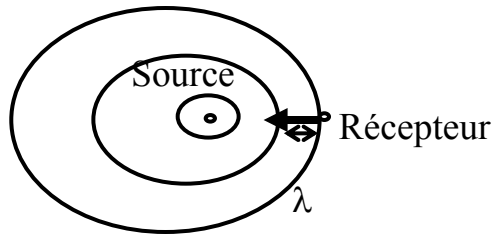
Soit pour une vitesse du récepteur V_r :

$$\Delta\lambda = V_r / f_r$$

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Effet Doppler

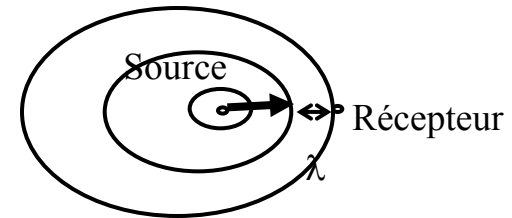
- Source stationnaire.
- Récepteur en mouvement.



Approche $f_r = f_0 \left(\frac{(c + V_r)}{c} \right)$

Éloignement $f_r = f_0 \left(\frac{(c - V_r)}{c} \right)$

- Récepteur stationnaire.
- Source en mouvement.

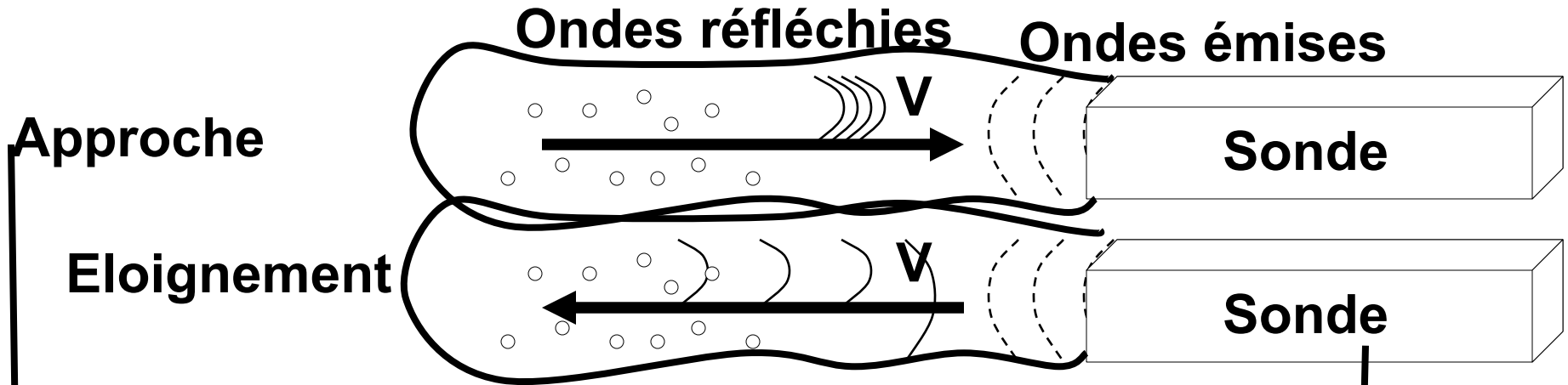


Approche $f_r = f_0 \left(\frac{c}{(c - V_s)} \right)$

Éloignement $f_r = f_0 \left(\frac{c}{(c + V_s)} \right)$

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Effet Doppler en médical



Visualisation de globules rouges dans les vaisseaux (artères ou veines) combine les 2 effets: récepteur puis source en approche ou éloignement:

$$f_r = f_0 \left(\frac{c+V}{c-V} \right)$$

$$\Delta f = f_r - f_0 = \left(\frac{2V}{c-V} \right) f_0$$

$$c \gg V$$

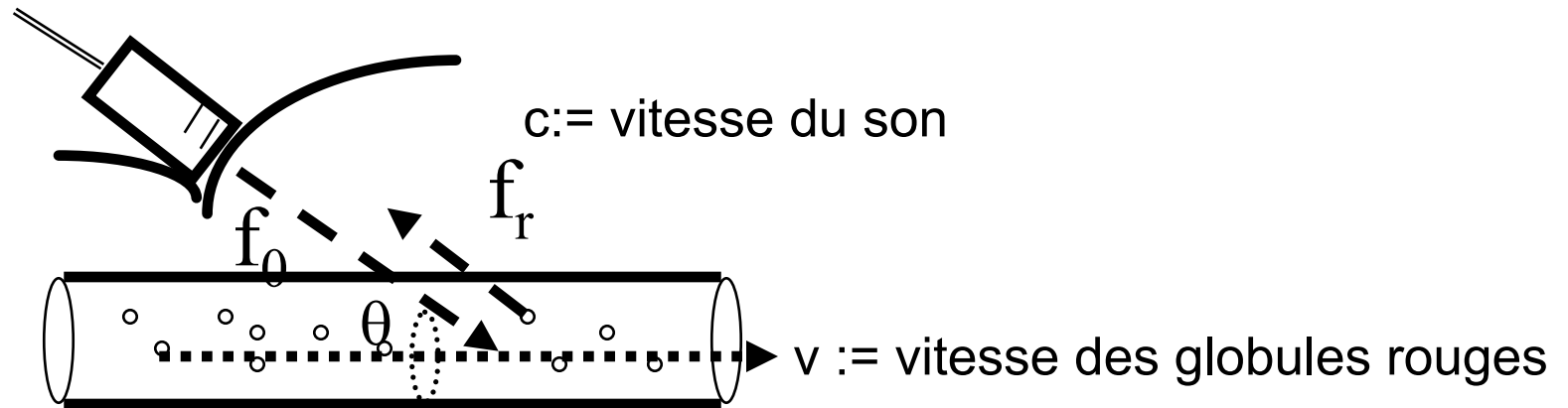
$$|\Delta f| = \frac{2V}{c} f_0$$

$$f_r = f_0 \left(\frac{c-V}{c+V} \right)$$

$$\Delta f = f_r - f_0 = \left(\frac{-2V}{c+V} \right) f_0$$

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Effet Doppler en médical



- Possibilité de mesurer indirectement la vitesse V du sang dans le vaisseau.
- Ajustement de la mesure de la vitesse suivant l'orientation du vaisseau:

$$|\Delta f| = \frac{2V \cos(\theta)}{c} f_0 \quad \Rightarrow \quad V = \frac{c |\Delta f|}{2 f_0 \cos(\theta)}$$

Angles utilisés en pratique:

problèmes $30^\circ < \theta < 60^\circ$
de réfraction

$|\Delta f|$
trop petit

Exemple d'effet Doppler en médical

- Doppler continu
 - Doppler par pulsation: Doppler Spectral
- ⇒ **Mesures d'indices spectraux**

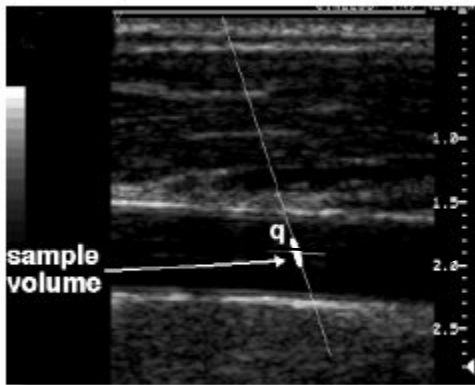


Figure 1

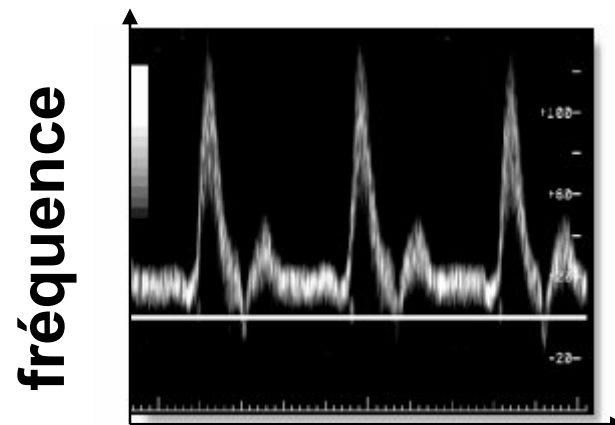


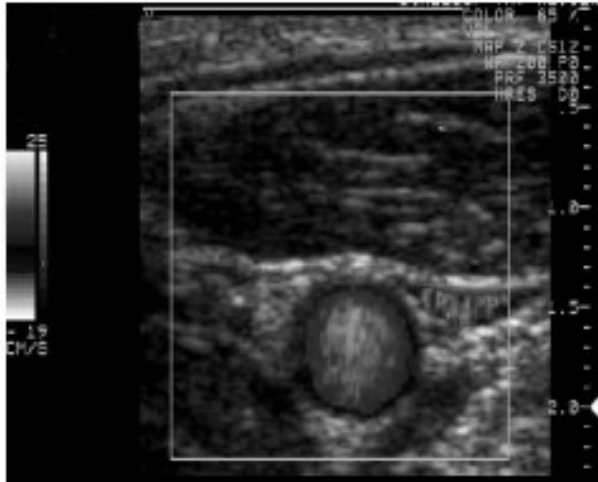
Figure 2

**Spectre de
Fourier**

temps

Exemple d'effet Doppler en médical

- Doppler couleur



Artère et veine ombilicales

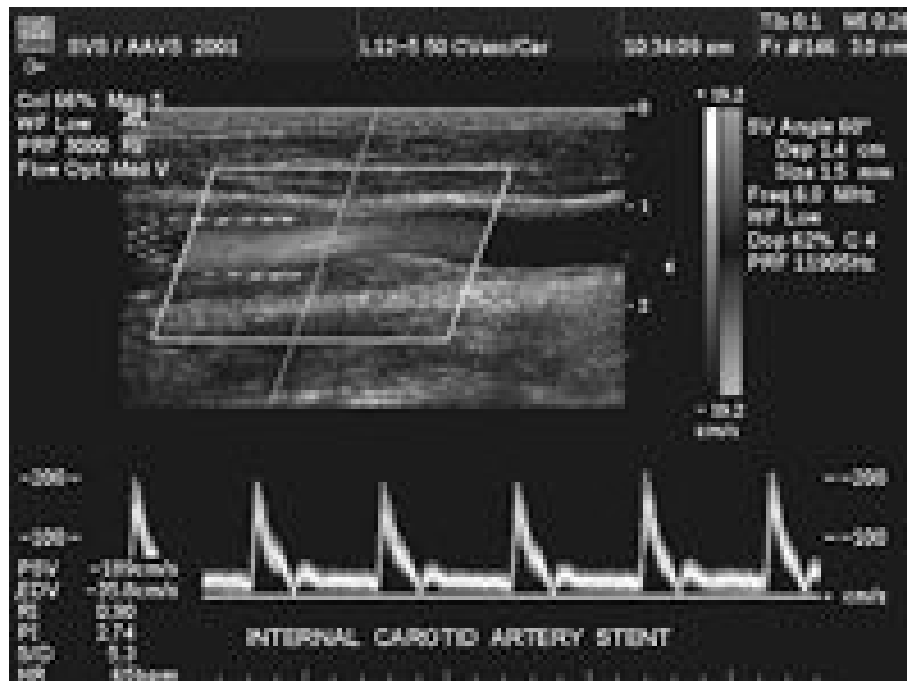


Source: www.gehealthcare.com

Modes d'Imagerie Ultrasonore

Exemple d'effet Doppler en médical

- Exemple de Doppler en Medical



2 modes: continu (mesure de l'effet Doppler) ou pulsés (mesure de changement de phase).

Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 Propagation des ondes,
 Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 Sonde Ultrasonore
- **Modes d'imagerie ultrason**
 A-Mode, B-Mode, M-Mode
 Imagerie de flux Doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

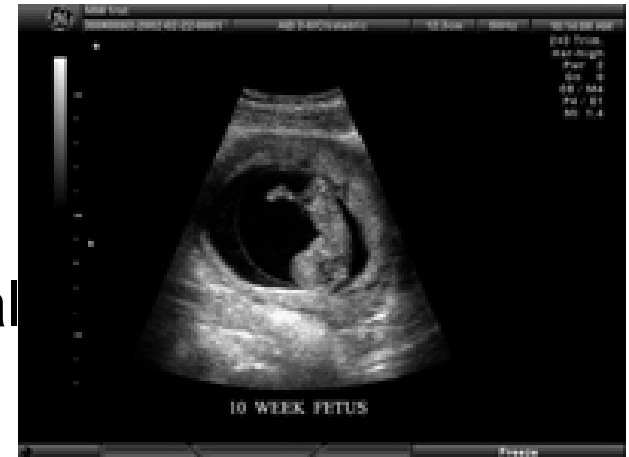
Applications Cliniques



Applications Cliniques

Obstétrique

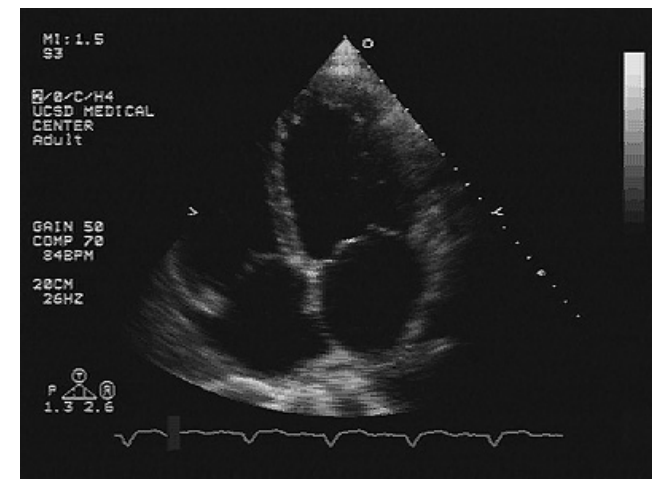
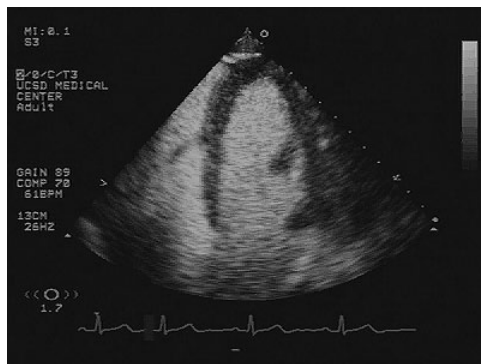
- Établir la présence et le nombre de fœtus.
- Déterminer la position du placenta.
- Déterminer l'âge fœtal.
- Vérifier le développement.
- Détecter des malformations congénitales.
- Déterminer la position du fœtus.



Applications Cliniques

Echocardiographie

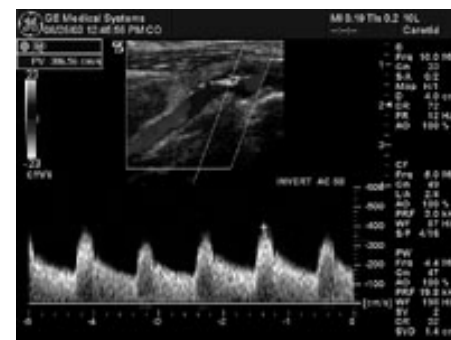
- Maladies des valves
- Fonction cardiaque (efficacité de pompage)
- Diagnostique de murmure
- Diagnostique et suivi de maladie congénitales
- Caillots sanguins dans les chambres cardiaques.



Applications Cliniques

Vasculaire

- Évaluation des blocages dus à des caillots dans les veines ou des plaques dans les artères.
- Évaluation et simulation pour intervention d'angioplastie (pontage, implant) sur l'artère rénale par exemple. (Doppler)
- Identification de blocage dans les artères carotides et prévention des attaques cérébrales. (Doppler)



Sténose de
l'artère
carotide

Applications Cliniques

Vasculaire

Vasculaire pour les extrémités

- Caillots sanguins dans les veines de la jambe. Ces caillots peuvent se briser, passer dans la circulation pulmonaire et créer des embolies pulmonaires. Des traitements préventifs peuvent être appliqués si détectés à temps.
- Traitement des valves de veines variqueuses.
- Assistance pour l'insertion d'aiguilles ou de cathéter dans des veines.
- Visualisation de greffe dans les veines. Exemple pour des problèmes de dialyse.

Applications Cliniques

Abdomen

- Évaluation des reins, du foie, du pancréas, de la rate, de la vésicule biliaire et des vaisseaux sanguins.



- Guidance pour les biopsies.
- Diagnostique des douleurs abdominales comme les calculs rénaux, ou un appendice enflammée.
- Élargissement d'organes.

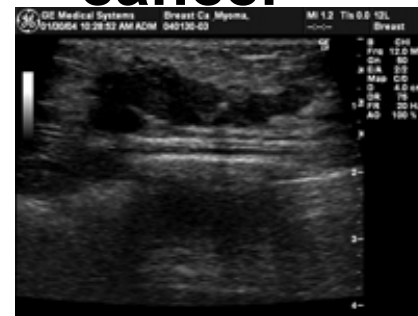
Applications Cliniques

Mammographie

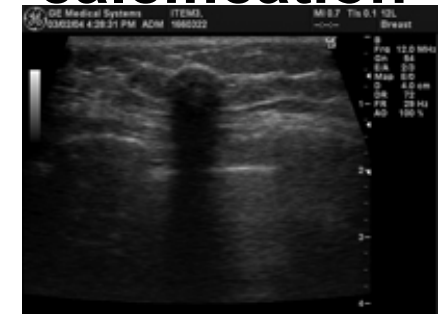
- Guidance pour les biopsies



cancer



calcification



kyste



Applications Cliniques

Autres Applications cliniques

- **Ostéodensitométrie:** mesure de la densité osseuse via la vitesse et l'atténuation de l'onde ultrasonore dans les os (os du talon, col du fémur, vertèbres).
- **Destruction de tumeurs et calculs rénaux** par pression instantanée très forte.
- **Hyperthermie:** destruction de cellules par une hausse de température de 30° (faisceau localisé, pulses brefs).

Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des Ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et Détection des Ultrasons**
 - Sonde Ultrasonore
- **Modes d'imagerie ultrason**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode
 - Imagerie de flux Doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

Artéfacts des Images

Définition: Des artéfacts sont des structures et caractéristiques dans l'image qui ne correspondent pas à l'objet réel.

L'acquisition ultrasonore repose sur un modèle APPROXIMATIF de réflexions isotropiques 1D qui fait les hypothèses suivantes:

- L'onde transmise est plane et sans diffraction.
- La vitesse de propagation c est uniforme et constante.
- Le coefficient d'atténuation est uniforme dans le corps.
- Le corps est constitué d'un ensemble isotropique de sources spéculaires.

Artéfacts des Images

Artéfact de Réfraction

Due à l'incidence non perpendiculaire du faisceau ultrasonore sur une interface entre 2 milieux.

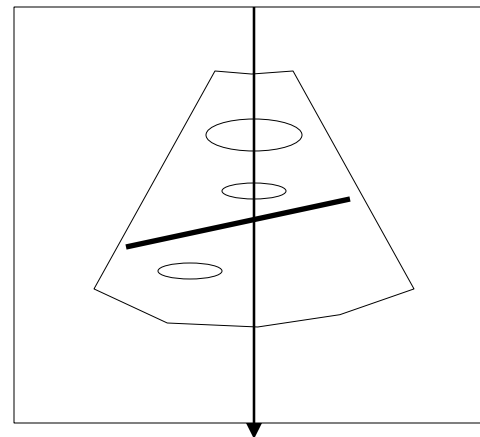
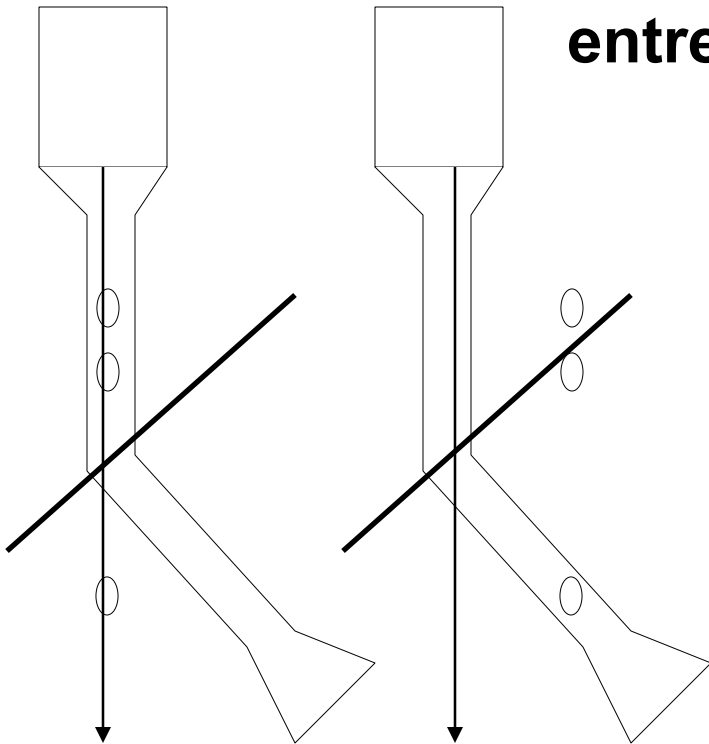
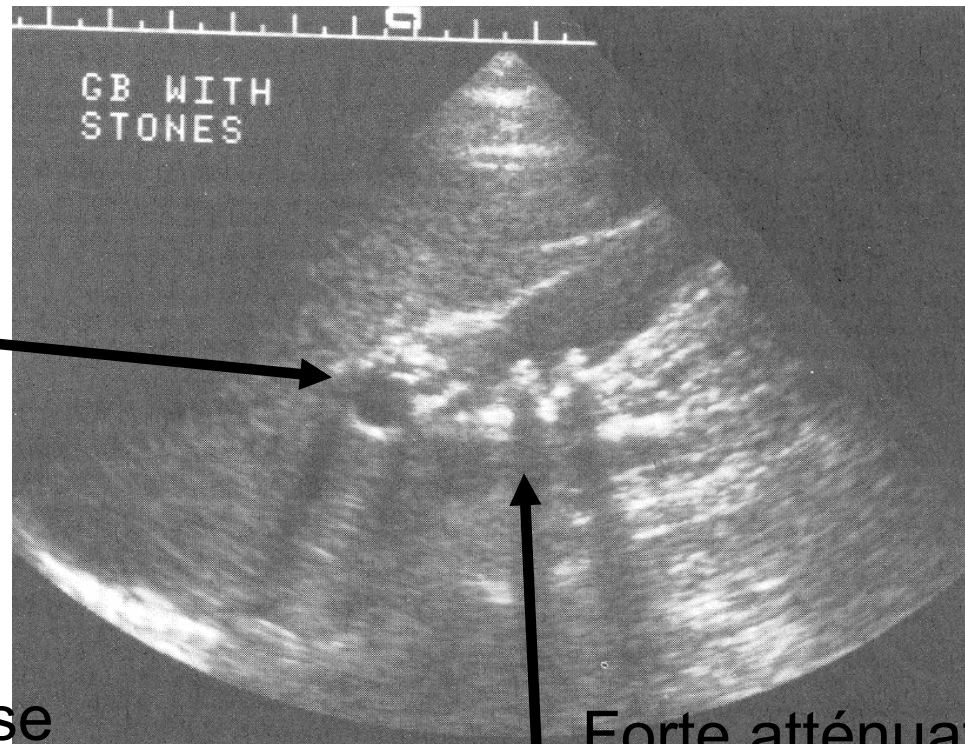


Image Ultrason

Artéfacts des Images

Artéfact d'Ombre

**Calculs dans la
vésicule biliaires**



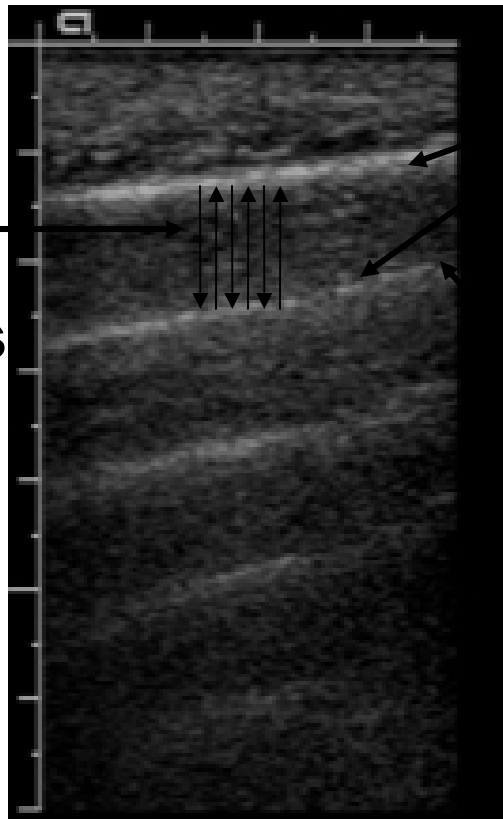
Phénomène inverse
également possible: zone
hyper-échoïque après un
cyste très peu absorbant
par exemple.

Forte atténuation ou
réflexion sur un objet
créé une ombre sous lui:
zone hypo-échoïque.

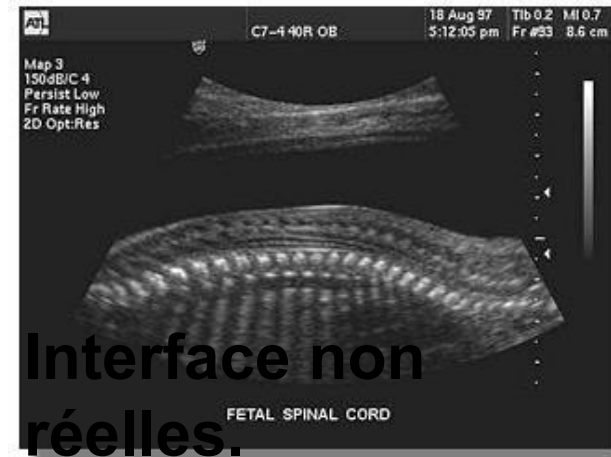
Artéfacts des Images

Artéfact de Réverbération

Échos
réfléchis
plusieurs fois



2 surfaces très réfléchissantes
(~poches d'air) et proches.



Artéfacts des Images

Artéfact de Variation de Vitesse

Changement de vitesse de propagation c dans différents tissus avec calcul basé sur c dans les tissus mous.

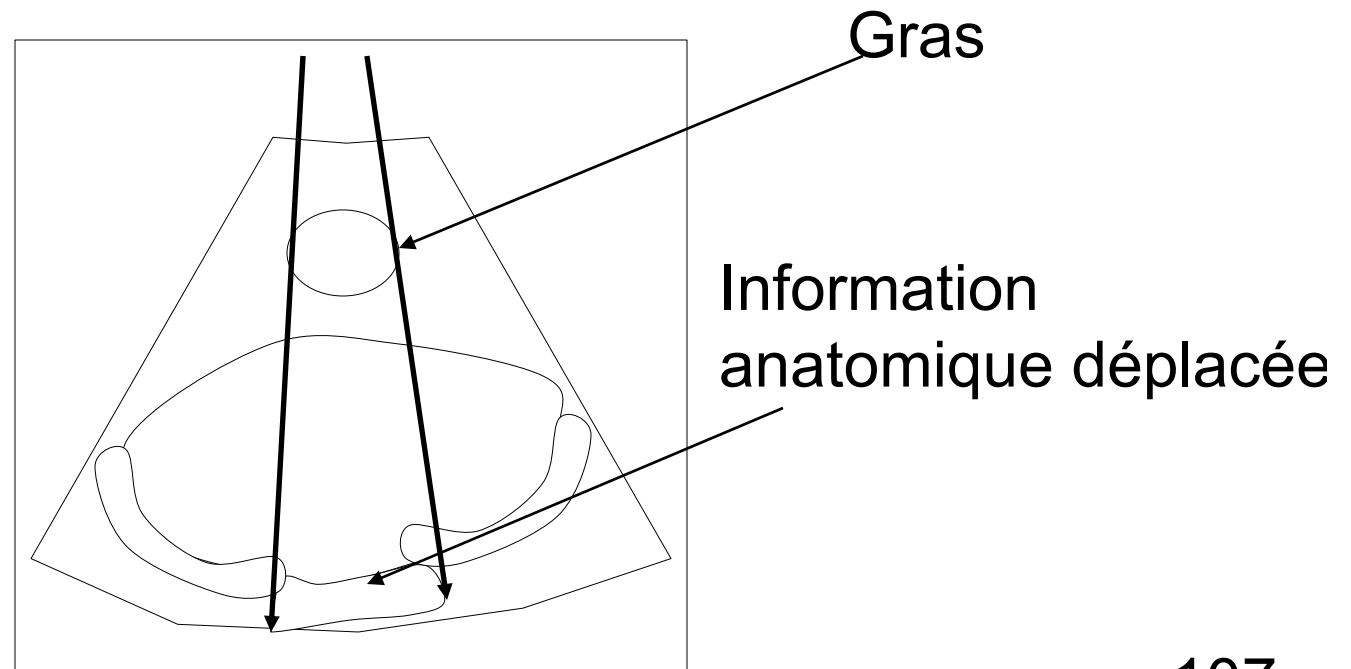
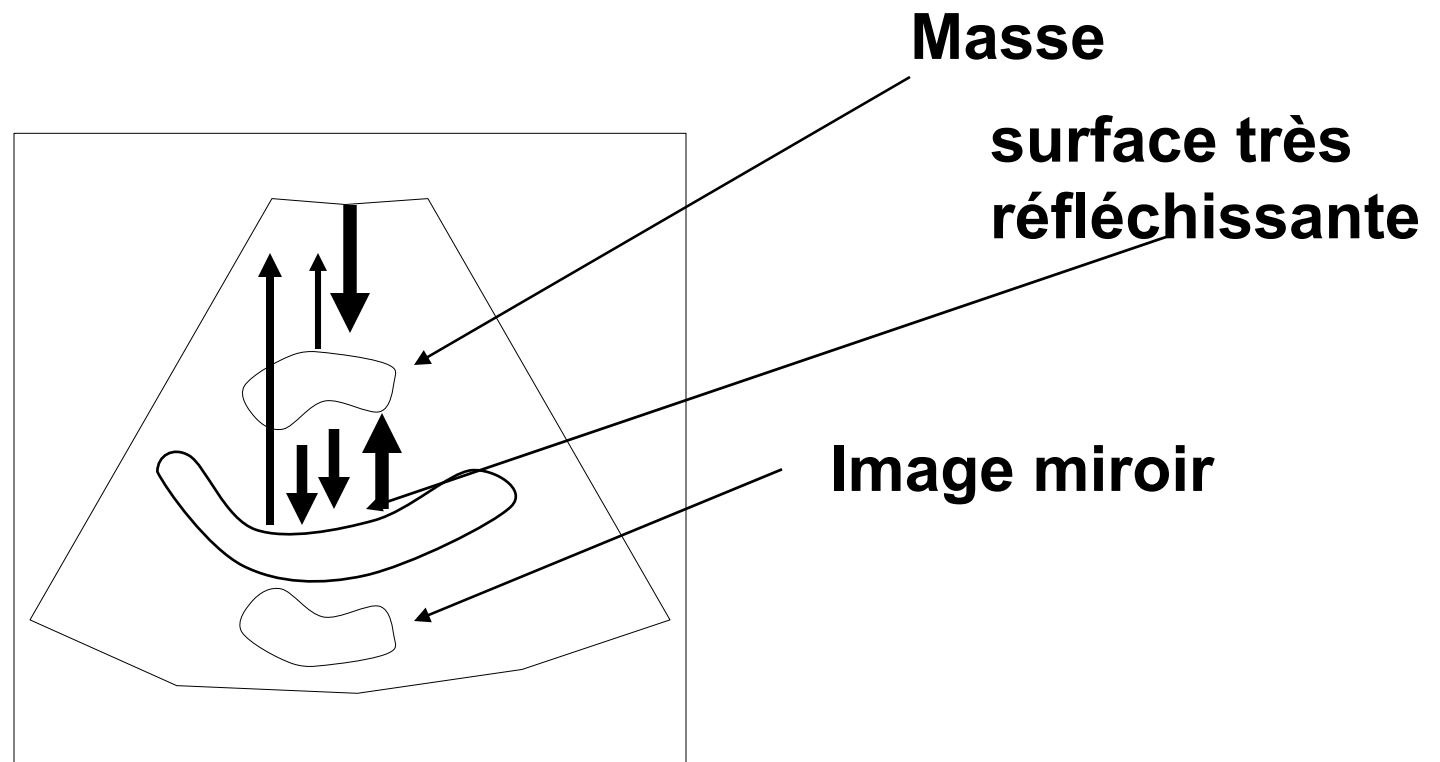


Image Ultrasonore

Artéfacts des Images

Artéfact de Miroir



Artéfacts des Images

Artéfact des Dopplers



**Aliasing et artéfacts
d'amplitudes**



**Augmentation de la
fréquence de pulsation
et correction du gain**

Artéfacts des Images

Sources de bruit dans les Images

- **Bruit blanc additif:** due aux éléments piézo-électriques et au matériau semi-conducteurs dans le système d'amplification.
- **Bruit de speckle:** les ultrasons réfléchis sont générés par des sources de réflexion à positions aléatoires. Ces ondes réfléchies génèrent des interférences constructives et destructives.

Le bruit de speckle peut être diminué:

- en moyennant plusieurs images.
- par des filtres de débruitage avec modèle de bruit multiplicatif.

Artéfacts des Images

Sources de bruit dans les Images



Changements sur la qualité d'image entre 1985, 1990 to 1995. Améliorations sur la résolution spatiale, le contraste, le bruit de fond, la plage de valeurs dynamique, la visualisation des champs proches et lointains.

Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et détection des ultrasons**
 - Sonde ultrasonore
- **Modes d'imagerie ultrason**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 - Imagerie de flux Doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

Effets Biologiques et Sécurité

Cavitation

Génération, croissance et interaction de petites bulles de gaz dans le champs de l'onde sonore durant la raréfaction.

Chaleur

Absorption de l'onde sonore génère de la chaleur dans les tissus. Cette chaleur sera dissipée par le flux sanguin notamment. Ce phénomène est le plus marqué à l'interface tissu / os (forte absorption). Ce phénomène est utilisé pour la thérapie ultrasonore.

DANGER MINIMAL !

Effets Biologiques et Sécurité

- 1. Utilisation à grande échelle depuis 25 ans n'a montré aucun effet négatif de l'exposition à des ondes ultrasonores pour le diagnostic médical.**
- 2. Les études sur l'échographie ne montrent pas de preuve d'effet sur le poids à la naissance.**
- 3. Des études on montré l'absence de corrélation entre l'utilisation de l'échographie et l'évolution malheureuse des grossesses.**

Plan du Cours

- **Histoire**
- **Physique des ultrasons**
 - Propagation des ondes,
 - Interactions entre ondes et milieux
- **Génération et détection des ultrasons**
 - Sonde ultrasonore
- **Modes d'imagerie ultrason**
 - A-Mode, B-Mode, M-Mode,
 - Imagerie de flux Doppler
- **Applications cliniques**
- **Artéfacts des images**
- **Effets biologiques et sûreté**
- **La recherche sur les ultrasons**

La recherche en Ultrasons

Domaines de recherche (biomédical)

- Fabrication de nouvelles sondes (3D temps-réel)
- Imagerie d' élasticité.
- Imagerie de Doppler de tissu.
- Amélioration de la qualité d' image, débruitage.
- Segmentation, classification des tissus.
- Nouvelles mesures biologiques, physiologique, anatomiques.
- Agents de contraste.

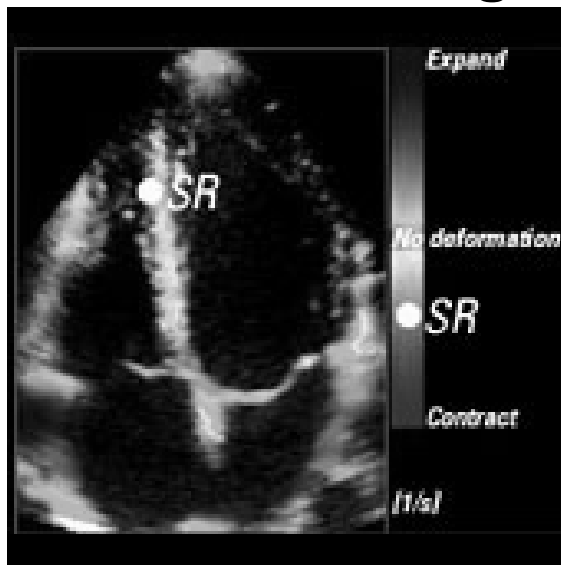
⇒ Revues:

- IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency control.
- Ultrasound in Medicine and Biology.

La recherche en Ultrasons

Des nouvelles images ultrasonores

Strain Rate Imaging

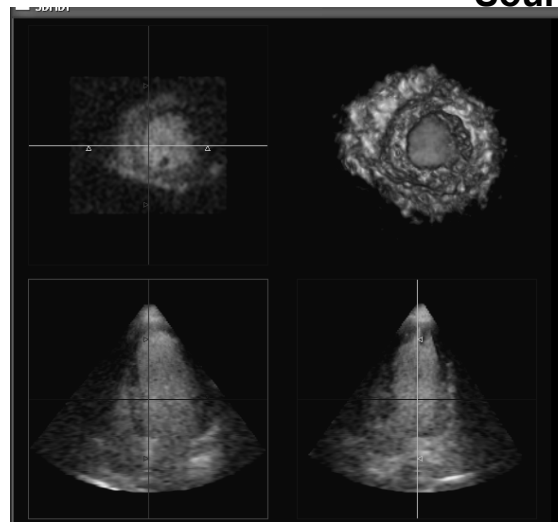


Source: www.gehealthcare.com

“Sweet babies”



Source: www.gehealthcare.com



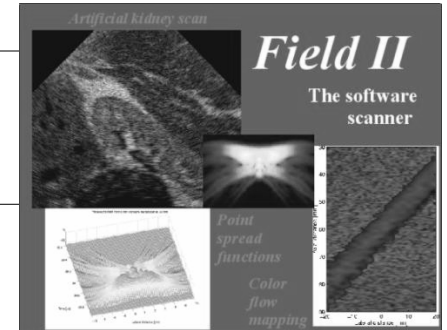
Agent de
contraste dans
cavité cardiaque

La recherche en Ultrasons

Les outils de simulations ultrasonores

Logiciel de simulation: **FIELD II**

<http://www.es.oersted.dtu.dk/staff/jaj/field/>



Simulation 1: Point spread function:

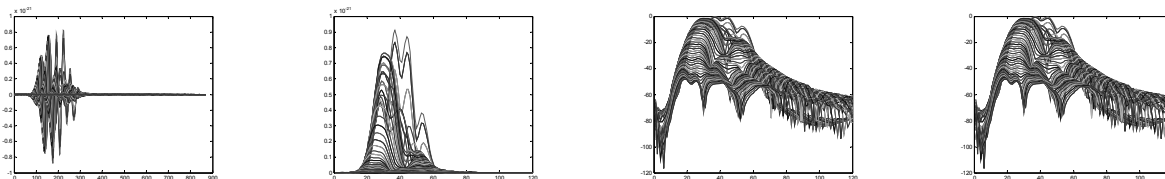
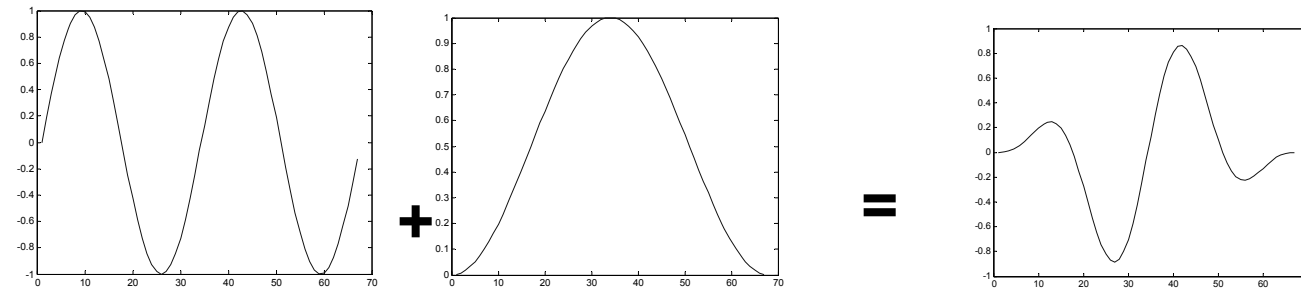
- Placer un point devant la sonde.
- Bouger le point de -10mm à 10mm (0.2mm incrément). (30 mm de l'ouverture)
- Modéliser la sonde: ronde, concave, (rayon= 8 mm), focus géométrique à 80 mm, fréquence centrale=3 MHz).
- Envoyer train d'ondes ultrasonores.

La recherche en Ultrasons

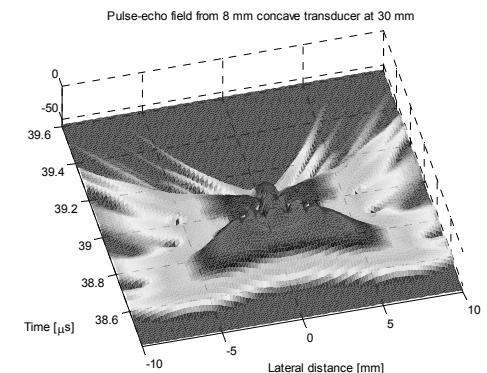
Les outils de simulations ultrasonores

Simulation 1

```
R      = 8/1000;    % Radius of transducer [m]
Rfocus = 80/1000; % Geometric focus point [m]
ele_size = 1/1000; % Size of mathematical
elements [m]
f0      = 3e6;      % Transducer center
frequency [Hz]
fs      = 100e6;    % Sampling frequency [Hz]
impulse_response = sin(2*pi*f0*(0:1/fs:2/f0));
```



PSF



RF

Envel.

Log

Log_thresh

La recherche en Ultrasons

Les outils de simulations ultrasonores

Simulation 2: Effets de focus et d'apodisation

```
f0          = 3e6;           % Transducer center frequency [Hz]
fs          = 100e6;        % Sampling frequency [Hz]
c           = 1540;        % Speed of sound [m/s]
lambda      = c/f0;        % Wavelength [m]
width       = lambda;      % Width of element
element_height = 5/1000;   % Height of element [m]
kerf        = 0.1/1000;    % Kerf [m]
focus      = [0 0 70]/1000; % Fixed focal point [m]
N_elements  = 128;        % Nber of physical elements
N_active    = 64;         % Nber of active elements.
xmit_N_active = 128;      % Nber of active transmit elts for constant F#.
rec_N_active = 128;      % Nber of active receive elts for constant F#.
```

-**Apodisation**: diminution des lobes latéraux par Gaussianisation du faisceau (excitation + forte au centre).

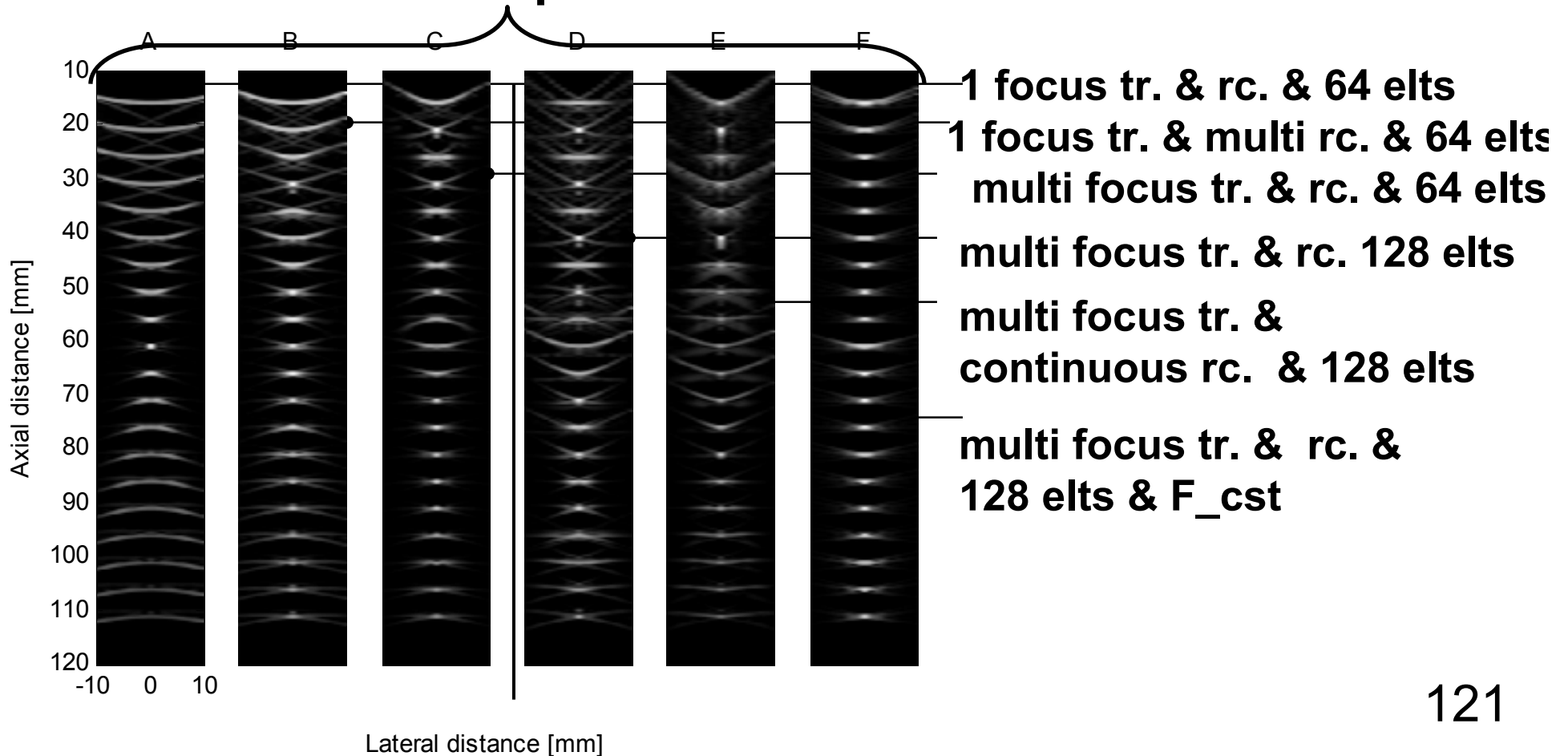
-**f #**: résolution latérale = $\lambda \times f \#$. $f \# = \text{depth_focus} / \text{aperture}$

La recherche en Ultrasons

Les outils de simulations ultrasonores

Simulation 2: Effets de focus et d'apodisation

Sans Apodisation

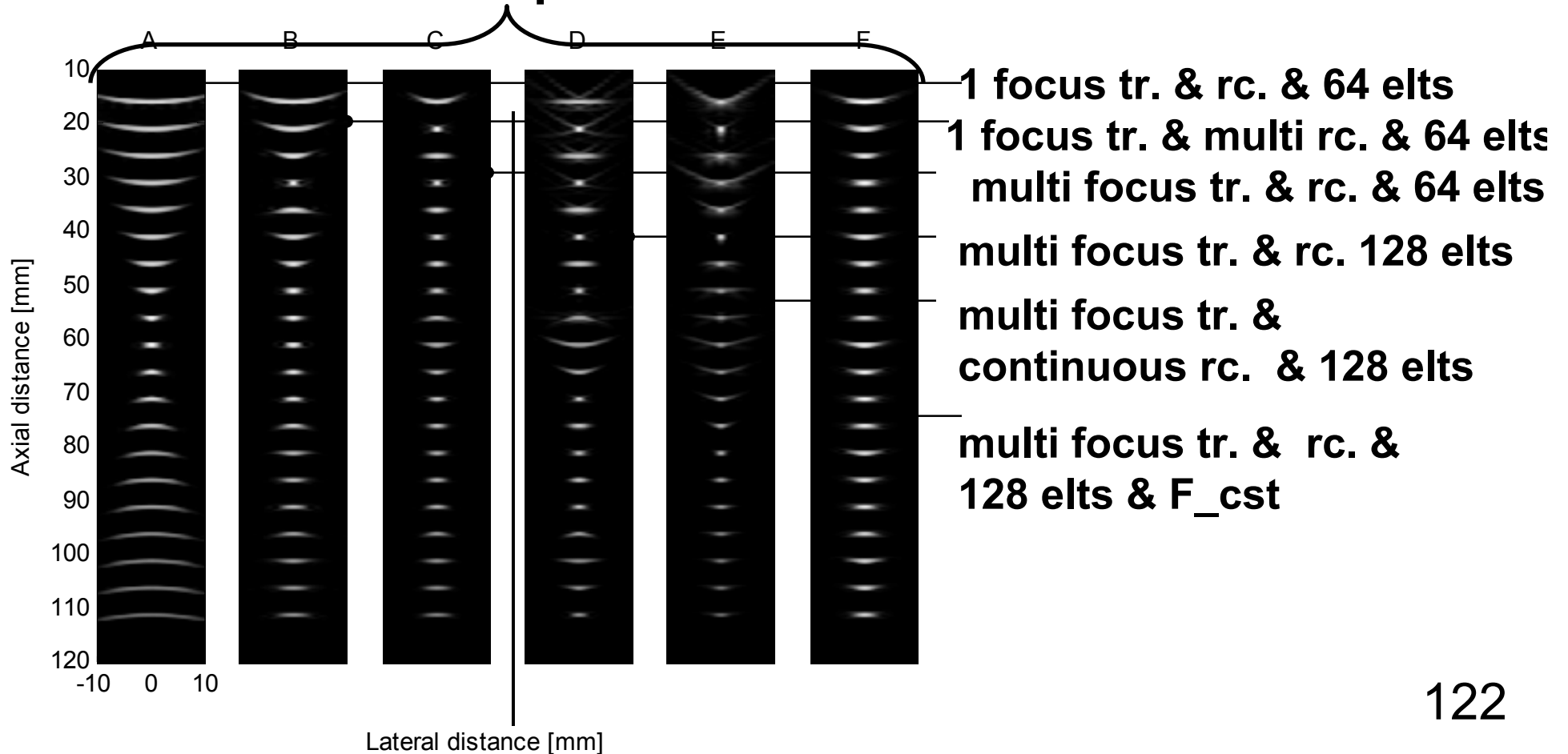


La recherche en Ultrasons

Les outils de simulations ultrasonores

Simulation 2: Effets de focus et d'apodisation

Avec Apodisation



La recherche en Ultrasons

Les outils de simulations ultrasonores

Autres exemples:

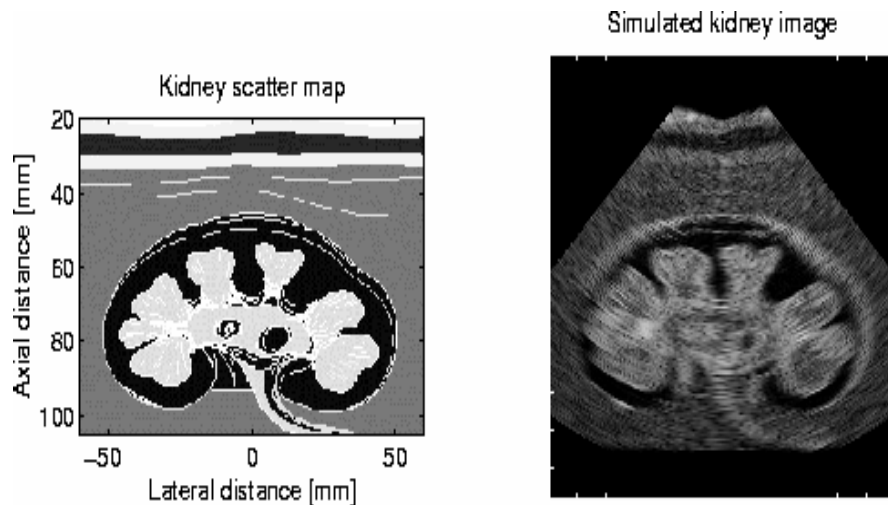


Image simulée B-mode

Doppler pour une artère fémorale

