



# ATIM-IMED Imagerie Ultrasonore



Elsa Angelini  
TSI, ENST

15 Avril 2005




---

---

---

---

---

---

---

---

## 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**

2

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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**

3

---

---

---

---

---

---

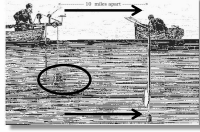
---

---

## 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,

Source: [www.ob-ultrasound.net/ultrasonics\\_history.html](http://www.ob-ultrasound.net/ultrasonics_history.html)

4

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.



Source: [www.ob-ultrasound.net/ultrasonics\\_history.html](http://www.ob-ultrasound.net/ultrasonics_history.html)

5

---

---

---

---

---

---

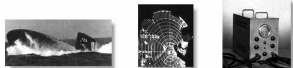
---

---

## 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 système **RADAR** (Radio Detection and Ranging), utilisant des ondes électromagnétiques par le physicien anglais Robert Watson-Watt.
- 1930s** Développement de détecteur ultrasonique (à pulsation) de défauts métalliques.



Source: [www.ob-ultrasound.net/ultrasonics\\_history.html](http://www.ob-ultrasound.net/ultrasonics_history.html)

6

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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**.



7

Source: [www.ob-ultrasound.net/ultrasonics\\_history.html](http://www.ob-ultrasound.net/ultrasonics_history.html)

---

---

---

---

---

---

---

---

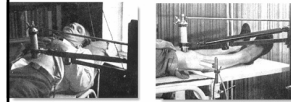
---

---

## Histoire des Ultrasons

### Les Premières Machines d'Échographie

Traitement thérapeutique:  
ulcère d'estomac, arthrose



Henry's kymograph reported in the JEE magazine in 1954  
**Somascope (US-1954)**



The pan-scanner in 1958  
**Pann-scanner (US-1958)**



It shows the first medical vector kymograph in 1957  
**Tomographie (Japan-1958)**



The water bag B-mode scanning system the 2D's first slide in 1960  
**Système 2D (Japan-1960)**

Source: [www.ob-ultrasound.net/ultrasonics\\_history.html](http://www.ob-ultrasound.net/ultrasonics_history.html)

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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**

9

---

---

---

---

---

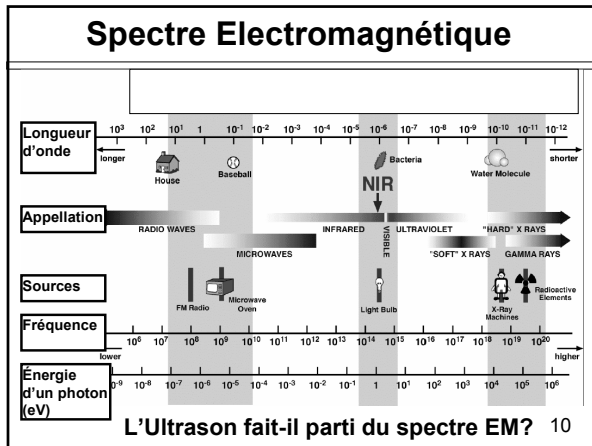
---

---

---

---

---




---

---

---

---

---

---

---

---

### 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.

11

---

---

---

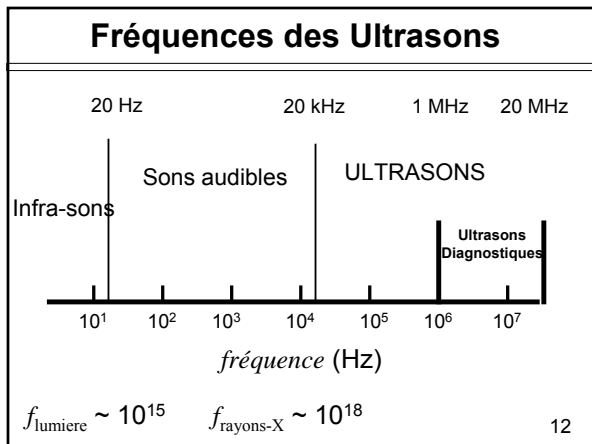
---

---

---

---

---




---

---

---

---

---

---

---

---

### Génération de l'Onde Ultrasonore


---

---

---

---

---

---

---

---

### Physique des Ultrasons

Équation d'onde	Solution
<b>1D</b> $\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$	$p(x,t) = p_0 e^{-i(kx - \omega t)}$
<b>n-D</b> $\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$	$p(r,t) = p_0 \frac{1}{r} e^{-i(kr - \omega t)}$

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

14

---

---

---

---

---

---

---

---

### Physique des Ultrasons

- Longueur d'onde  $\lambda$  = distance entre compression et raréfaction.

- Fréquence  $f$  = Nombre de fois où l'onde oscille sur un cycle chaque seconde.

15

---

---

---

---

---

---

---

---

## Physique des Ultrasons

Vitesse de propagation du son dépend du milieu:  $c = f(B, \rho)$

Milieu	Densité (kg/m <sup>3</sup> )	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

↑ incompressibilité ↑ densité

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

f	1KHz	1 MHz	10 MHz
$\lambda$	1.54 m	1.54 mm	0.154 mm

16

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

17

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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/m<sup>2</sup>). P. atm.=100 KPa / ultrason = 1MPa.

Puissance = Énergie / unité de Temps  
 Intensité I = Puissance/ unité de Surface (en ultrason mW/cm<sup>2</sup>)

$I \propto P^2$

18

---

---

---

---

---

---

---

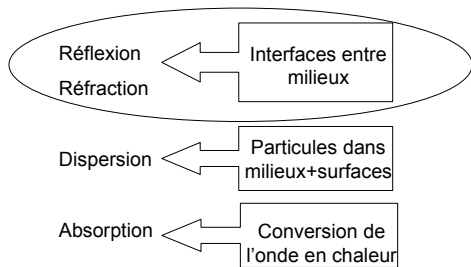
---

---

---

## Interactions Entre Ondes et Milieux

### Propagation de l'onde ultrasonore



19

---

---

---

---

---

---

---

---

## Interactions Entre Ondes et Milieux

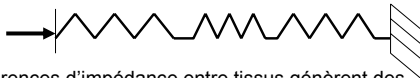
### Réflexion et Réfraction

Milieu caractérisé par son impédance acoustique  $Z$

$$Z = \rho \times c$$

$\rho$  = densité du milieu  
 $c$  = vitesse du son

Analogie à la rigidité des milieux vus comme des ressorts en série:



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

20

---

---

---

---

---

---

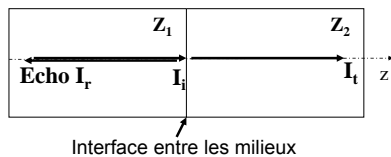
---

---

## Interactions Entre Ondes et Milieux

### Réflexion et Réfraction

Configuration de calculs pour les ultrasons.



Coefficient de Réflexion

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

Coefficient de Transmission

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

$$R + T = 1$$

21

---

---

---

---

---

---

---

---

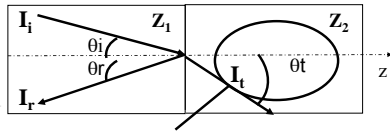
## Interactions Entre Ondes et Milieux

### Réflexion et Réfraction

Configuration réelle ...

Réfraction

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



Déviations de la direction de propagation de l'onde est source d'artefacts dans l'image.

Coefficient de Réflexion

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

Coefficient de Transmission

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

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

23

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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  $(\lambda, f)$  déterminent la résolution de l'image et l'atténuation de l'énergie au cours de la propagation.

Haute fréquence = Bonne résolution ( $\lambda$  petit) mais faible pénétration.

---

---

---

---

---

---

---

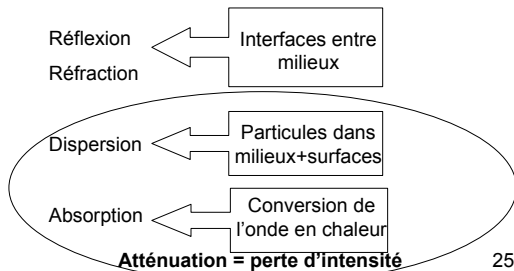
---

---

---

## Interactions Entre Ondes et Milieux

### Propagation de l'onde ultrasonore



---

---

---

---

---

---

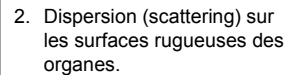
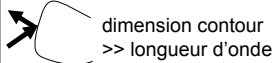
---

---

## 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 à 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:

Modèle d'absorption:

$$p(z) = p_0 \exp(-\alpha z)$$

-  $p(z)$  = pression du son à une distance  $z$  de l'interface de la sonde.

-  $\alpha$  = coefficient d'atténuation.

-  $p_0$  = 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:  $dB = 10 \log(I/I_0)$

$I_0$  = 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 ~10<sup>6</sup>, soit -60dB.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## Interactions Entre Ondes et Milieux

### Atténuation (absorption>>dispersion)

#### Coefficients d'atténuation

Attenuation Coefficients  $\alpha$  for 1-MHz Ultrasound

Material	$\alpha$ (dB/cm)	Material	$\alpha$ (dB/cm)
Blood	0.18	Lung	40
Fat	0.5	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

W.R. Hendee, E.R. Ritenour, Medical Imaging Physics, Mosby-Year Book, St. Louis, 1992, Ch. 20  
29

---

---

---

---

---

---

---

---

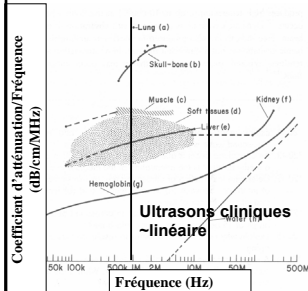
---

---

## Atténuation des Ultrasons

### Atténuation

#### Coefficient d'atténuation fonction de la fréquence



- L'atténuation augmente avec les fréquences.

- Règle approximative pour les tissus mous: ~0.5 dB / cm / MHz.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### Atténuation des Ultrasons

<p><b>saturation</b></p> <p>↑ Niveau de gris pour affichage</p> <p>↓ <b>non affiché</b></p>	10 v	0 dB	Tissu mou / Air	Interfaces entre larges organes
	1 v	-20 dB	Tissus mous / Os	
	100 mv	-40 dB	Peau / Eau Gras / Muscle	
	10 mv	-60 dB	Cerveau / Sang	
	1 mv	-80 dB	Placenta Foie Rein	Interfaces internes
	100 μv	-100 dB	Cerveau	
	10 μv	-120 dB	Bruit électronique	
				31

---

---

---

---

---

---

---

---

### 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**

32

---

---

---

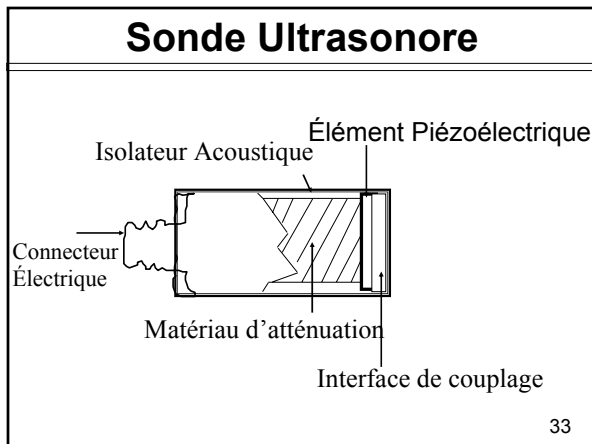
---

---

---

---

---




---

---

---

---

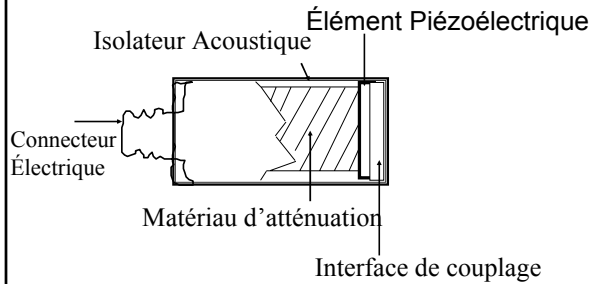
---

---

---

---

## Sonde Ultrasonore



34

---

---

---

---

---

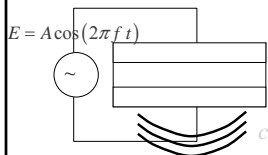
---

---

---

## Sonde Ultrasonore

### Élément Piézoélectrique



Matériau piézo-électrique:  
- Naturel: cristal de quartz.  
- Artificiel : céramique de plomb-zirconium-titane (PZT).

- 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  $1\mu\text{sec}$ .

35

---

---

---

---

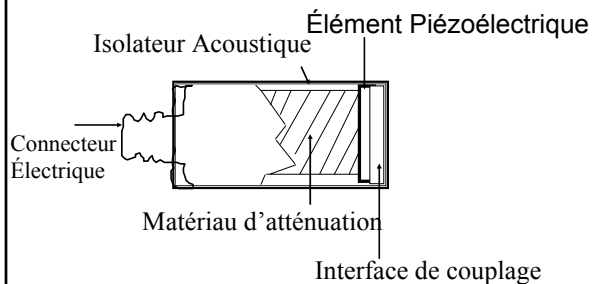
---

---

---

---

## Sonde Ultrasonore



36

---

---

---

---

---

---

---

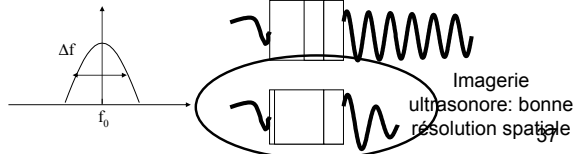
---

## 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  $Q$ :  $Q = f_0/\Delta f$ . (Atténuation >>) pour ( $Q \ll$ )



---

---

---

---

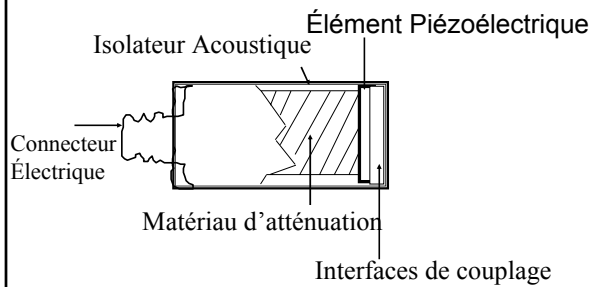
---

---

---

---

## Sonde Ultrasonore



38

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.

39

---

---

---

---

---

---

---

---

## Sonde Ultrasonore

### Faisceau d'ondes émis

Zone de Fresnel avec interférences

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

$\phi = \text{Angle de divergence} \quad \sin(\phi) = \frac{1.2\lambda}{D}$

---

---

---

---

---

---

---

---

## Sonde Ultrasonore

### Faisceau d'ondes émis

$d_{nf} = \frac{D^2}{4\lambda}$

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

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

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

41

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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**

42

---

---

---

---

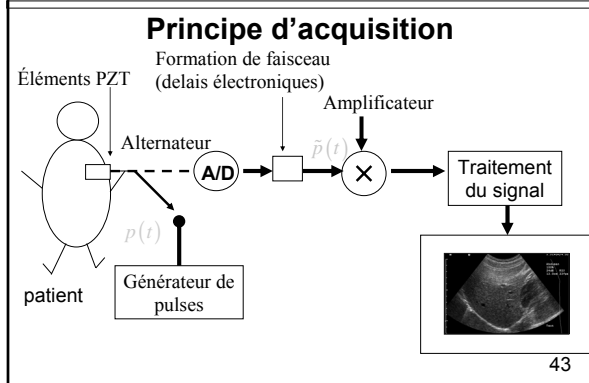
---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore




---

---

---

---

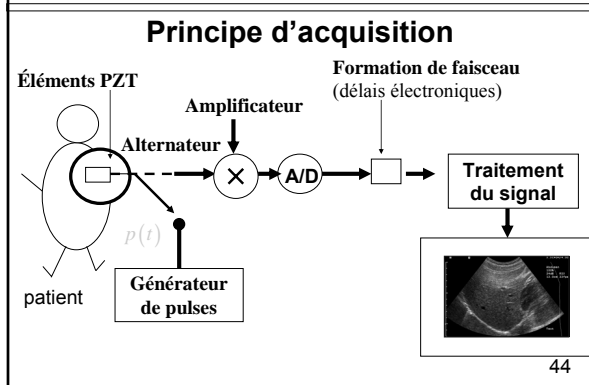
---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore




---

---

---

---

---

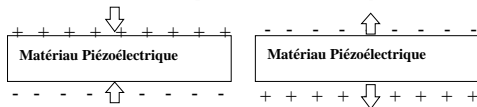
---

---

---

## 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.

---

---

---

---

---

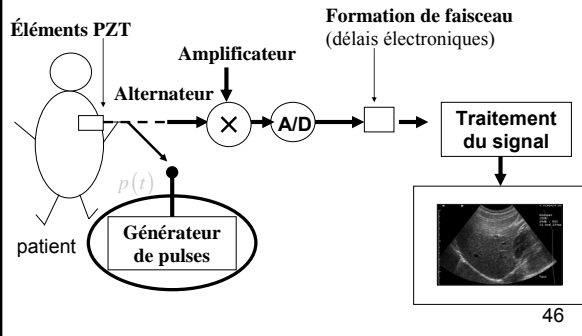
---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Principe d'acquisition




---

---

---

---

---

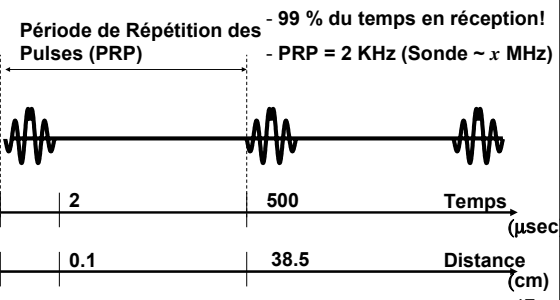
---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Générateur de Pulses




---

---

---

---

---

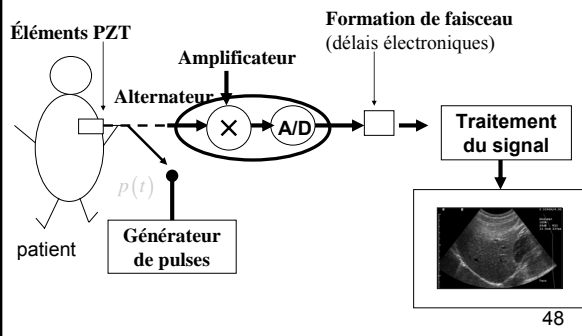
---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Principe d'acquisition




---

---

---

---

---

---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## 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.

---

---

---

---

---

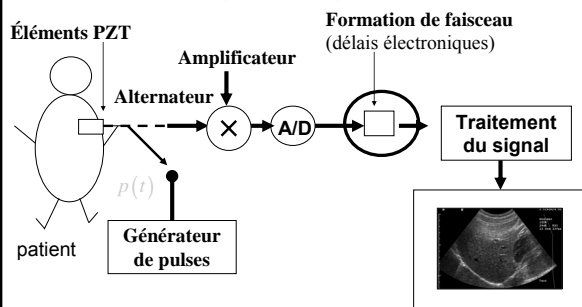
---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Principe d'acquisition




---

---

---

---

---

---

---

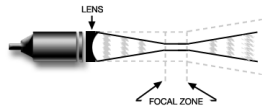
---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Direction

### Mécanique:

lentille ou sonde concave



-Distance focale dépend de la fréquence et de la taille de l'élément PZT => à adapter à l'application clinique.

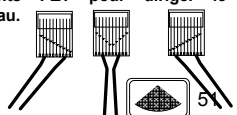
### Électronique:

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



### Éléments déphasés

(Phased Array): Décalage temporel entre les éléments PZT pour diriger le faisceau.




---

---

---

---

---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Focalisation

- Courbure de la sonde  $\uparrow \Leftrightarrow$  temps de delai  $\uparrow$
- $\Rightarrow$  focus plus proche de la sonde & plus étroit.
- Limite de focalisation =  $f(\lambda, D) \approx \lambda \times f\_nombre$
- $f\_nombre = longueur\_focale / D$
- $\Rightarrow$  focus meilleur (i.e plus étroit) avec haute fréquence et grande ouverture D.
- $\Rightarrow$  Ouverture D variable nécessaire pour acquisition à différentes profondeurs.

52

---

---

---

---

---

---

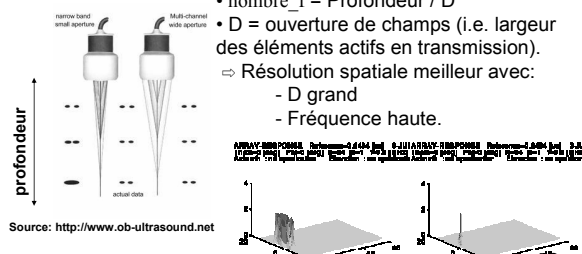
---

---

## Sonde Ultrasonore

### Résolution Spatiale du Signal

- **Résolution Latérale:**  $\lambda \times nombre\_f$
- $nombre\_f = Profondeur / D$
- D = ouverture de champs (i.e. largeur des éléments actifs en transmission).
- $\Rightarrow$  Résolution spatiale meilleur avec:
  - D grand
  - Fréquence haute.



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

---

---

---

---

---

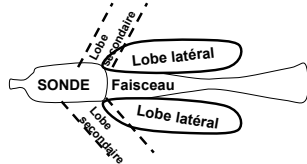
---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Artéfacts du faisceau



- 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. ( $\Rightarrow$  apodization)<sup>54</sup>

---

---

---

---

---

---

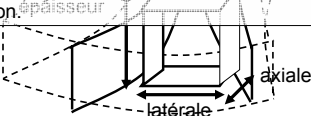
---

---

## Sonde Ultrasonore

### Résolution Spatiale du Signal

- Contrainte par le volume de la pulsation *acoustique*
- **Axiale** = ½ longueur de pulse. La longueur de pulse est égale à la longueur d'onde fois le nombre de cycles par pulse.
- **Latérale** = Diamètre du faisceau (fonction du diamètre de la sonde et variable en profondeur). Optimale à la transition entre champs lointain et proche. (~2-5 mm). Améliorée par l'utilisation de focalisation.
- **Épaisseur** = Épaisseur du faisceau (fonction de l'épaisseur de la sonde) (~2-12 mm). Améliorée par l'utilisation d'une lentille de focalisation.



55

---

---

---

---

---

---

---

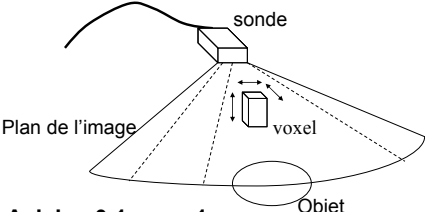
---

---

---

## Sonde Ultrasonore

### Résolution Spatiale des Images



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

56

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## Sonde Ultrasonore

### Résolution Temporelle des Images

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

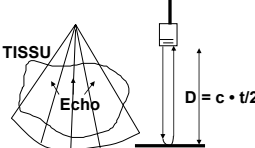
- Intervalle de temps minimal  $T_{ligne}$  par ligne acoustique:

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

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

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

- Débit d'image maximum  $FR_{max}$ :

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


57

---

---

---

---

---

---

---

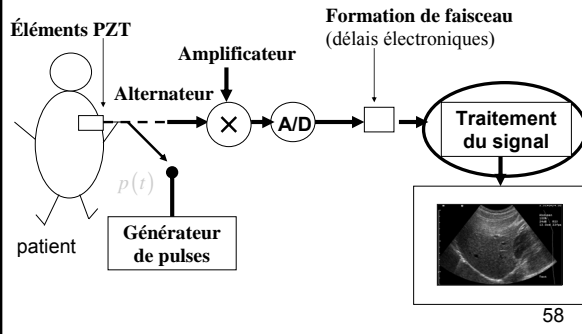
---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Principe d'acquisition




---

---

---

---

---

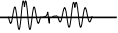
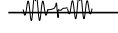


---

---

---

# 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. 

---

---

---

---

---

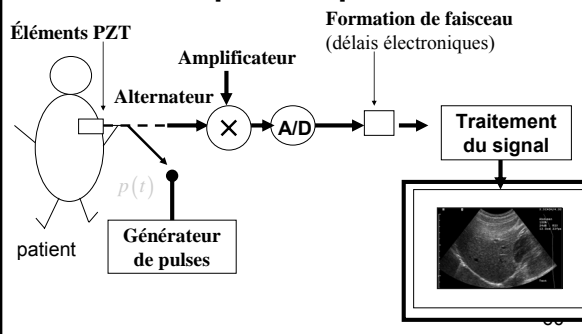
---

---

---

# Modes d'Imagerie Ultrasonore

## Principe d'acquisition




---

---

---

---

---

---

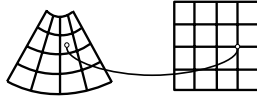
---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Formation de l'image

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



61

---

---

---

---

---

---

---

---

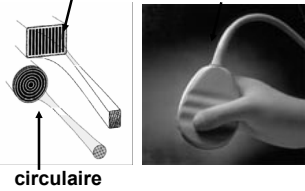
## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Formation de l'image

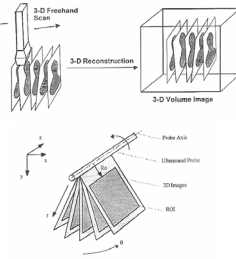
#### Sondes 2D

linéaire

curvilinéaire



#### Sondes 3D



---

---

---

---

---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

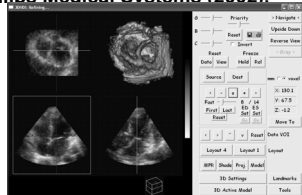
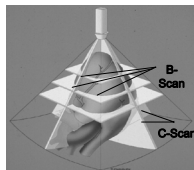
### Formation de l'image

#### Sondes 3D temps-réel

- Machine RT3D de Volumetrics (Duke University 1990).

Grille 2D de PZT déphasés (matrix phased array)

- 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

64

---

---

---

---

---

---

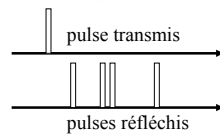
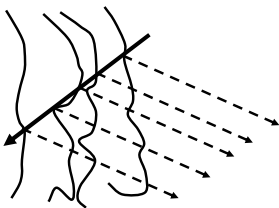
---

---

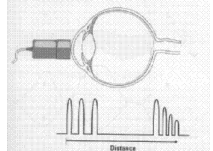
## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Mode A: Mode scan en amplitude

Interfaces des tissus



Exemple: Examen de l'oeil



65

---

---

---

---

---

---

---

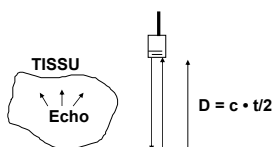
---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Mode A: Mode scan en amplitude

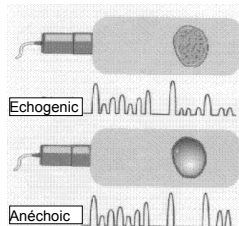
Informations sur:

- 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.

67

---

---

---

---

---

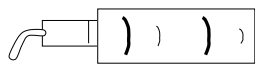
---

---

---

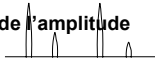
## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Mode B: Mode scan en intensité

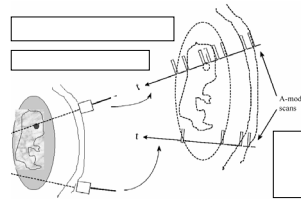


Exemple: Examen du fœtus

Mode A:  
Affichage de l'amplitude



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



68

---

---

---

---

---

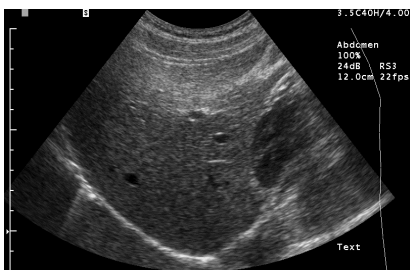
---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Mode B: Mode scan en intensité



Source: [www.gehealthcare.com/](http://www.gehealthcare.com/)

69

---

---

---

---

---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Mode B: Mode scan en intensité

- Qualité d'Image



1985



1990



1995

Source: [www.ob-ultrasound.net/ultrasonics\\_history.html](http://www.ob-ultrasound.net/ultrasonics_history.html)

70

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.

71

---

---

---

---

---

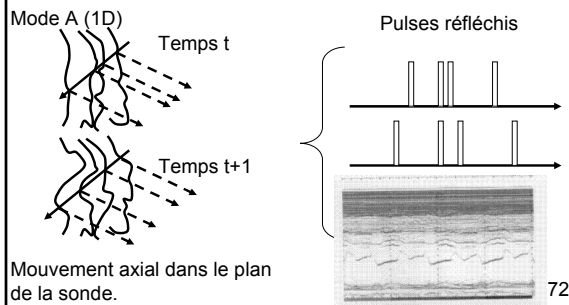
---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Mode M: Mode B + Temps (Motion)



---

---

---

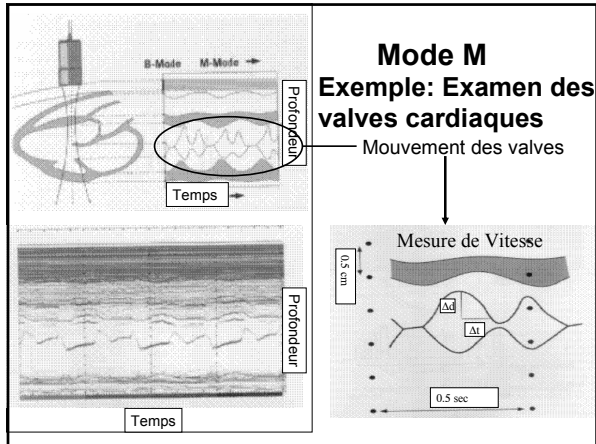
---

---

---

---

---




---

---

---

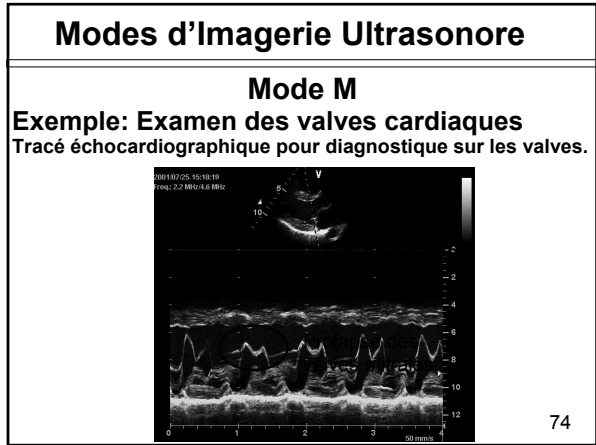
---

---

---

---

---




---

---

---

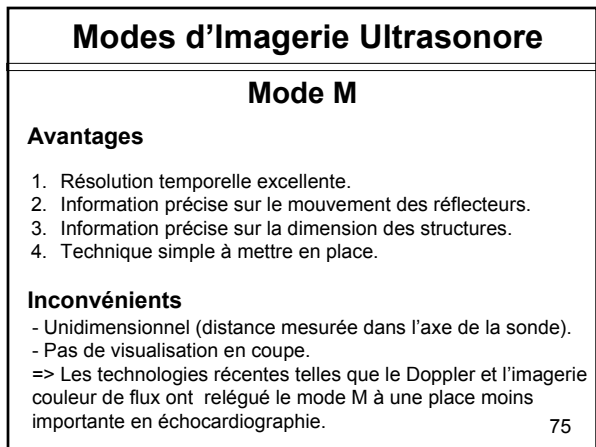
---

---

---

---

---




---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.

76

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

77

---

---

---

---

---

---

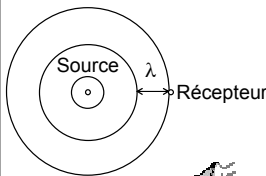
---

---

## 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.



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

$(f_s, \lambda_s)$  = fréquence et longueur d'onde de la source.

$(f_r, \lambda_r)$  = fréquence et longueur d'onde reçues.

78

---

---

---

---

---

---

---

---

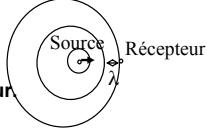
## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Effet Doppler

Configuration de Mouvement:

- Récepteur stationnaire.

- Source en mouvement vers le récepteur.



La longueur d'onde  $\lambda_r$  du bruit entendu est raccourcie:

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

avec  $\lambda_s$  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  $V_s$  :

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

79

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

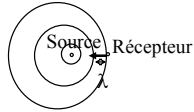
## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Effet Doppler

Configuration de Mouvement:

- Source stationnaire.

- Récepteur en mouvement vers la source.



La longueur d'onde  $\lambda_r$  du bruit entendu est raccourcie:

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

avec  $\lambda_s$  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  $V_r$  :

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

80

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

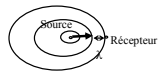
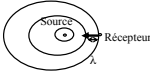
### Effet Doppler

- Source stationnaire.

- Récepteur en mouvement.

- Récepteur stationnaire.

- Source en mouvement.



Approche

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

Approche

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

Éloignement

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

Éloignement

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

81

---

---

---

---

---

---

---

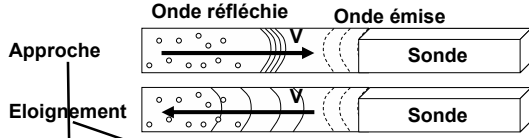
---

---

---

## 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 mobile en approche ou éloignement:

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

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

$$c \gg V \quad \left| \Delta f \right| = \frac{2V}{c} f_0$$

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

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

---

---

---

---

---

---

---

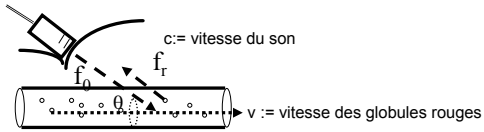
---

---

---

## 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:

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

Angles utilisés en pratique:

problèmes de réflexion  $30^\circ < \theta < 60^\circ$   
trop petit

83

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## Exemple d'effet Doppler en médical

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

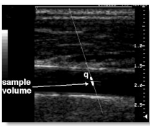


Figure 1

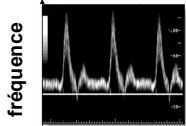


Figure 2

Spectre de Fourier

temps

84

---

---

---

---

---

---

---

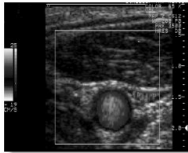
---

---

---

## Exemple d'effet Doppler en médical

- Doppler couleur



Artère et veine ombilicales



Source: www.gehealthcare.com

85

---

---

---

---

---

---

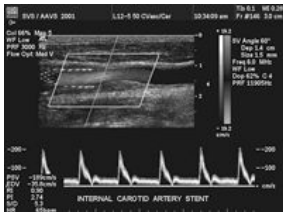
---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Exemple d'effet Doppler en médical

- Exemple de Doppler en Medical



86

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

87

---

---

---

---

---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### 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.



---

---

---

---

---

---

---

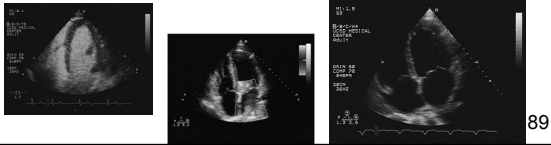
---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Applications cliniques

#### Cardiaque

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



---

---

---

---

---

---

---

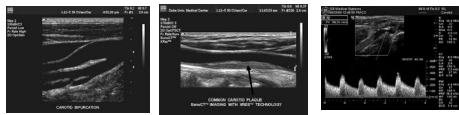
---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### 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)



90

---

---

---

---

---

---

---

---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### Applications cliniques

#### 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.

91

---

---

---

---

---

---

---

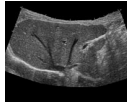
---

## Modes d'Imagerie Ultrasonore

### 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.

92

---

---

---

---

---

---

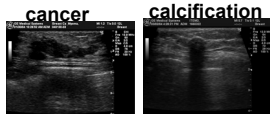
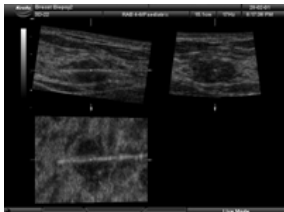
---

---

### Applications cliniques

#### Seins

- Guidance pour les biopsies



93

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

94

---

---

---

---

---

---

---

---

## Artéfacts des Images

Artéfacts: Structures et caractéristiques dans l'image qui ne correspondent pas à l'objet réel.

Modèle APPROXIMATIF de réflexions isotropiques 1D:

- 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.

95

---

---

---

---

---

---

---

---

## Artéfacts des Images

### Artéfact de Réfraction

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

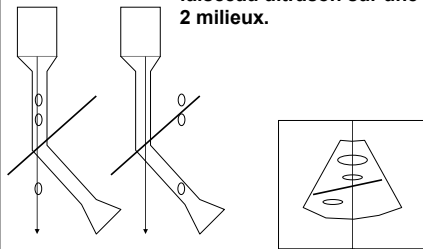


Image Ultrason

96

---

---

---

---

---

---

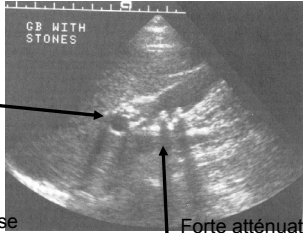
---

---

## 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 crée une ombre sous lui: zone hypo-échoïque.

97

---

---

---

---

---

---

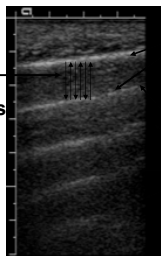
---

---

## Artéfacts des Images

### Artéfact de Réverbération

Échos réfléchis plusieurs fois



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

Interface non réelles.

98

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.

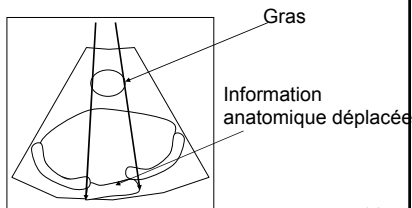


Image Ultrason

99

---

---

---

---

---

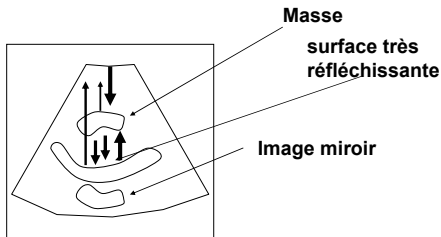
---

---

---

## Artéfacts des Images

### Artéfact de Miroir



100

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.

101

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

102

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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 !**

103

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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.

104

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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

105

---

---

---

---

---

---

---

---

## La recherche en Ultrasons

### Domaines de recherche (biomédical)

- Fabrication de nouvelles sondes (3D temps-réel)
- 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.

106

---

---

---

---

---

---

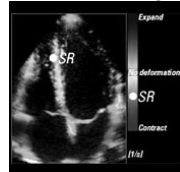
---

---

## La recherche en Ultrasons

### Des nouvelles images ultrasonores

#### Strain Rate Imaging

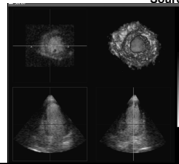


Source: www.gehealthcare.com

#### "Sweet babies"



Source: www.gehealthcare.com



Agent de  
contraste sur  
VG

107

---

---

---

---

---

---

---

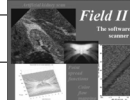
---

## 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.

108

---

---

---

---

---

---

---

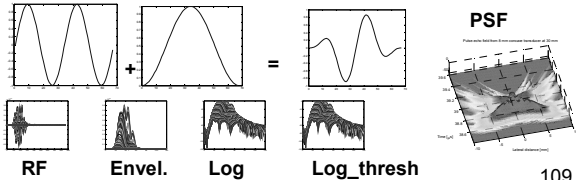
---

## La recherche en Ultrasons

### Les outils de simulations ultrasonores

```

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));
    
```



109

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## 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#.
    
```

110

---

---

---

---

---

---

---

---

---

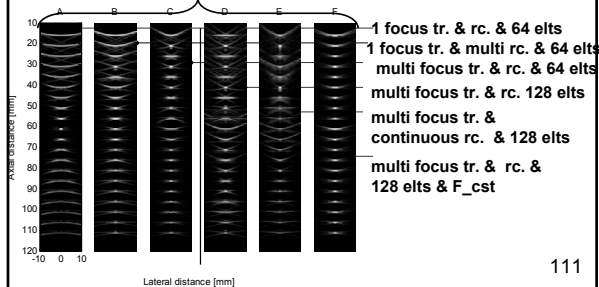
---

## La recherche en Ultrasons

### Les outils de simulations ultrasonores

Simulation 2: Effets de focus et d'apodisation

Sans Apodisation



111

---

---

---

---

---

---

---

---

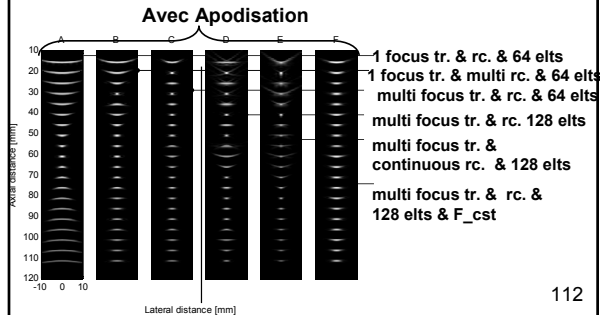
---

---

## La recherche en Ultrasons

### Les outils de simulations ultrasonores

Simulation 2: Effets de focus et d'apodisation



---

---

---

---

---

---

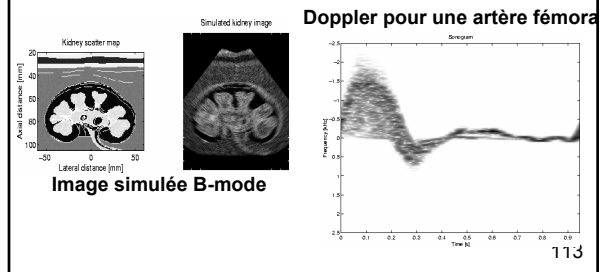
---

---

## La recherche en Ultrasons

### Les outils de simulations ultrasonores

Autres exemples:



---

---

---

---

---

---

---

---