

# Imagerie ultrasonore

Sonia Dahdouh

Télécom ParisTech - CNRS LTCI - WHIST Lab



Octobre 2014

## Un petit retour en arrière..

1822 : Jean-Daniel Colladon et Charles-Francois Sturm utilisent une cloche sous marine pour mesurer la vitesse du son dans le lac de Genève.

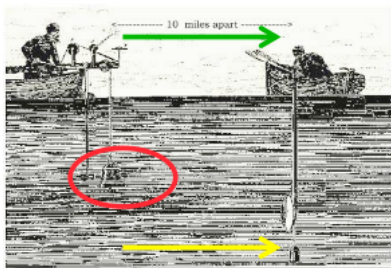


Figure: [www.ob-ultrasound.net](http://www.ob-ultrasound.net)

⇒ *Vitesse mesurée de 1435 m/s.*

## Un petit retour en arrière..

- 1877 : Publication de "The Theory of Sound" par Lord Rayleigh  
Description des principes fondamentaux de la physique des *vibrations sonores* et de leurs réflexion et transmission.
- 1880 : Découverte de l'*effet piézo-électrique* par les frères Curie



# Caractérisation des ondes ultrasonores

## Fréquence des ultrasons

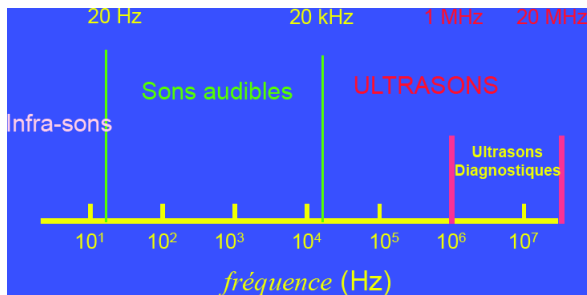


Figure: E. Angelini

# Les ondes sonores ou acoustiques

## Propriété des ultrasons

Ondes **mécaniques** nécessitant un milieu **matériel** et **élastique**

⇒ L'ultrason ne fait pas partie du spectre EM

⇒ Milieu de propagation considéré = solide élastique isotrope

# Les ondes sonores ou acoustiques

## Les ondes transversales ou **ondes de cisaillement**

- propagation perpendiculaire à celle de la vibration
- viennent d'une résistance au cisaillement  $\Rightarrow$  ne peuvent exister que dans les solides
- aux fréquences US, très rapidement atténuées  $\Rightarrow$  ignorées dans la modélisation classique US  $\Rightarrow$  équivalent milieu fluide et plus solide

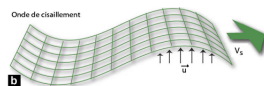


Figure: source: Mathilde Wagner

# Les ondes sonores ou acoustiques

## Les ondes longitudinales

- Propagation de proche en proche d'une déformation  
 ⇒ ondes de **pression** longitudinales  
 ⇒ variations de pression **locales** et oscillation des molécules autour de leur point d'équilibre
- Passage de l'onde induit des zones de **dépression** et de **compression**

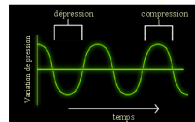
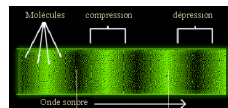


Figure: source:  
[www.cegep-ste-foy.qc.ca](http://www.cegep-ste-foy.qc.ca)

# Les ondes sonores

## Propriétés des ondes sonores ou acoustiques

- Vitesse du son :

$$c = \lambda * f$$

*Longueur d'onde*  $\lambda$  = distance entre compression et dépression

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

Dans un milieu homogène, l'onde ultrasonore est une onde **cohérente**:  
⇒ pas de superposition décalée de plusieurs ondes de  $f$  et  $\lambda$  identiques.



# Les ondes sonores

## Propriétés des ondes sonores ou acoustiques

### Vitesse du son $c$

- définit la longueur d'onde
- dépend du milieu:

$$c = f(B, \rho)$$

B: incompressibilité du milieu

Milieu	Densité $\rho$	$c$ en m/s
air	1.3	343
poumons	300	600
graisse	924	1410-1470
foie	1061	1535-1580
muscle	1068	1545-1631
os	1913	2100-4080

⇒ En imagerie US, on utilise la **valeur moyenne de 1500 m/s**

# Onde et matière

## Impédance acoustique

- Caractéristique de la réponse du milieu aux ultrasons
- Caractérise l'aptitude du milieu à reprendre sa forme originelle après déformation

$$Z = \rho * c \quad (1)$$

La séparation entre deux milieux d'impédances différentes s'appelle une **interface** (!!! pas une interface physique).

# Onde et matière

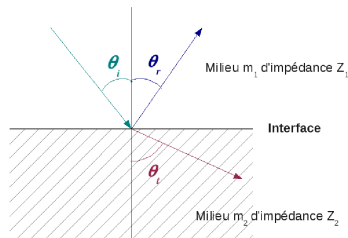
Interfaces caractérisées par:

- **Importance** liée aux impédances des deux milieux
- **Forme**: plane ou incurvée
- **Orientation** par rapport au faisceau
- **Rugosité**
- **Taille** par rapport à la longueur d'onde

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

# Onde et matière

## Réflexion et réfraction



Angle de réfraction:  $\frac{\sin(\theta_t)}{\sin(\theta_i)} = \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1}$

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

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

# Onde et matière

## Réflexion et réfraction en échographie

En échographie on travaille en **incidence normale**

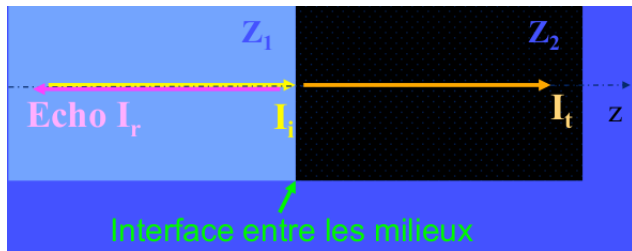


Figure: source: E. Angelini

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

$$T = \frac{4 * Z_2 * Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$R + T = 1$$

⇒ Source d'**artéfacts** dans l'image

# Onde et matière

## Réflexion et réfraction en échographie

Pour obtenir une image échographique il faut que les impédances des deux milieux soient **différentes**:

- Si  $Z_1 \simeq Z_2$  alors  $R \simeq 0$  et  $T \simeq 1 \rightarrow$  pas de réflexion

mais pas **trop**:

- Si  $Z_1 \ll Z_2$  alors  $R \simeq 1$  et  $T \simeq 0 \rightarrow$  le faisceau incident est presque totalement réfléchi et ne traverse pas l'interface
- Si  $Z_1 \gg Z_2 \rightarrow$  le faisceau incident est presque totalement transmis

# Onde et matière

## Réflexion et réfraction en échographie

Milieu	Densité $\rho$	$c$ en m/s	$Z$
air	1.3	343	$4.5 * 10^2$
poumons	300	600	$1.8 * 10^5$
graisse	924	1410-1470	$1.33 * 10^6$
foie	1061	1535-1580	$1.6 * 10^6$
muscle	1068	1545-1631	$1.7 * 10^6$
os	1913	2100-4080	$7.7 * 10^6$

⇒ Pas d'imagerie des poumons

# Onde et matière

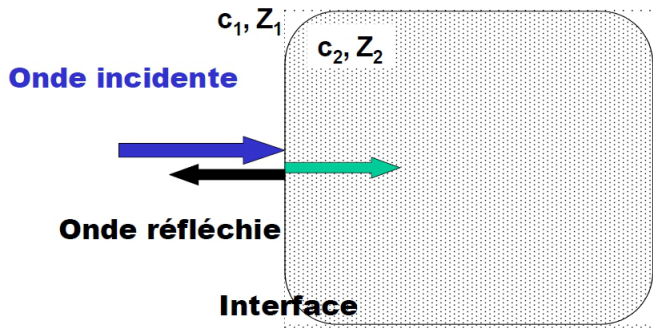


Figure: P. Laugier, LIP & M. Tanter, LOA



# Onde et matière

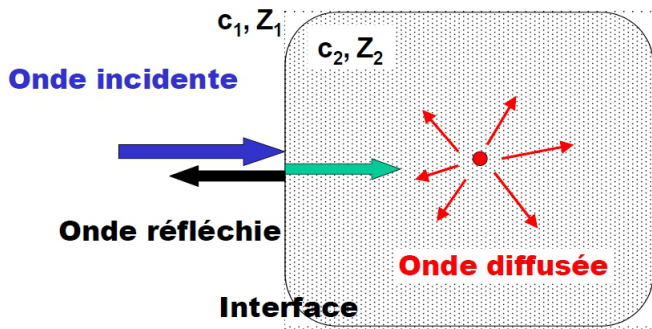


Figure: P. Laugier, LIP & M. Tanter, LOA

# Onde et matière

## Échos de diffusion

- diffusion des ultrasons par les microstructures des tissus de taille inférieure à la longueur d'onde
- plus petits et plus stables que les échos de réflexion
- trois types de diffusion:

- rétrodiffusion:  $d \gg \lambda$
- antégrade:  $d = \lambda$
- multidirectionnelle:  $d \ll \lambda$

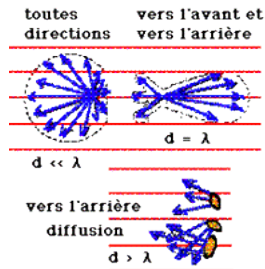


Figure: [www.med.univ-rennes1.fr](http://www.med.univ-rennes1.fr)

# Onde et matière

## Échos de diffusion

- Echos renvoyés dans de multiples directions  $\Rightarrow$  Faisceau doit être perpendiculaire pour étude des contours mais pas de la structure
- Tissus  $\simeq$  multiples diffuseurs disposés de manière aléatoire
- Création **d'interférences** aléatoires liées à la formation d'ondelettes ultrasonores
  - 1 Interférences **constructives**
  - 2 Interférences **destructives**
  - 3 Ondes **stationnaires**

$\Rightarrow$  Statistique de la distribution des diffuseurs dans les tissus masquées par ce phénomène: le **speckle**.

# Onde et matière

## Absorption: définition

- Conversion de l'énergie de l'onde en chaleur liée à des mécanismes de conduction thermique et de viscosité.
- Quand propagation de l'onde ultrasonore → énergie cédée au milieu
  - **absorption** de l'énergie ultrasonore
  - **diminution** de l'intensité du faisceau

# Onde et matière

## Absorption: propriétés

- Obéit à une loi exponentielle:

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$

$\alpha = k * f^2$ : coefficient d'absorption

$x$  : distance à la source

$I_0$ : intensité initiale

⇒ La fréquence des ultrasons a une **influence déterminante** sur la **profondeur maximale** d'exploration

# Onde et matière

Plus la fréquence est élevée, plus l'onde sonore est rapidement absorbée...

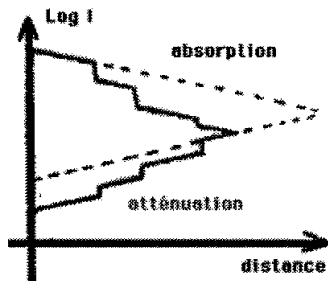
## Exemples

Fréquence (MHz)	Profondeur max (cm)
2.5 – 3.5	> 15
5	10
7.5	5 – 6
10 – 12	2 – 3

# Onde et matière

## Phénomène d'atténuation

Absorption + Diffusions + Réflexions  $\Rightarrow$  **Atténuation**



**Figure:** Atténuation de l'onde ultra-sonore dans des milieux hétérogènes source: [www.med.univ-rennes1.fr/](http://www.med.univ-rennes1.fr/)

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

## Onde et matière

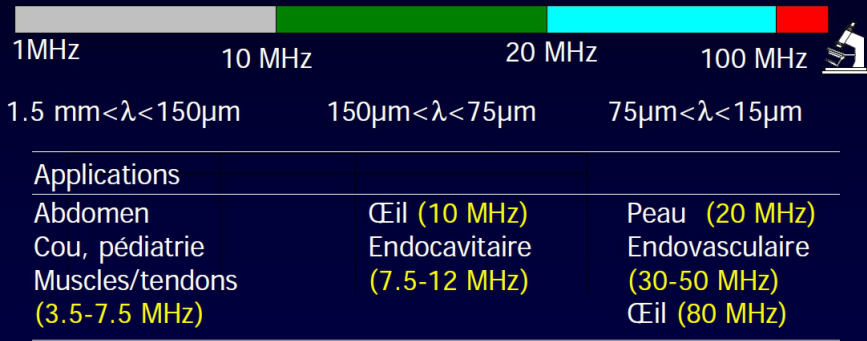
Échelle de fréquence/longueur d'onde/  
profondeur d'exploration

Figure: P. Laugier, LIP &amp; M. Tanter, LOA



# Onde et matière

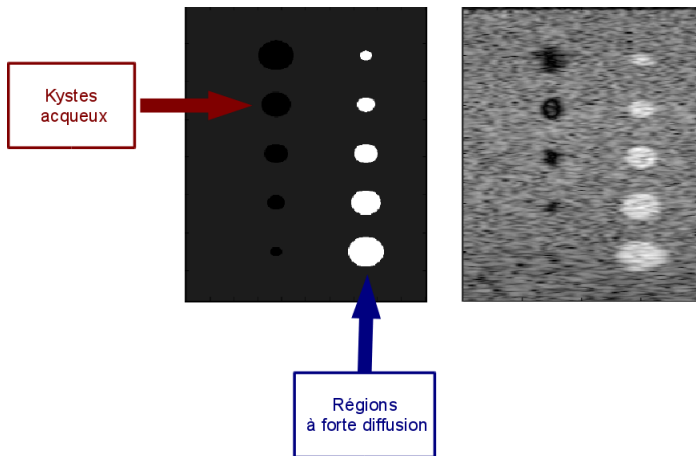


Figure: Image avant et après simulation échographique

# Des ondes à l'image..



Ker Theo (Theodore) Dušek  
1900 - 1966



Professor Ian Donald  
1910 - 1987



Paul Langevin  
1872 - 1946



John J Wild c. 1953



John M. Reid 1970s

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

# Un peu d'histoire..

## Les premières technologies ultrasonores

- 1915 : Invention de l'hydrophone puis du SONAR (**S**ound **N**avigation **A**nd **R**anging) par Paul Langevin et Constantin Chilowski
- 1930 : Détecteur ultrasonique de défauts métalliques
- 1935 : Dépôt du brevet du RADAR (**R**adio **D**etection **A**nd **R**anging) par Robert Watson-Watt

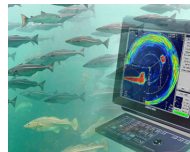


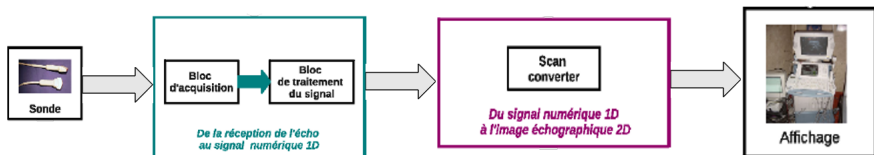
Figure: Source:Simrad

# Un peu d'histoire..

## Du militaire au civil..

- 1941: Publication d'un article expliquant le principe de l'hypersonogram par Karl Theodore Dussik
- 1953: Le chirurgien John Wild et l'ingénieur John Reid développent une machine ayant pour but la visualisation des tumeurs cancéreuses et présentent les premières images 2D de tumeurs
- 1958: Ian Donald réalise la première échographie obstétrique

# Schéma général de fonctionnement



# La sonde échographique

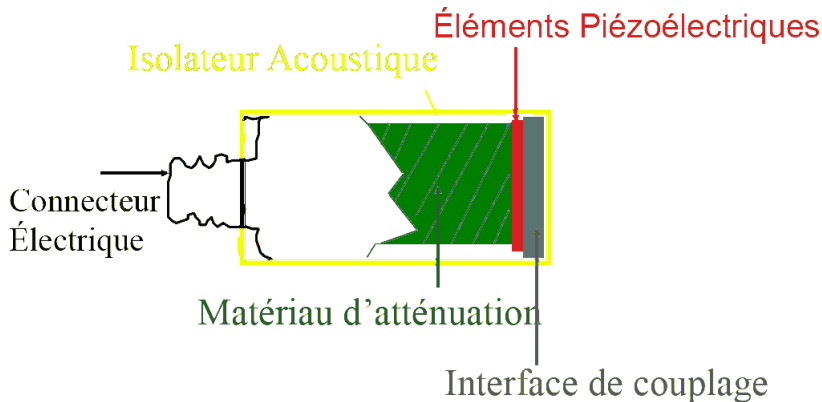


Figure: Sondes philips



Figure: Sondes linéaire et sectorielle

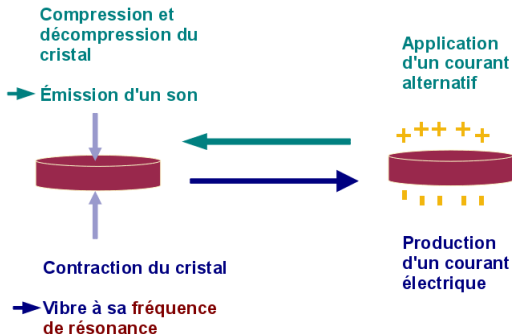
# La sonde échographique



# L'effet piézo-électrique

## Définition

Capacité de certains matériaux à transformer une énergie électrique en énergie mécanique, i.e. une onde électrique en onde acoustique et inversement.





# L'effet piézo-électrique

## Propriétés

La piézo-électricité est:

- liée aux symétries de la structure cristalline
- un phénomène réciproque et réversible

## Exemples d'éléments piézo-électriques

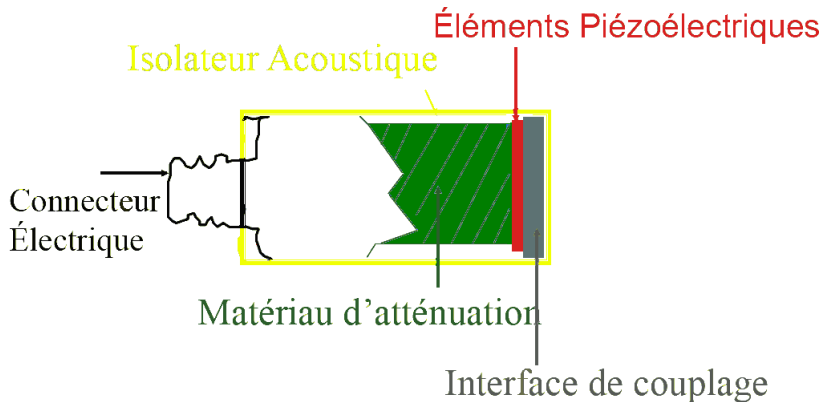
Le quartz, certains sels, certains polymères de synthèses, certaines céramiques etc.

Utilisation du Plomb Zirconate de Titane (PZT) dans les sondes échographiques.

## Fréquence de résonance

- Dépend du matériau et de l'épaisseur  $D$  du PZT
- $\lambda = 2D$

# La sonde échographique



# La sonde échographique

## L'interface de couplage

- Utilisation d'un gel d'impédance proche de celle des tissus mous
- Couplage PZT/patient d'impédance intermédiaire et de dimension  $\frac{\lambda}{4}$

## Les matériaux d'atténuation

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

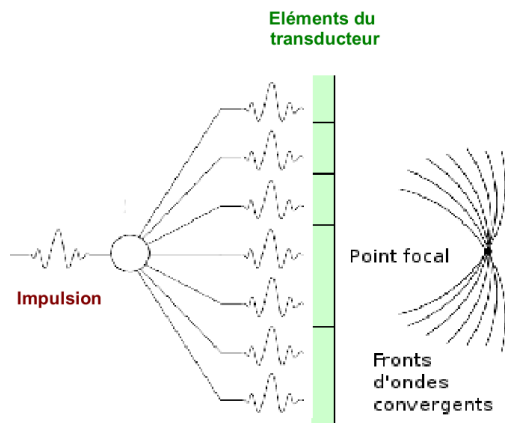
# La sonde échographique

## Fonctionnement de la sonde

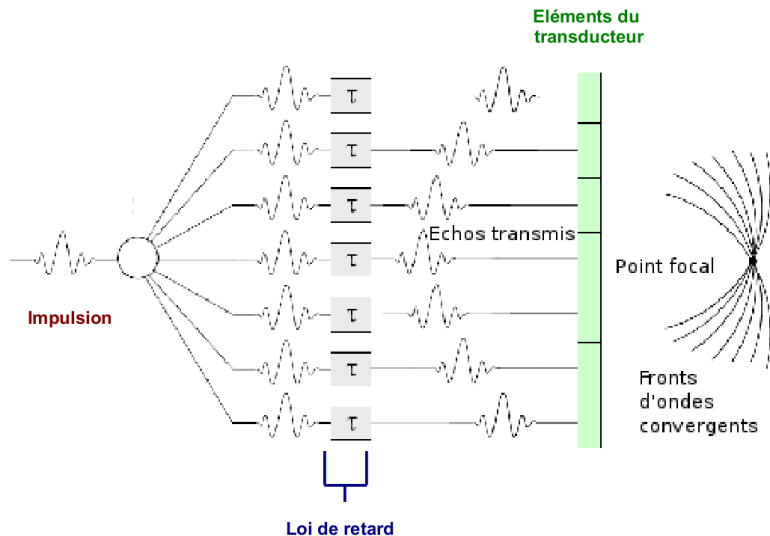
- ① Mise sous tension du PZT → Génération d'une onde de compression  
En mode écho pulsé, 150V tous les 1  $\mu$ sec.
- ② Génération d'ultrasons transmis dans le corps
- ③ Réflexions, diffusions etc. des ultrasons dans les tissus
- ④ Coupure de l'alimentation
- ⑤ Conversion de la pression des ultrasons réfléchis en voltage

⇒ La sonde passe **99%** de son temps en réception!

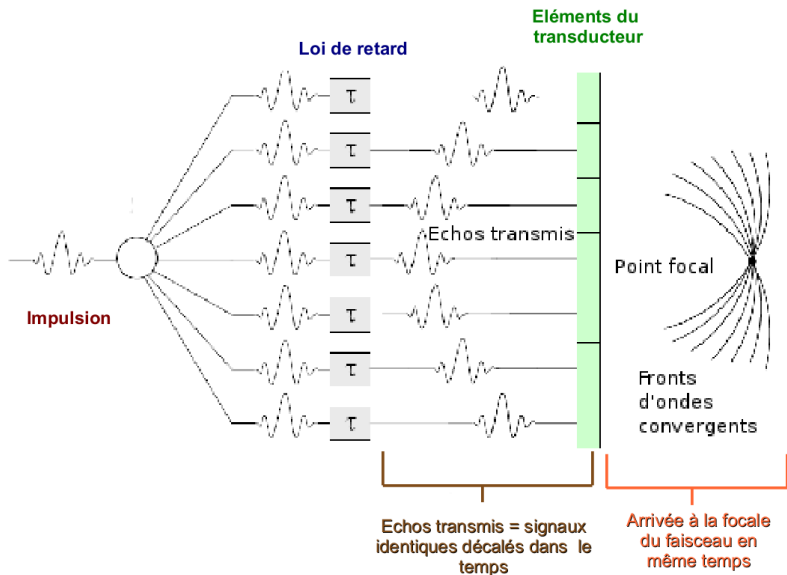
# Fonctionnement du transducteur en émission



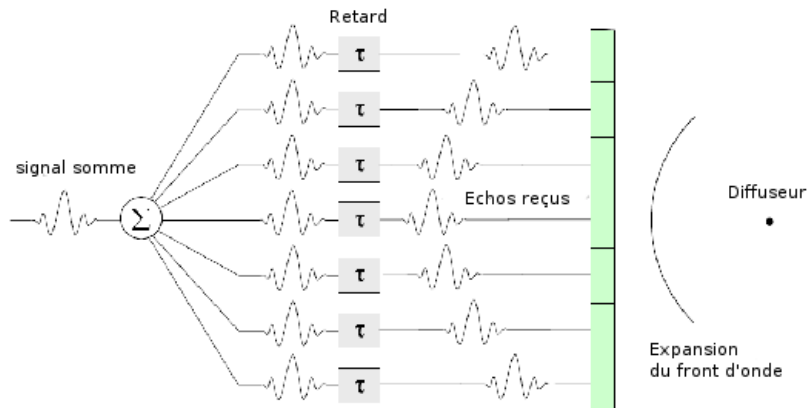
# Fonctionnement du transducteur en émission



# Fonctionnement du transducteur en émission



# Fonctionnement du transducteur en réception



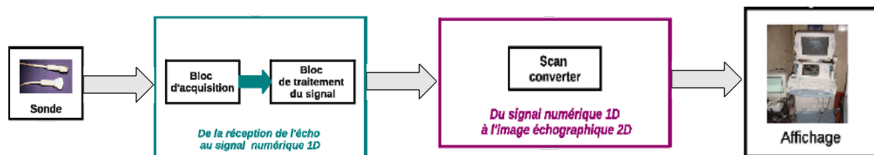


# Fonctionnement du transducteur en réception

## Propriétés

- Décalage des signaux dans le temps pour mettre en phase des réponses acoustiques provenant d'une profondeur donnée d'une même ligne
- Sommation pour estimer la signature acoustique d'un volume élémentaire du milieu à une profondeur donnée
- Lois de retard en réception s'adaptent dynamiquement en fonction des profondeurs des lignes  $\Rightarrow$  focalisation dynamique en réception

# Schéma général de fonctionnement



# De la réception de l'écho au signal numérique 1D

## Le bloc d'acquisition

- **Compensation de gain** dans le temps (TGC): amplifie les échos reçus via un amplificateur linéaire  $\Rightarrow$  compensation de l'atténuation en profondeur
- **Numérise** les échos amplifiés

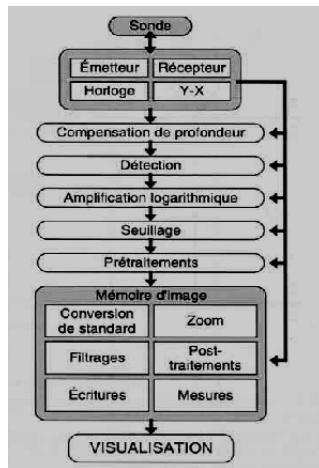


Figure: source: A. Durand

# De la réception de l'écho au signal numérique 1D

## Traitement du signal

- **Filtrage** afin de s'affranchir des bruits de type bruit électronique et speckle (seuillages..)
- **Démodulation** du signal et **détection d'enveloppe**
- **Compression** logarithmique puis compression linéaire afin de s'adapter à la gamme des moniteurs vidéos. Réduction de 20 dB pour amplifier les petites valeurs et diminuer les grandes valeurs.

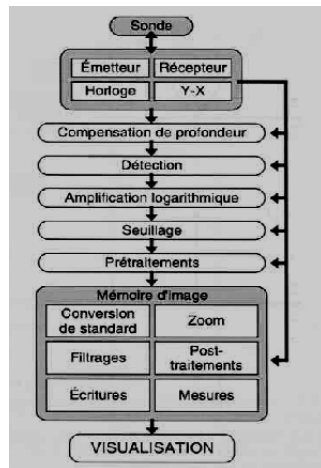
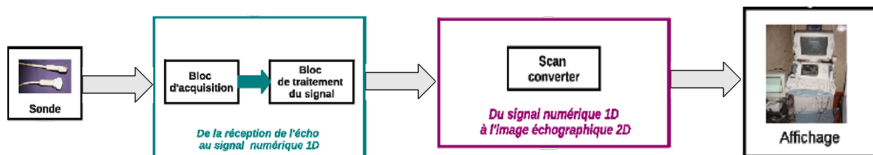


Figure: source: A. Durand

# Schéma général de fonctionnement



# Du signal numérique 1D à l'image échographique 2D

## Système de coordonnées

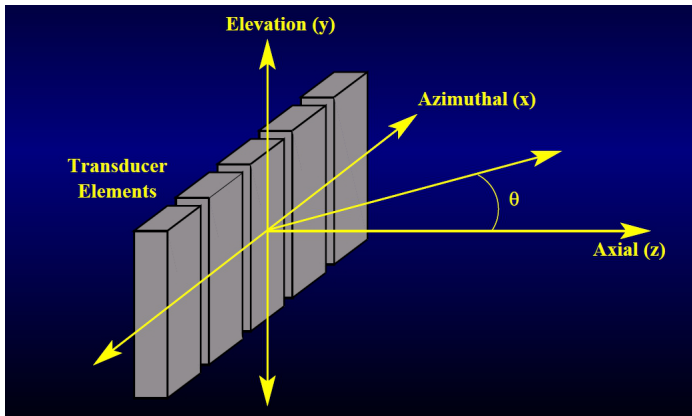
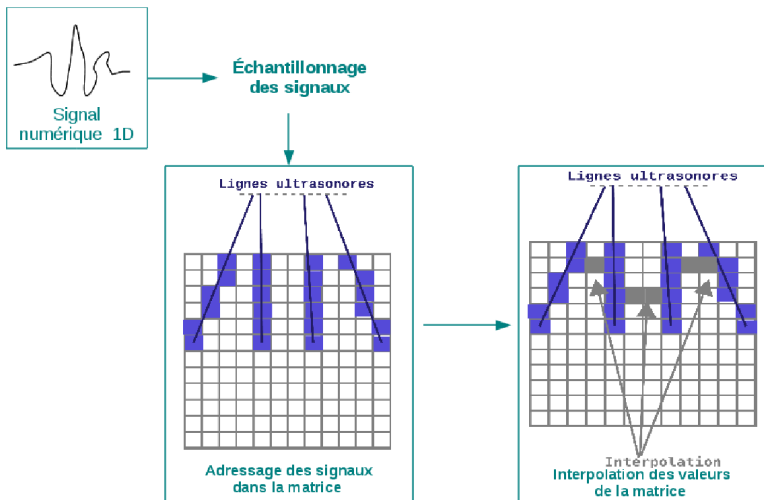


Figure: Mark L. Palmeri, Duke University

# Du signal numérique 1D à l'image échographique 2D



# De l'image échographique 2D à l'image 3D

Plusieurs types de balayages

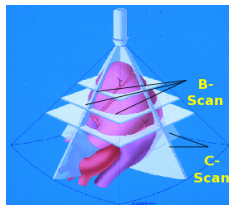
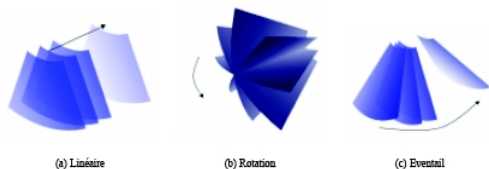


Figure: Grille 2D de PZT déphasés (source: E. Angelini)



## Petite illustration simplifiée



Figure: [www.ostralo.net](http://www.ostralo.net)

# Caractérisation d'une image échographique

## La résolution

*La résolution est la capacité à différencier deux points **proches spatialement** et deux points **d'échogénéicités proches**.*

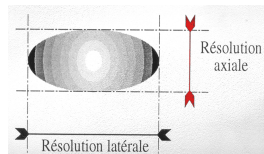
La résolution spatiale peut-être décomposée en deux:

- La résolution axiale
- La résolution latérale

# Caractérisation d'une image échographique

## La résolution axiale

- Détermine la capacité de la sonde à différencier **deux cibles distinctes situées dans l'axe du faisceau** ultrasonore
- Dépendante de la durée de l'impulsion ultrasonore
- Plus l'impulsion transmise est brève, plus la bande passante est importante et la résolution axiale élevée.

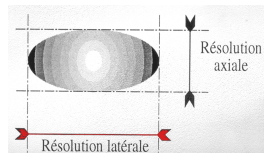


**Figure:** Source: J.M. Bourgeois, M. Boynard, P. Espinasse

# Caractérisation d'une image échographique

## La résolution latérale

- Définie par la capacité du système à séparer **deux échos situés sur un même plan**, perpendiculaire à l'axe de ce même faisceau
- Optimale à la distance focale
- Dépend de la géométrie du faisceau
- En général, la résolution axiale est meilleure que la résolution latérale.



**Figure:** Source: J.M. Bourgeois, M. Boynard, P. Espinasse

# Mode A

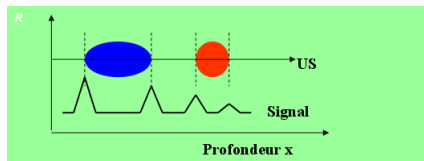


Figure: source: A. Durand

## Le mode A ou amplitude

- Le **mode le plus ancien** : correspond au mode de fonctionnement des profondimètres (sonars simples des navires)
- Affichage de l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur i.e. du temps d'arrivée
- Utilisation d'un seul faisceau de direction constante
- Distance entre 2 pics = épaisseur d'une structure
- Absence d'échos entre 2 pics = présence de liquide

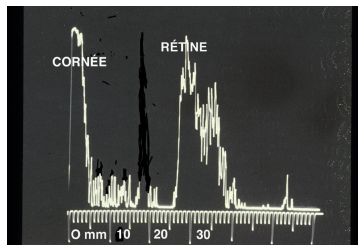
# Mode A

## Avantages et Inconvénients

- Mesures précises de la dimension des objets
- Information unidimensionnelle
- Pas d'enregistrement du mouvement

## Exemples d'applications cliniques

- Contrôle de la symétrie-cérébrale du nouveau né par échographie trans-fontanelle
- Imagerie ophtalmologique



# Mode B

## Le mode B ou Brillance

- Le mode de représentation **le plus utilisé**
- L'amplitude est traduite par le niveau de gris d'un point
- La profondeur du tissu est représentée sur l'axe des ordonnées et la position le long du transducteur sur l'axe des abscisses
- Résolution temporelle limitée par le débit d'images (autour de 20-30/s)

## Exemples d'applications cliniques

- Obstétrique
- Echographie abdominale, rénale

## Mode B



Figure: Séquence échographique rénale



# Mode TM

## Le mode TM Temps/Mouvement

- Représente la distance entre la sonde et les structures échogènes en fonction du temps (mode unidimensionnel)
- Pas de visualisation en coupe
- Information unidimensionnelle
- Très bonne résolution temporelle
- Moindre importance depuis l'apparition de l'imagerie Doppler

## Exemples d'applications cliniques

- Echocardiographie (examen des valves cardiaques..)

# Le mode TM Temps/Mouvement

## Le mode TM Temps/Mouvement

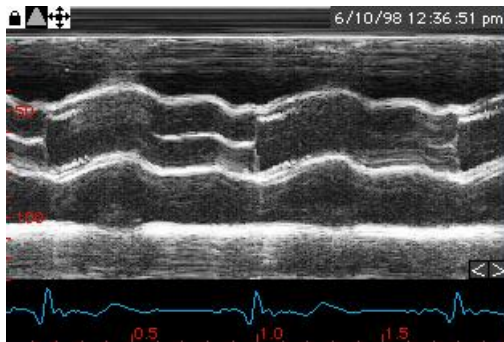


Figure: Visualisation du mouvement de la valve Aortique

⇒ **Éclipsé par l'imagerie de flux Doppler, comment?**

# L'effet Doppler

## Définition

*L'effet Doppler ou Doppler-Fizeau correspond au décalage de fréquence observé entre la mesure à l'émission et la mesure à la réception d'une onde acoustique ou électromagnétique dans le cas d'un émetteur ou d'un récepteur en mouvement.*



# L'effet Doppler

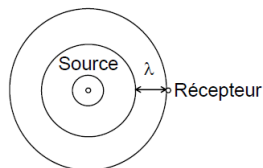
## Émetteur et récepteur fixes

Si la source et le récepteur sont fixes, la fréquence mesurée est identique à celle de la source:

$$f_s = f_r \text{ et } \lambda_s = \lambda_r \quad (2)$$

avec

$f_s$  et  $\lambda_s$  et  $f_r$  et  $\lambda_r$  respectivement la fréquence et la longueur d'onde de la source et de l'onde reçue



# L'effet Doppler

## Émetteur et/ou récepteur en mouvement

Dans le cas d'une source en mouvement rectiligne avec une vitesse inférieure à celle du son:

$$\lambda_r = \lambda_s + / - \Delta\lambda \quad (3)$$

avec

$$\Delta\lambda = \frac{v_s}{f_s} \quad (4)$$

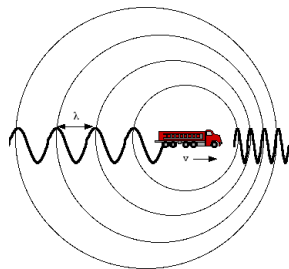


Figure: Source: <http://www.obs-hp.fr/lumiere/page15.html>

⇒ Fréquence supérieure à celle de la source en cas d'approche (son plus aigu) et inférieure en cas d'éloignement (son plus grave).

# L'effet Doppler

Dans le cas du mouvement du récepteur

$$f_r = f_0 \frac{(c + / - v_r)}{c} \quad (5)$$

+: approche

-: éloignement

Dans le cas du mouvement de la source

$$f_r = f_0 \frac{c}{(c + / - v_r)} \quad (6)$$

-: approche

+: éloignement

# L'effet Doppler appliqué à l'imagerie médicale

## Principe

- Globules rouges diffusent les ultrasons en provenance du sang
- Globules rouges en mouvement

⇒ Fréquence des ondes diffusées modifiées conformément à l'effet Doppler (globules rouges alternativement sources et récepteurs)

- Etude de l'onde diffusée dans la même direction que l'onde incidente  
= onde rétrodiffusée

⇒ Utilisation du faisceau rétrodiffusé et non réfléchi par le doppler

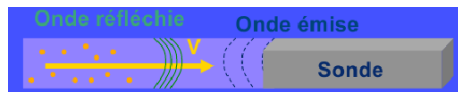
# L'effet Doppler appliqué à l'imagerie médicale

*La visualisation des globules rouges dans les vaisseaux se fait par combinaison des deux effets: récepteur puis source mobile en approche ou éloignement.*

## Approche

$$f_r = f_0 \frac{c + v_r}{(c - v_r)} \quad (7)$$

$$\Delta f = f_r - f_0 = \frac{2v_r}{(c - v_r)} f_0 \quad (8)$$





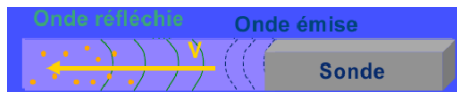
# L'effet Doppler appliqué à l'imagerie médicale

*La visualisation des globules rouges dans les vaisseaux se fait par combinaison des deux effets: récepteur puis source mobile en approche ou éloignement.*

## Eloignement

$$f_r = f_0 \frac{c - v_r}{(c + v_r)} \quad (9)$$

$$\Delta f = f_r - f_0 = \frac{-2v_r}{(c + v_r)} f_0 \quad (10)$$



# L'effet Doppler appliqué à l'imagerie médicale

*La visualisation des globules rouges dans les vaisseaux se fait par combinaison des deux effets: récepteur puis source mobile en approche ou éloignement.*

En pratique

$$c \gg v$$

$$|\Delta f| = \frac{2v}{c} f_0 \quad (11)$$

# L'effet Doppler appliqué à l'imagerie médicale

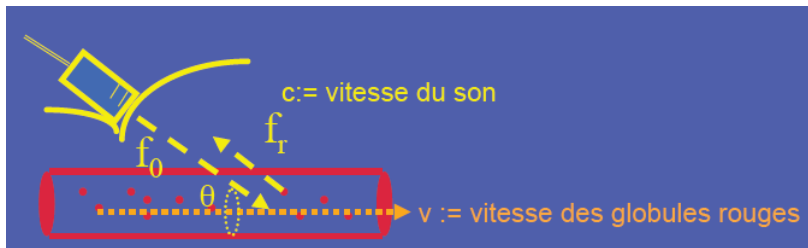
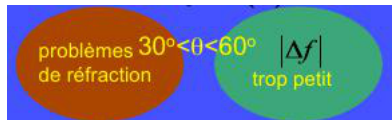


Figure: E. Angelini

⇒ Mesure indirecte du sang dans les vaisseaux

$$v = \frac{c|\Delta f|}{2f_0 \cos\theta} \quad (12)$$



# L'imagerie Doppler

## Echo-Doppler

- Simultanéité des images échographiques et doppler (2 transducteurs): *full doppler* (en réalité léger décalage mais visualisation simultanée)

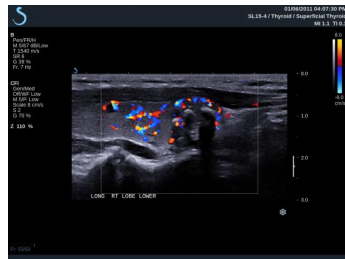
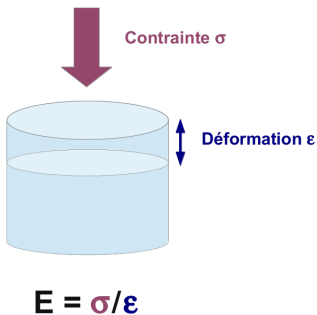


Figure: <http://www.supersonicimage.fr/>

# L'élastographie

Module de Young  $E$



$S$ : contrainte externe

$\epsilon$ : déformation, dépendante de l'élasticité du tissu

⇒ Mesure la rigidité des tissus

# L'élastographie

## Principe

Mesure de la vitesse  $V_c$  de cisaillement pour déduire le module de Young

## Vitesse de cisaillement

$$V_c = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

$\mu$ : module de cisaillement

$\rho$ : densité du milieu (environ  $1000 \text{ kg/mm}^3$ )

$$\Rightarrow \mu = \rho V_c^2$$

or  $E = 3\mu$

# L'élastographie

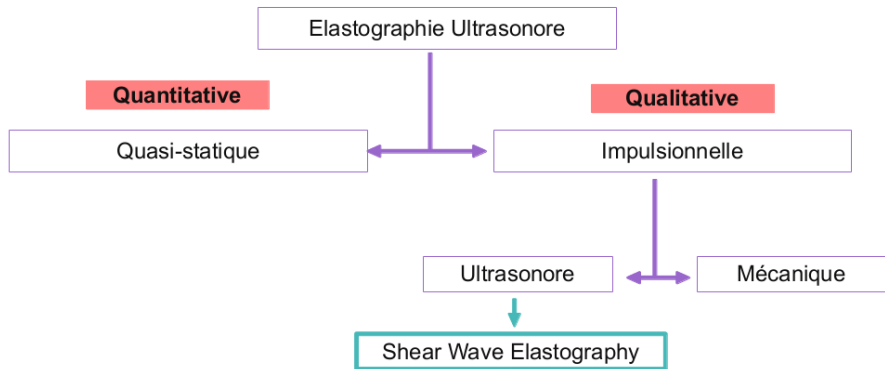


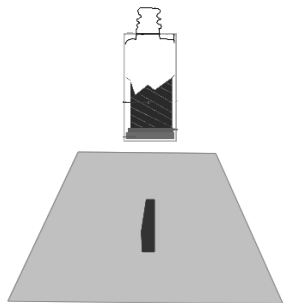
Figure: Classification: Mathilde Wagner

# Shear Wave Elastography

Etape 1

Etape 2

Etape 3



Repérage de la zone d'intérêt

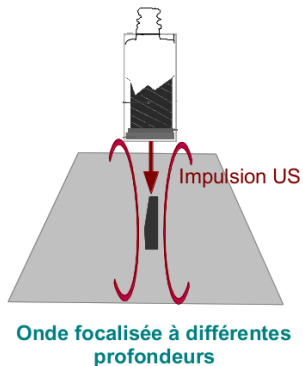


# Shear Wave Elastography

Etape 1

Etape 2

Etape 3

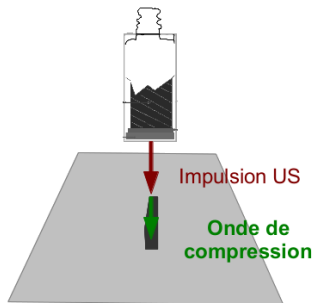


# Shear Wave Elastography

Etape 1

Etape 2

Etape 3

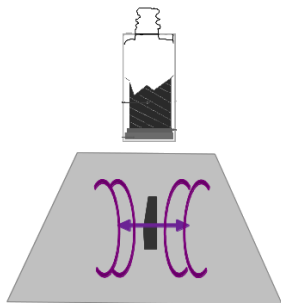


# Shear Wave Elastography

Etape 1

Etape 2

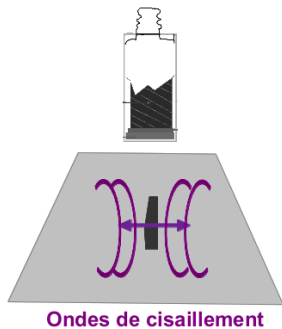
Etape 3



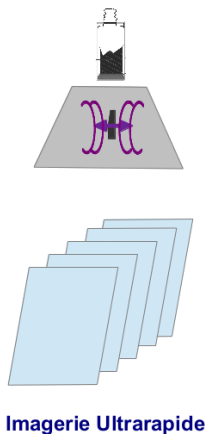
Ondes de cisaillement

# Shear Wave Elastography

Etape 1



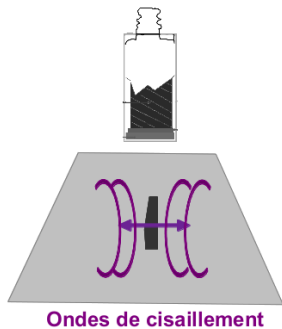
Etape 2



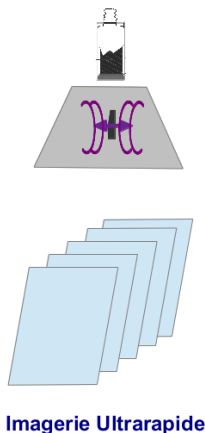
Etape 3

# Shear Wave Elastography

## Etape 1



## Etape 2



## Etape 3

Traitements pour la  
formation de  
l'image

Calcul de la vitesse  
de cisaillement

→ Mesure d'élasticité

Cartes paramétriques

# Bruit et Artefacts ultrasonores

Des images encore imparfaites...

# Bruit et Artefacts ultrasonores

## Approximations réalisées lors de l'acquisition ultrasonore

- l'onde transmise est plane et sans diffraction
- la vitesse de propagation est uniforme et constante
- le coefficient d'atténuation est uniforme dans le corps
- le corps = ensemble isotrope de sources spéculaires

⇒ Source de nombreux artefacts dans l'image

# Bruit dans les images

## Le bruit blanc

Dû

- aux éléments piézo-électriques
- aux matériaux du système d'amplification

## Le speckle

- Se réfère aux interférences des ondes ultrasonores provenant des différents diffuseurs
- Aspect dual car mesure du milieu
- Statistique dépend du nombre de diffuseurs par cellule de résolution et de l'espacement entre les diffuseurs



# Bruit dans les images

## Le speckle

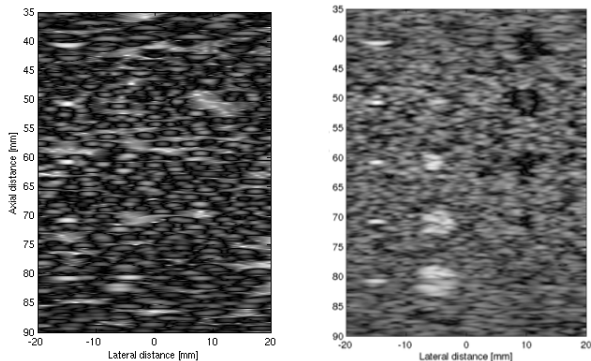


Figure: Influence du nombre de diffuseurs sur le résultat final: 1000 vs 10000 diffuseurs

# Exemples d'artefacts ultrasonores

## Les échos en trop

Exemples: les échos retardataires, les artefacts des lobes secondaires, l'effet miroir, l'effet de volume partiel

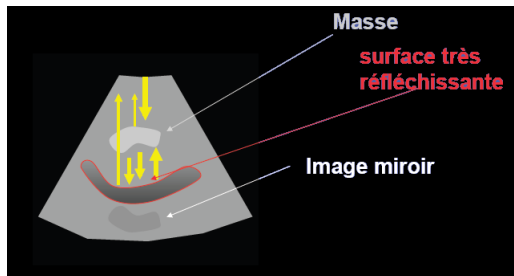


Figure: L'effet miroir source: E. Angelini

# Exemples d'artefacts ultrasonores

## Les échos en moins

Exemples: les cônes d'ombre

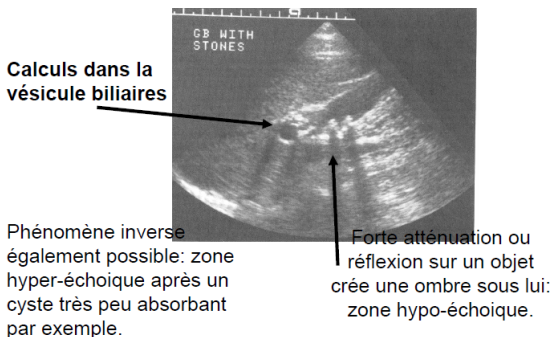


Figure: Les cônes d'ombre source: E. Angelini

# Exemples d'artefacts ultrasonores

## Les déformations d'image

Exemples: les artefacts de vélocité, les images de dédoublement

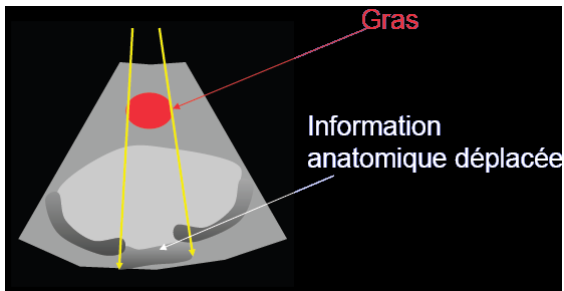


Figure: Artefact de vélocité source: E. Angelini

# Des images difficiles à traiter...

## Des images difficiles à traiter...

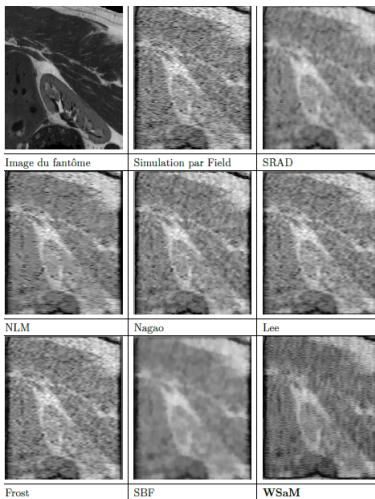
- méthodes classiques de segmentation difficiles à mettre en oeuvre
- bruit très particulier

⇒ Nécessité de mettre en place des méthodes spécifiques

- travaux sur la réduction du speckle, augmentation du contraste etc.
- travaux sur le suivi du speckle
- segmentation et suivi de tissus

# Des images difficiles à traiter...

## Exemples de filtrages d'image



# Ultrasons à visée thérapeutique

## Hyperthermie

Absorption de l'onde sonore génère de la chaleur dans les tissus, dissipée par le flux sanguin entre autres.

Phénomène très marqué à l'interface tissu / os (forte absorption).

Utilisation de la chaleur émise lors de l'absorption des US par les tissus pour:

- Traitement des rhumatismes, inflammations (entorses, etc.), escarres,...
- Traitement complémentaires dans certains cancers

# Ultrasons à visée thérapeutique

## Vibrothérapie

Utilisation du côté vibratoire des ondes US pour:

- Casser calculs rénaux ou biliaires
- Action antalgique: douleurs et contractures, pathologies post-traumatiques

## Cavitation

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

- Utilisation pour nettoyer du matériel médical dans des cuves remplies de liquide
- Evidage de grosses tumeurs cérébrales



# Recherche en ultrasons



Figure: Images en 1985 – 1990 – 1995

## De nombreux domaines de recherches

- Imagerie ultrarapide: vaisseaux, etc.
- Simulation ultrasonore (cf. TP)
- Amélioration d'image
- Recherche sur les sondes (ex: sondes 3D)



Figure: source: GE Healthcare

# Un petit exemple d'application en recherche

