

Imagerie ultrasonore

Sonia Dahdouh

Télécom ParisTech - CNRS LTCI - WHIST Lab



Octobre 2013

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.

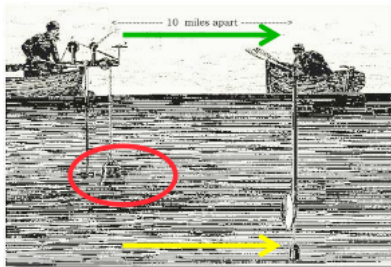


Figure: www.ob-ultrasound.net

⇒ *Vitesse mesurée de 1435 m/s.*

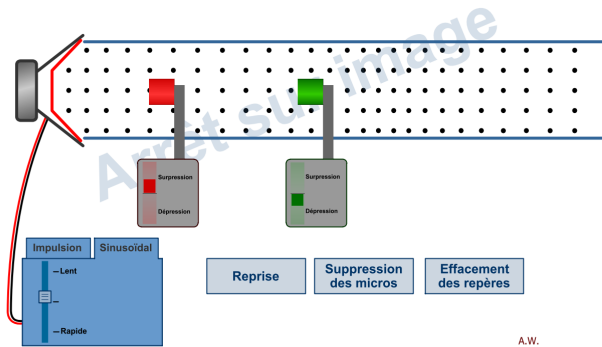
Un petit retour en arrière..

- 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



Les ondes sonores

Propagation d'une onde sonore plane

Figure: www.ostralo.net

Les ondes sonores

Propriétés des ondes sonores ou acoustiques

- Ondes mécaniques nécessitant un milieu **matériel** et **élastique**
⇒ L'ultrason ne fait pas partie du spectre EM
- Propagation de proche en proche d'une déformation
⇒ variations de pression **locales** et oscillation des molécules autour de leur point d'équilibre
⇒ ondes de pression **longitudinales**
- Passage de l'onde induit des zones de **dépression** et de **compression**

Les ondes sonores

Propriétés des ondes sonores ou acoustiques

- Vitesse du son :

$$c = \lambda * f$$

Longueur d'onde λ = distance entre compression et dépression

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

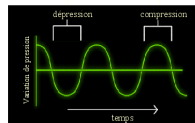
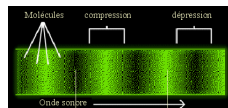


Figure: source: www.cegep-ste-foy.qc.ca

Dans un milieu homogène, l'onde ultrasonore est une onde **cohérente**:
 ⇒ pas de superposition décalée de plusieurs ondes de f et λ 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 ρ	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 1540 m/s**

Caractérisation des ondes ultrasonores

Fréquence des ultrasons

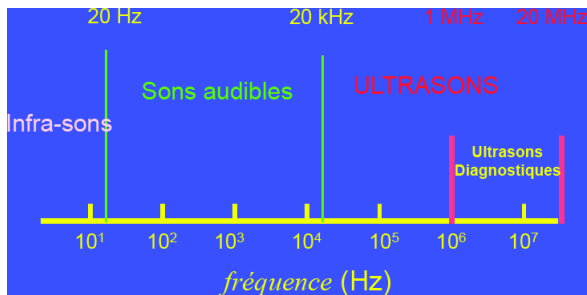


Figure: E. Angelini

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

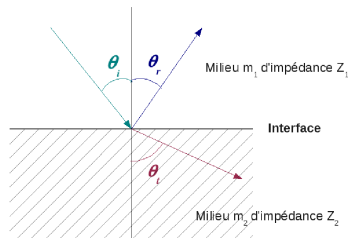
Interfaces caractérisées par:

- **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**

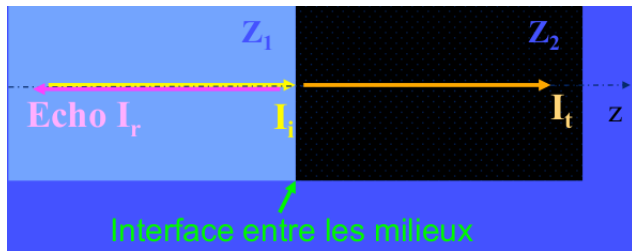


Figure: source: E. Angelini

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

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

$$R + T = 1$$

⇒ 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 ρ	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

Échos de diffusion

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

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

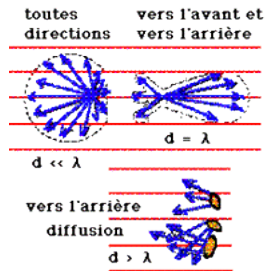


Figure: www.med.univ-rennes1.fr

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

Pression acoustique p

Elle varie en chaque point en fonction de la fréquence de l'onde ultra-sonore. L'énergie de l'onde provoque le déplacement des particules et des variations de pression locale qui soumettent les particules du milieu à des mouvements vibratoires.

Intensité ultra-sonore

Énergie qui traverse perpendiculairement une unité de surface pendant une unité de temps.

$$I = \frac{p^2}{\rho * c} \quad (2)$$

Plus l'aire diminue, plus l'intensité augmente.

Onde et matière

Phénomène d'absorption

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

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

α : coefficient d'absorption

x : distance à la source

I_0 : intensité initiale

Onde et matière

Phénomène d'absorption

Le coefficient d'absorption α varie avec le carré de la fréquence de l'onde:

$$\alpha = k * f^2$$

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

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

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**

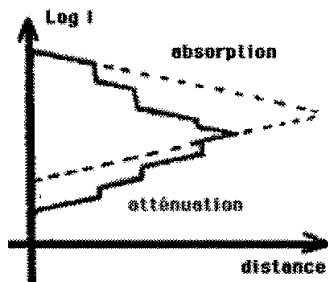


Figure: Atténuation de l'onde ultra-sonore dans des milieux hétérogènes source: www.med.univ-rennes1.fr/

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

Onde et matière

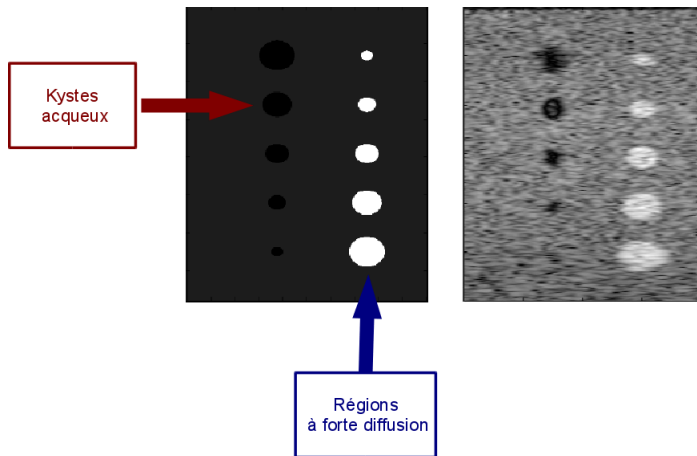


Figure: Image avant et après simulation échographique

Des ondes à l'image..



Ker Theo (Theodore) DuSoleil
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

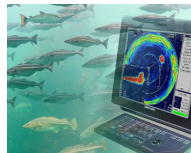


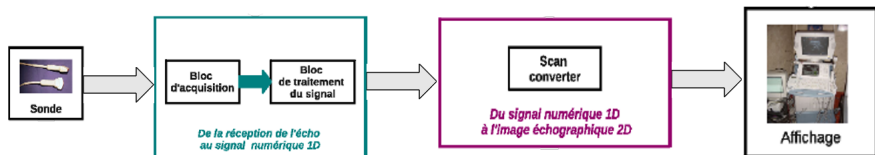
Figure: Source:Simrad

Un peu d'histoire..

Du militaire au civil..

- 1941: Publication d'un article expliquant le principe de l'hyperphonogramme 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

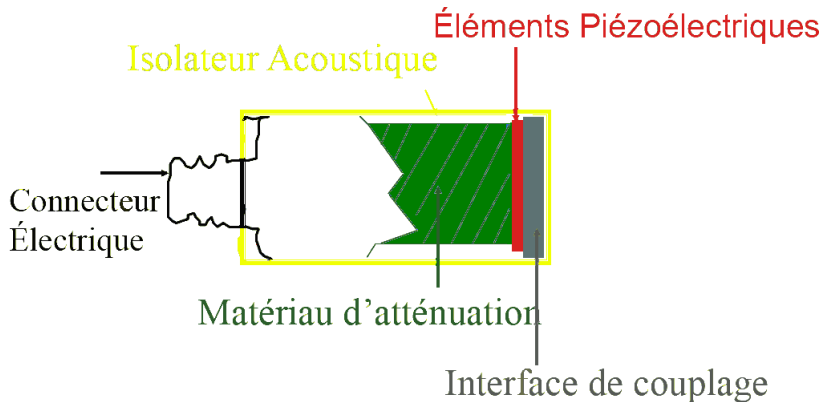


Figure: Sondes philips



Figure: Sondes linéaire et sectorielle

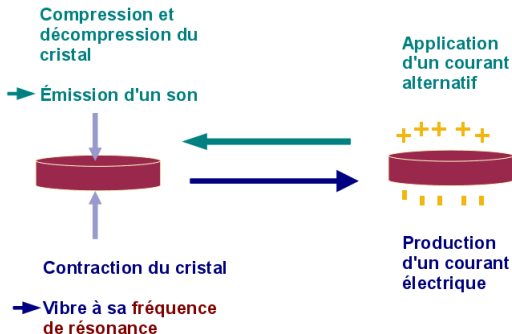
La sonde échographique



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

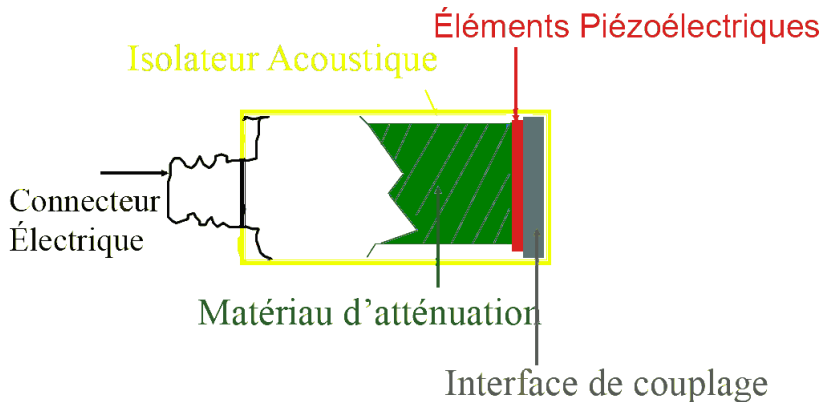
Le quartz, certains sels, certains polymères de synthèses, certaines céramiques etc.

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

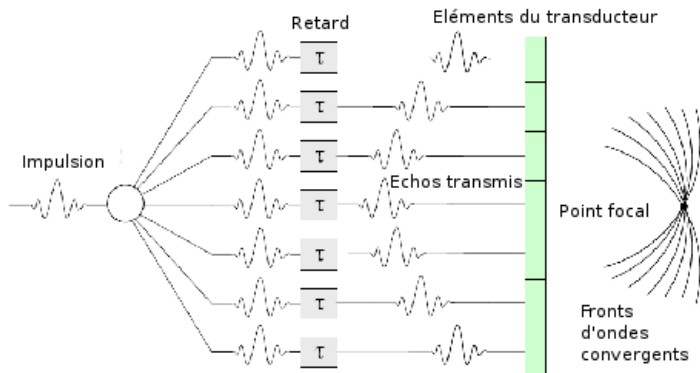
La sonde échographique

Fonctionnement de la sonde

- ① Mise sous tension du PZT → Génération d'une onde de compression
En mode écho pulsé, 150V tous les 1 μ 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!

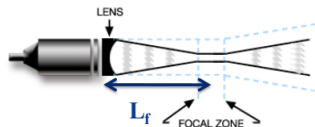
Fonctionnement du transducteur en émission



Fonctionnement du transducteur en émission

Focalisation mécanique

- Utilisation d'une lentille acoustique convexe à faible vitesse de propagation des US
- Utilisation d'une céramique à face avant concave
- Non paramétrable par l'échographiste mais très efficace



Fonctionnement du transducteur en émission

Focalisation électronique

- Utilisation des lignes à retard
- Facilement modulable
- Peut être couplé à un décalage de phase qui assure le côté oblique du tir US

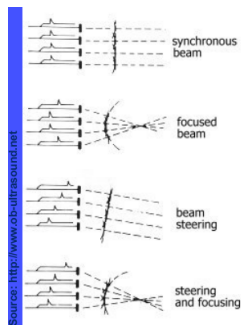
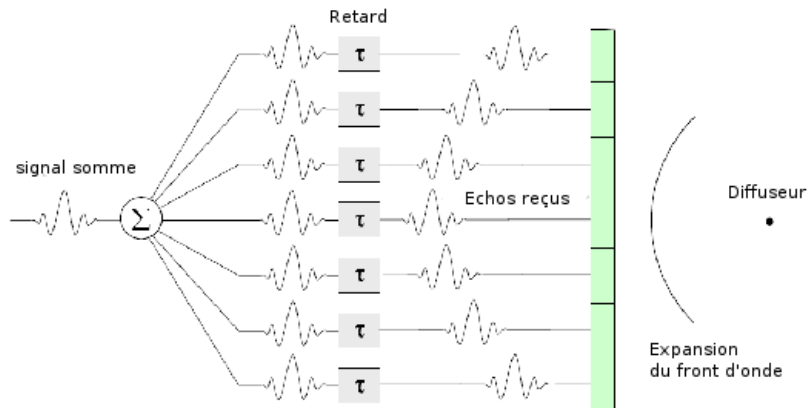


Figure: Direction du faisceau par décalage temporel entre les éléments PZT

Fonctionnement du transducteur en réception

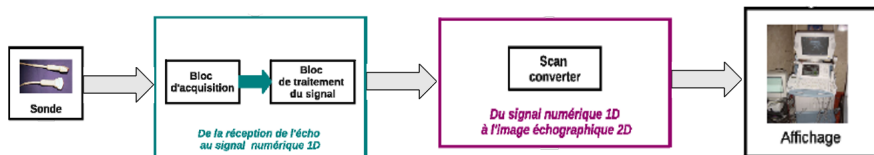


Fonctionnement du transducteur en réception

Réception des échos

- Si focalisation mécanique, pas de traitement à appliquer
- Si focalisation électronique, nécessaire de compenser les retards en réception
⇒ Utilisation de lignes de retard

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

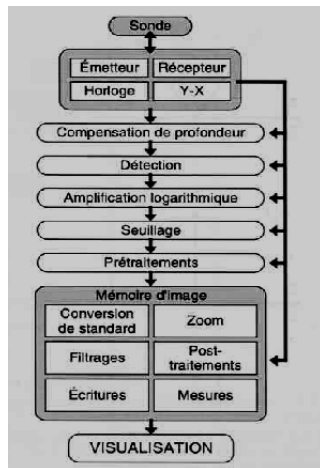


Figure: source: A. Durand

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.

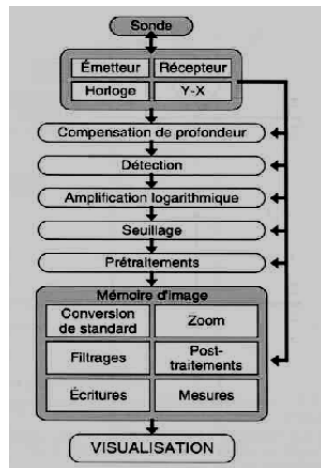
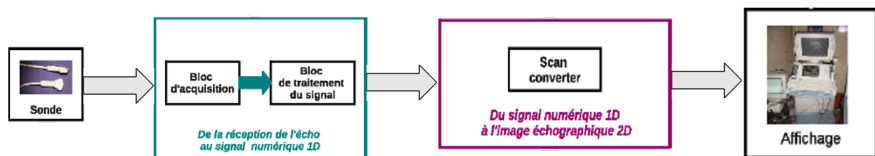
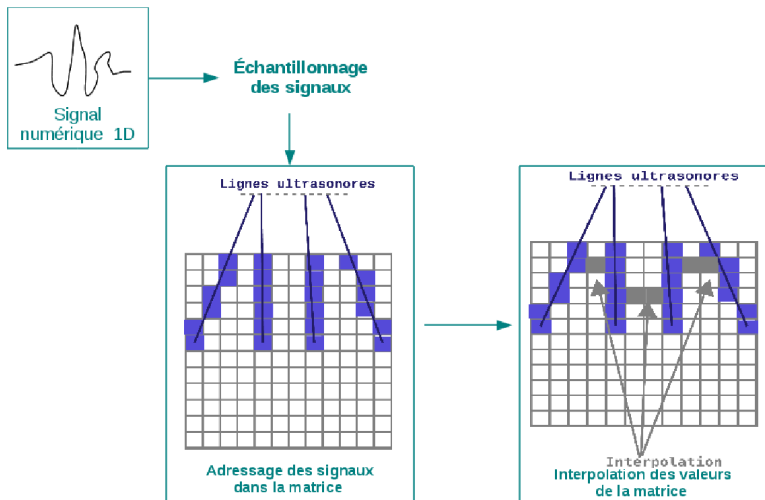


Figure: source: A. Durand

Schéma général de fonctionnement



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



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

Plusieurs types de balayages

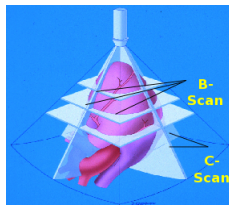
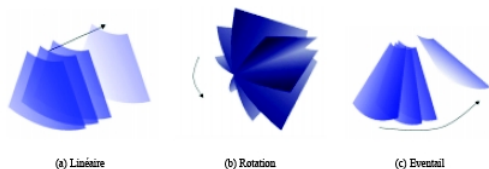


Figure: Grille 2D de PZT déphasés (source: E. Angelini)

Petite illustration simplifiée



Figure: www.ostralo.net

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.

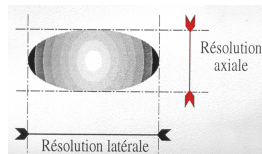


Figure: Source: J.M. Bourgeois, M. Boynard, P. Espinasse

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.

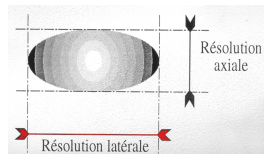


Figure: Source: J.M. Bourgeois, M. Boynard, P. Espinasse

Mode A

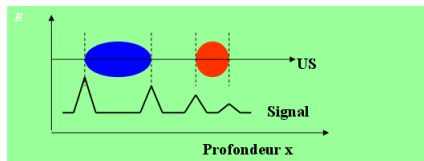


Figure: source: A. Durand

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

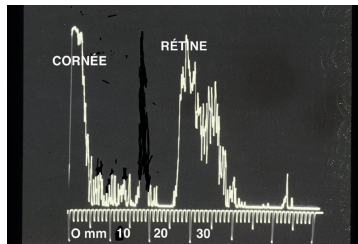
Mode A

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

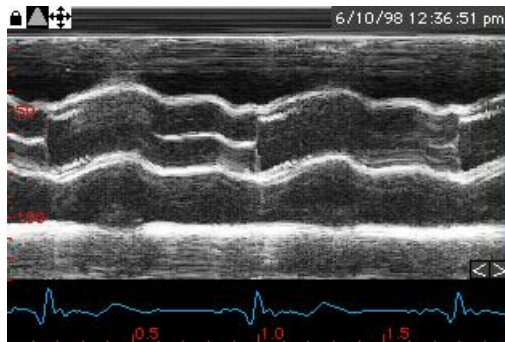


Figure: Visualisation du mouvement de la valve Aortique

⇒ **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

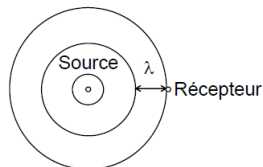
Émetteur et récepteur fixes

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

$$f_s = f_r \text{ et } \lambda_s = \lambda_r \quad (3)$$

avec

f_s et λ_s et f_r et λ_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:

$$\lambda_r = \lambda_s + / - \Delta\lambda \quad (4)$$

avec

$$\Delta\lambda = \frac{v_s}{f_s} \quad (5)$$

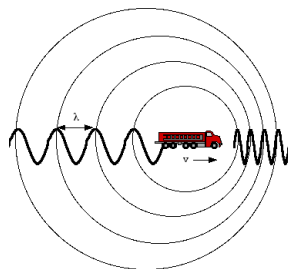


Figure: Source: <http://www.obs-hp.fr/lumiere/page15.html>

⇒ 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

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

+: approche

-: éloignement

Dans le cas du mouvement de la source

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

-: 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

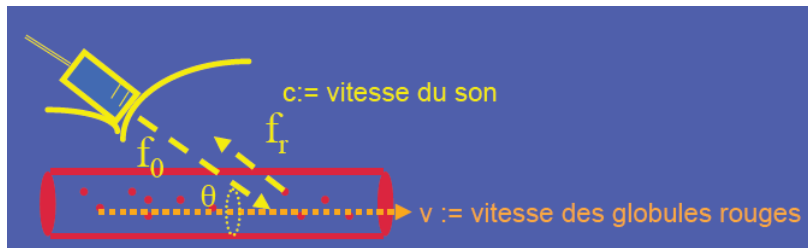


Figure: E. Angelini

⇒ Mesure indirecte du sang dans les vaisseaux

$$v = \frac{c|\Delta f|}{2f_0 \cos\theta} \quad (8)$$

L'imagerie Doppler

Le Doppler continu

- Capteur composé de deux cristaux: un émetteur continu et un récepteur
- Fréq. Doppler extraite au niveau du démodulateur par comparaison des fréquences d'émission et de réception
- Mesure moyenne des signaux venant de l'ensemble des vaisseaux traversés

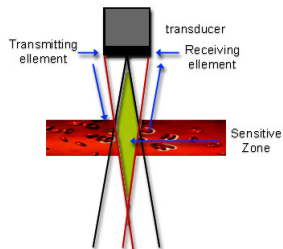


Figure: <http://www.centrus.com.br>

L'imagerie Doppler

Avantages

- Utilisé dans l'étude des vaisseaux sanguins périphériques: vaisseaux du cou, artères du membre inférieur, veines du membre inférieur etc.
- Grande sensibilité pour la détection des flux lents
- Faible puissance acoustique

Limites

- Absence de résolution spatiale
- Observation de tout mouvement de sang le long du faisceau → aucune discrimination axiale

L'imagerie Doppler

Le Doppler pulsé

- Sonde à cristal unique alternativement émetteur et récepteur
- Délai entre deux impulsions:
 - détermine la fréquence de répétition
 - détermine la profondeur du champs d'exploration

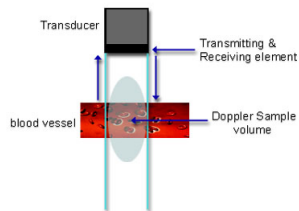


Figure: <http://www.centrus.com.br>

L'imagerie Doppler

Avantages

- Utilisé dans l'étude de la circulation sanguine au niveau des cavités et des valves cardiaques
- Résolution spatiale permettant la localisation en profondeur

Limites

- Difficulté à détecter les flux très lents
- Nécessité d'une forte puissance acoustique
- Risque d'ambiguïté en fréquence

L'écho-doppler

Principe

Couplage d'une image échographique à un signal Doppler selon plusieurs méthodes:

- Faisceau doppler généré par un transducteur indépendant de celui utilisé par l'échographe
- Faisceau doppler généré par la sonde échographique
- Simultanéité des images échographiques et doppler: *full doppler* (en réalité léger décalage mais visualisation simultanée)
- Imagerie doppler bidimensionnelle : écho doppler couleur. Balayage de l'organe en mode écho puis en mode doppler). Obtention consécutives de: imagerie, doppler couleur, tracé vélocimétrique par doppler pulsé

L'imagerie Doppler



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

Bruit et Artefacts ultrasonores

Des images encore imparfaites...

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

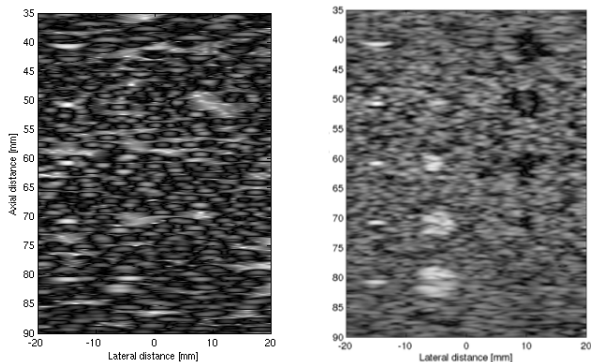


Figure: Influence du nombre de diffuseurs sur le résultat final: 1000 vs 10000 diffuseurs

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

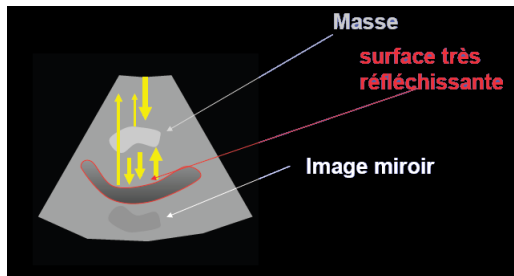


Figure: L'effet miroir source: E. Angelini

Exemples d'artefacts ultrasonores

Les échos en moins

Exemples: les cônes d'ombre

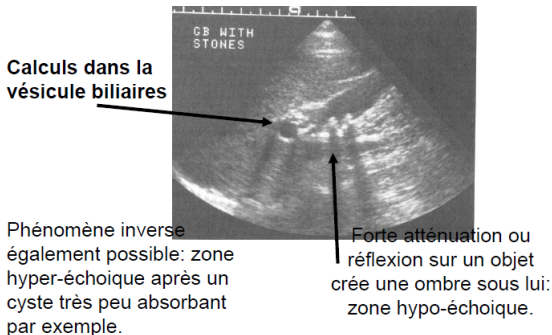


Figure: Les cônes d'ombre source: E. Angelini

Exemples d'artefacts ultrasonores

Les déformations d'image

Exemples: les artefacts de vélocité, les images de dédoublement

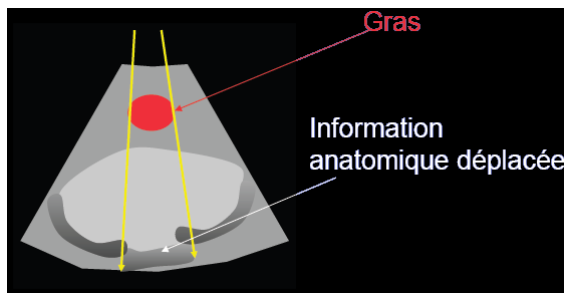


Figure: Artefact de vélocité source: E. Angelini

Des images difficiles à traiter...

Des images difficiles à traiter...

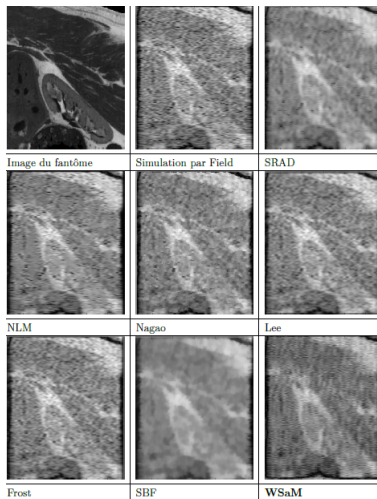
- méthodes classiques de segmentation difficiles à mettre en oeuvre
- bruit très particulier

⇒ 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

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

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

Vibrothérapie

Utilisation du côté vibratoire des ondes US pour:

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

Ultrasons à visée thérapeutique

Cavitation

- 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

- Simulation ultrasonore (cf. TP)
- Amélioration d'image
- Recherche sur les sondes (ex: sondes 3D)
- Filtrage, Segmentation d'images



Figure: source: GE Healthcare

Un petit exemple d'application en recherche



Liens utiles

Cours du collège des enseignants de radiologie de France:

<http://www.sfrnet.org/cerf/enseignement/des/Modules%20nationaux/Ultrasons/article.phtml?id=rc%2Forg%2Fsfrnet%2Fhtm%2FArticle%2F2011%2F20110524-112842-171>

Cours de l'université Rennes 1

http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003_cv_rb_4.html