

# Dispositifs d'imagerie médicale

---

## Echographie

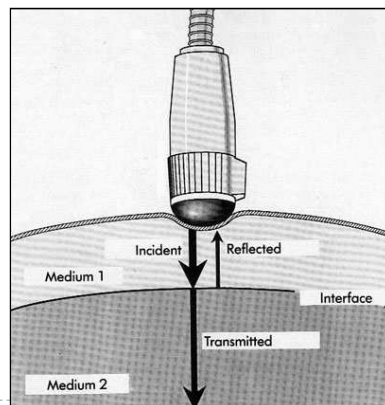
Intervenant : F. Rousseau  
rousseau@unistra.fr



## Echographie

---

- ▶ Principe de l'échographie
  - ▶ Envoi d'une onde ultrasonore
  - ▶ Analyse du signal réfléchi
- ▶ Utilisation
  - ▶ Diagnostic
  - ▶ Thérapeutique



## Echographie

---

- ▶ Comment voir mieux ?
- ▶ Comment voir plus ?
- ▶ Comment voir des organes considérés inaccessibles jusqu'à maintenant ?



## Bref historique

---

Date	Découvreur	Fait
1822	Colladon	Propagation des sons dans l'eau
1840	Doppler	Effet Doppler
1877	Rayleigh	Publication de "Theory of sound"
1880	Frères Curie	Effet piézoélectrique
1915	Langevin	Propagation des ultrasons
1950's	Wild, Leskell puis Donald	Echographie diagnostique
1987		Utilisation du Doppler couleur
1990's		Echographie 3D



## Plan

---

- ▶ Physique
- ▶ Réalisation
- ▶ “Les autres échographies”



## Plan

---

- ▶ *Physique*
  - ▶ *Les ultrasons*
  - ▶ *Interaction avec la matière*
  - ▶ *Focalisation*
- ▶ Réalisation
- ▶ “Les autres échographies”

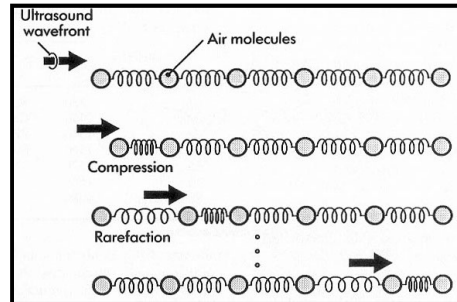


## Les ultrasons (US)

### ▶ Ondes acoustiques

- ▶ Ondes élastiques (≠ électromagnétiques)
- ▶ Phénomène mécanique
- ▶ Vibrations matérielles
- ▶ Equation de propagation:

$$\Delta\phi - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = 0$$



## Les ultrasons (US)

### ▶ Classification selon la fréquence

- ▶ Infra-sons :  $f < 20 \text{ Hz}$
- ▶ Sons audibles :  $20 \text{ Hz} < f < 20 \text{ KHz}$
- ▶ *Ultrasons* :  $20 \text{ KHz} < f < 500 \text{ MHz}$
- ▶ Hyper-sons :  $f > 500 \text{ MHz}$



## Les ultrasons

Fréquence	applications
0.5 MHz	Ostéodensitométrie
1 MHz	Echo-encéphalographie mode A
2.25 MHz	Echo abdominale (sujets corpulents) Doppler trans-crânien
3.5MHz	Echo abdominale Echo cardiaque
4 MHz	Doppler vaisseaux périphériques
5 MHz	Tissus superficiels Echo abdominale (sujets minces) Thorax, seins, testicules, gynécologie, thyroïde, cerveau de nouveau-né ...
7.5 - 10 MHz	Tissus très superficiels Oeil, hanche du nouveau-né, sein, thyroïde...
12 – 20 MHz	Biométrie en mode A (ophtalmologie)
1 – 10 GHz	Microscopie ultrasonore

## Les ultrasons

- ▶ Vitesse de propagation :  $c^2 = E / \rho$ 
  - ▶ avec E et  $\rho$  : élasticité et densité du milieu
  - ▶  $\approx$  uniforme dans les tissus mous ( $\approx 1540$  m/s)

Tissus	Densité $kg/m^3$	Vitesse $m/s$	Impédance acoustique $kg/m^2/s$
Graisse	$0.92 \cdot 10^3$	1446	$1.33 \cdot 10^6$
Muscle	$1.07 \cdot 10^3$	1542 - 1626	$1.65 - 1.74 \cdot 10^6$
Sang	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Os	$1.38 - 1.81 \cdot 10^3$	2070 - 5350	$3.75 - 7.38 \cdot 10^6$
Cerveau	$1.03 \cdot 10^3$	1505 - 1612	$1.55 - 1.66 \cdot 10^6$
Foie	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Rein	$1.04 \cdot 10^3$	1567	$1.62 \cdot 10^6$
Rate	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Poumon	$0.40 \cdot 10^3$	650	$0.26 \cdot 10^6$
Air	1.2	333	$0.4 \cdot 10^3$
Eau distillée	$1.00 \cdot 10^3$	1480	$1.48 \cdot 10^6$

## Les ultrasons

---

- ▶ L'impédance :  $Z^2 = \rho / \chi$  ou  $Z = \rho c$ 
  - ▶  $\chi$  : compressibilité
  - ▶ Exprime le comportement d'un milieu matériel vis-à-vis des US
- ▶ Fréquence et longueur d'onde :  $\lambda = c / f$ 
  - ▶  $3 \text{ MHz} < f < 12 \text{ MHz}$
  - ▶ Longueur d'onde : « pouvoir de résolution »
  - ▶ Rmq: à  $f$  constante,  $\lambda$  varie avec la nature du milieu



## Interactions avec la matière

---

Absorption

Réflexion

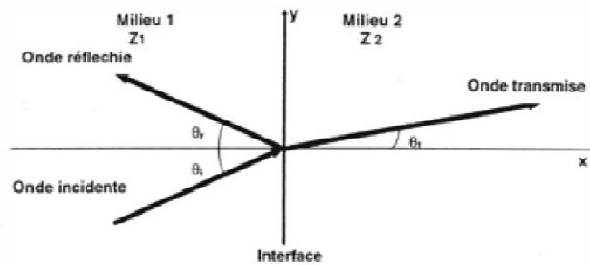
Réfraction

Diffusion



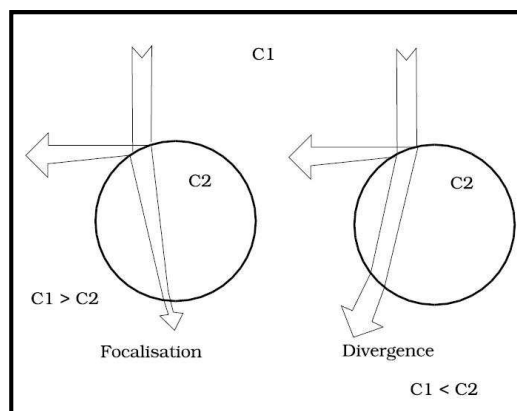
## Interactions avec la matière

- ▶ Absorption :  $I(x) = I_0 e^{-\alpha x}$  avec  $\alpha$  proportionnel à  $f^2$
- ▶ Réflexion :  $R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$ 
  - ▶ 6% pour 1 interface foie/rein
  - ▶ 40% pour 1 interface tissus mous / os



## Interactions avec la matière

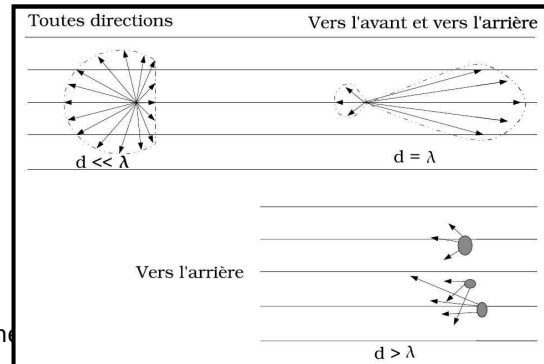
- ▶ Réfraction :  $\sin \theta_t / \sin \theta_i = c_2 / c_1$



## Interactions avec la matière

### ► Diffusion

- $d$  : taille de l'interface
- 3 types de diffusion:
  - $d \gg \lambda$  : rétro-diffusion
  - $d \approx \lambda$  : diffusion antégrade
  - $d \ll \lambda$  : diffusion multidirectionnelle



Orientation de la sonde + importante pour visualiser les contours que la structure des organes



Présence de « speckle » dans les images échographiques



## Risques

### ► Utilisation d'US induit des variations de pression dans les tissus

- Intensité :  $I = P^2 / 2\rho c$  en  $W/cm^2$
- Effet mécanique
- Effet thermique ( $dT$  proportionnel à  $I.t$ )

### ► Principe général :

- ALARA : As low as reasonably achievable
- Exemples :
  - Mechanical index :  $MI = P_{max} / f^{1/2}$
  - Thermic index : Energie émise / quantité pour que  $T = 1$  degré
- *A ce jour aucun effet biologique indésirable imputable aux ultrasons n'a été mis en évidence chez l'humain*

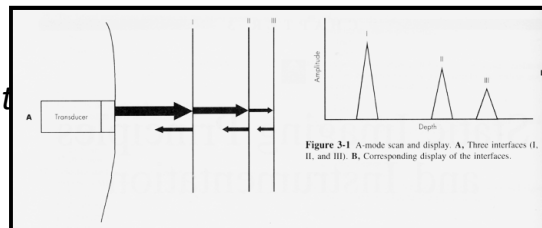




## Interactions avec la matière

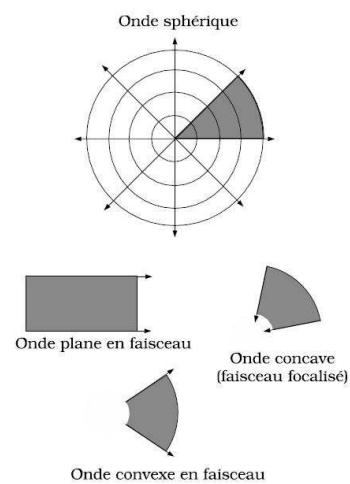
- ▶ Retour sur le principe de l'échographie
  - ▶ Utilisation de la réflexion des ondes US
  - ▶ Limitations : diffusion, réfraction, absorption ... et réflexion !

▶ Comment



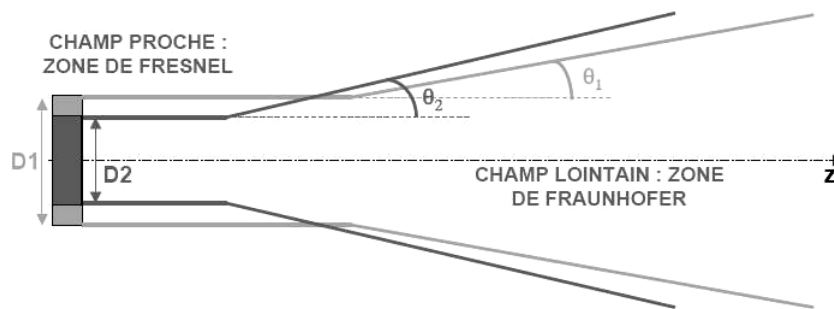
## Le faisceau ultrasonore

- ▶ Diriger les ondes US
  - ▶ L'onde US peut se déplacer dans toutes les directions de l'espace (onde sphérique)
  - ▶ Pour obtenir un faisceau (onde directionnelle), il faut que  $\lambda <$  dimension de la source

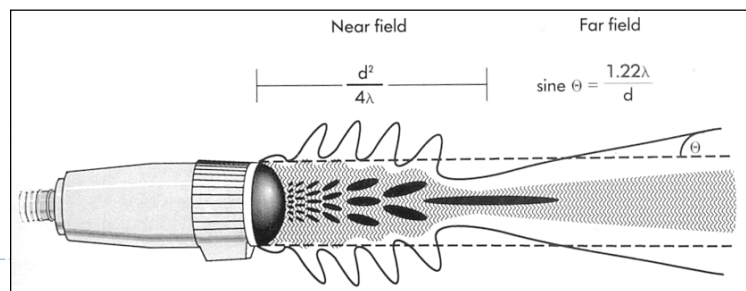
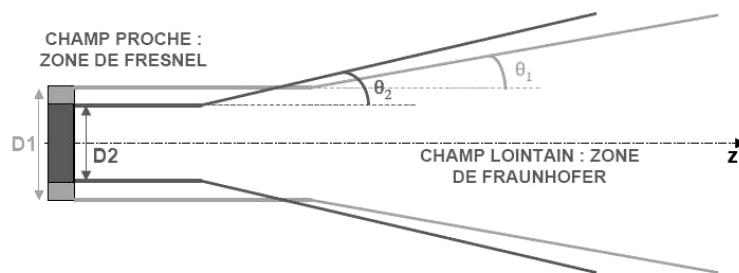


## Morphologie du faisceau US

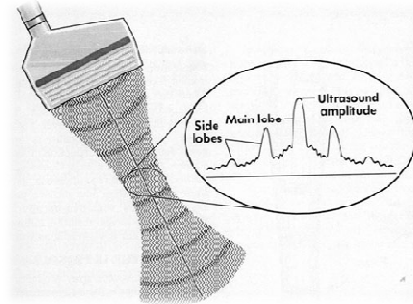
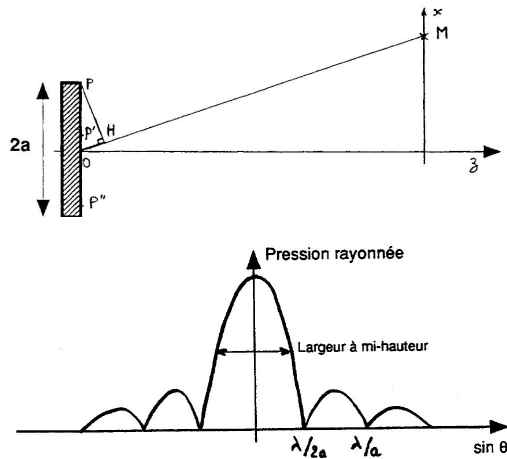
- ▶ Champ proche
  - ▶ Longueur :  $L = D^2 / 4\lambda$  avec D diamètre de la source
- ▶ Champ lointain
  - ▶  $\sin \theta = 1.22 \lambda / D$



## Morphologie du faisceau US



## Le diagramme de rayonnement

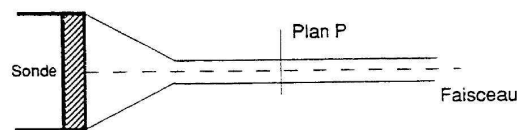


► Commentaires de « traiteurs de signaux » ?

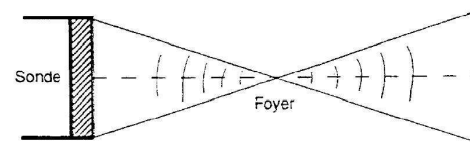


## La focalisation

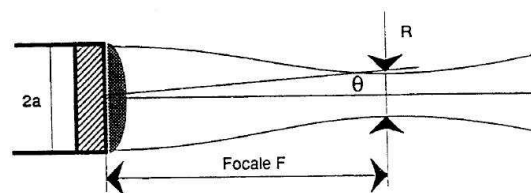
■ Cas idéal



■ Focalisation idéale  
 ➔ Front d'onde sphérique

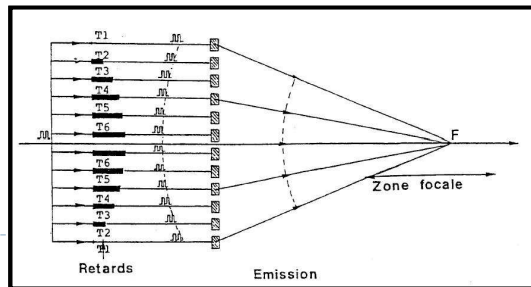


■ Focalisation pratique  
 $R \approx \lambda F / a$

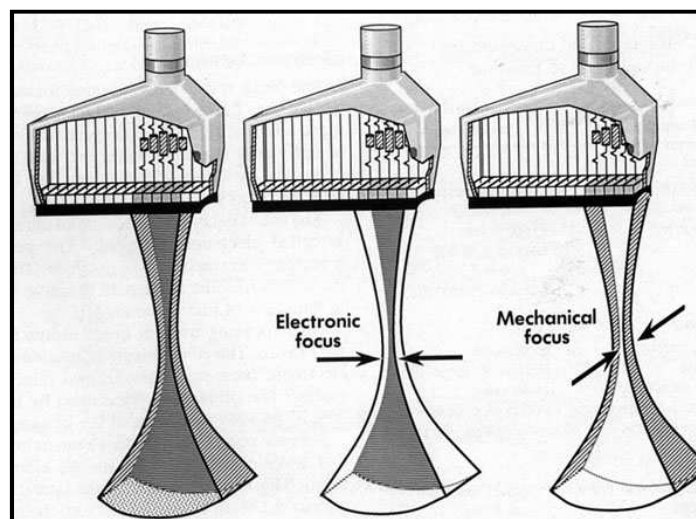


## La focalisation

- ▶ Réalisation pratique : création d'un front d'onde sphérique
  - ▶ Transducteur sphérique
  - ▶ Lentille
  - ▶ Focalisation électronique

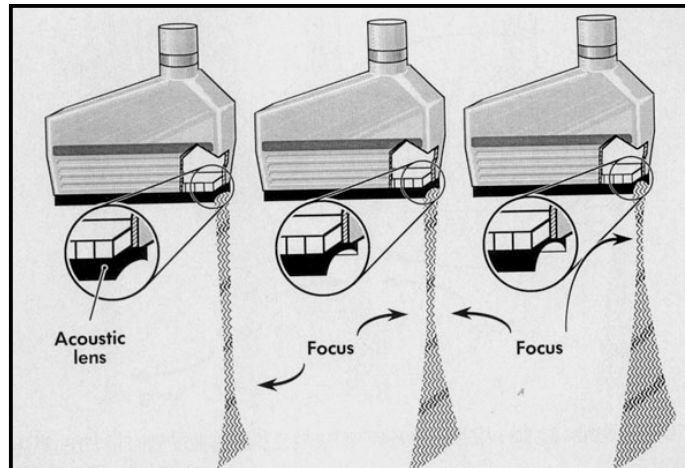


## La focalisation mixte



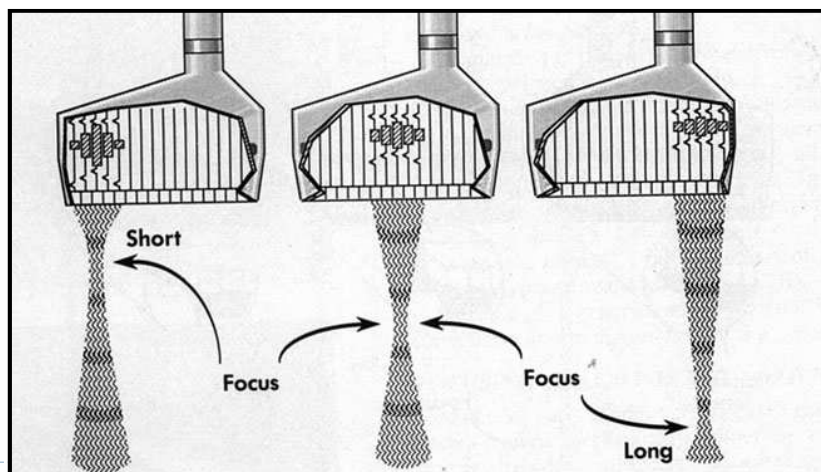
## La focalisation mixte

Focalisation mécanique et fixe dans l'épaisseur de coupe



## La focalisation mixte

Focalisation électronique et variable dans le plan de coupe



## La focalisation

---

- ▶ Combinaison de plusieurs focales -> baisse de résolution temporelle
- ▶ Focalisation en émission ET en réception



*Emission*

*Réception*

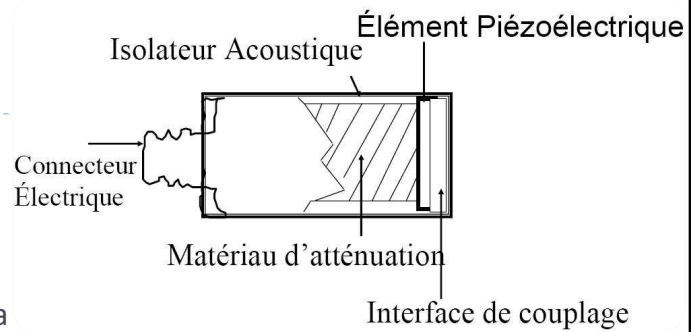
## Plan

---

- ▶ Physique
- ▶ *Réalisation*
  - ▶ *La sonde*
  - ▶ *L'effet piézo-électrique*
  - ▶ *Mode d'acquisition*
  - ▶ *Formation de l'image*
  - ▶ *Les artefacts*
- ▶ "Les autres échographies"



## La sonde

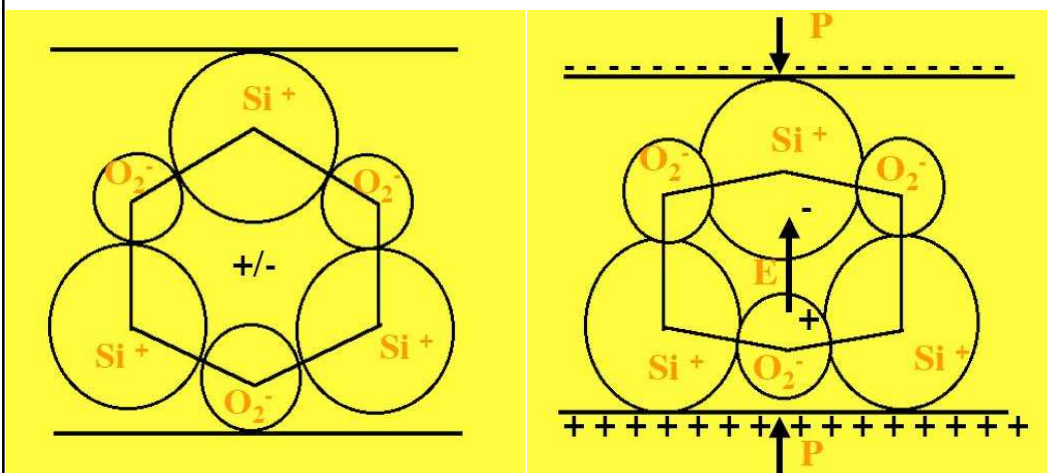


### ► Points clefs:

- Elle conditionne la
- C'est à la fois un émetteur et un récepteur
- Elle transforme l'impulsion électrique en onde Us et inversement
- Choix de la fréquence
- Type de la sonde



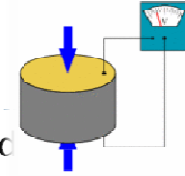
## L'effet piézo-électrique



► Les centres de gravités sont confondus

Les centres de gravités sont dissociés

## L'effet piézo-électrique



- ▶ Soit une force  $F = P S$ , appliquée sur les 2 faces d'un cristal piézo-électrique :
  - ▶ Création d'une tension piézo-électrique  $U$
  - ▶ Effet piézo-électrique direct  $U = k P$
  
- ▶ Et inversement, soit une tension  $U$  appliquée au cristal piézo-électrique :
  - ▶ Création d'une déformation du cristal et d'une pression  $P$ ,
  - ▶ Effet piézo-électrique inverse :  $P = k' U$



## L'effet piézo-électrique

- ▶ Piézo-électricité
  - ▶ Découverte en 1880 par les frères Curie
  - ▶ Naturelle (cristaux tel que le quartz),
  - ▶ Artificielle (polarisation des matériaux ferroélectriques)
  
- ▶ Matériaux piézo-électriques :
  - ▶ Cristaux, *Céramiques*, Polymères, Composites
  
- ▶ 2 Caractéristiques importantes :
  - ▶ Constante de couplage  $k_t$  : aptitude à convertir l'énergie électrique en énergie mécanique, et inversement
  - ▶ Impédance  $Z$  : doit être proche de celle des tissus biologiques





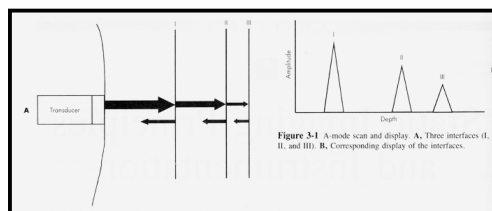
## Modes d'acquisition

- ▶ **Mode A (amplitude)**
  - ▶ Visualisation 1D de l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur
- ▶ **Mode B (brillance)**
  - ▶ Luminosité du point en fonction de l'amplitude de l'écho. En mode 2D, on obtient une image US.
- ▶ **Mode TM (temps-mouvement)**
  - ▶ Représentation des variations 1D de la position et de la brillance des échos en fonction du temps

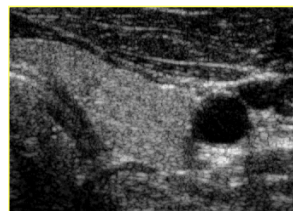


## Modes d'acquisition

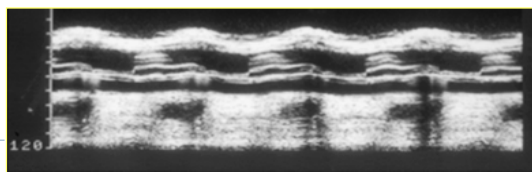
- ▶ **Mode A**



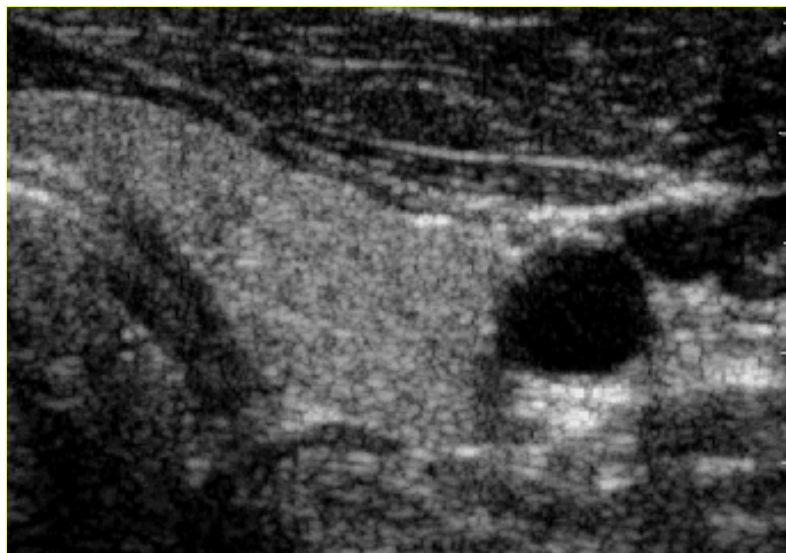
- ▶ **Mode B**



- ▶ **Mode TM**

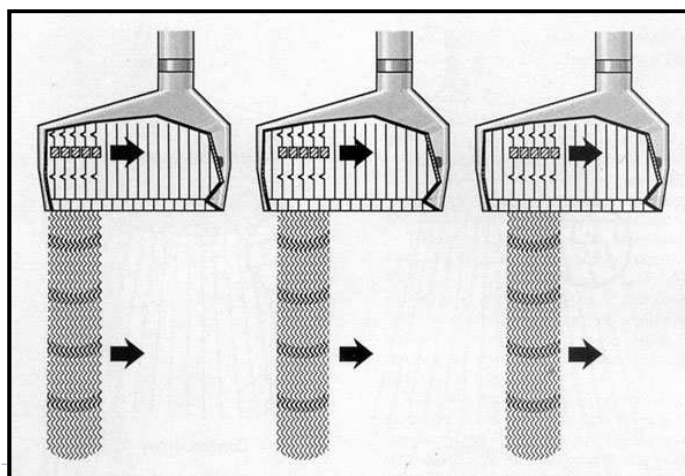


## Modes d'acquisition



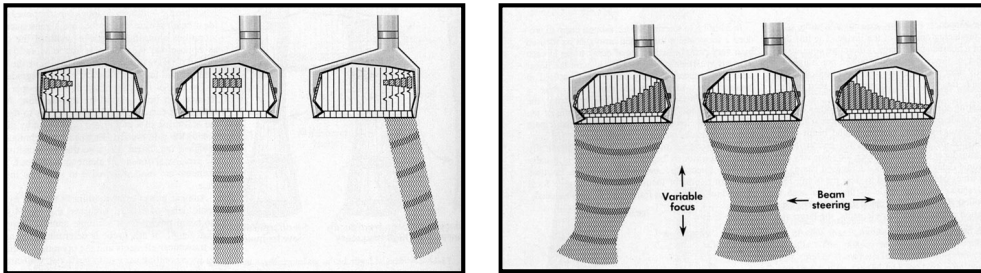
## Balayage du plan de coupe (mode B)

- ▶ Barrette droite



## Balayage du plan de coupe (mode B)

- ▶ Barrette courbe (sonde "phased-array")



## Formation de l'image

- ▶ Traitements à la réception
  - ▶ Amplification, démodulation et redressement
  - ▶ Numérisation
  - ▶ Interpolation (balayage sectoriel)
- ▶ Adaptation du signal échographique à la visualisation :
  - ▶ compenser l'atténuation des ultrasons en fonction de la profondeur traversée
  - ▶ adapter la dynamique du signal échographique



## Formation de l'image

---

- ▶ **Compenser l'atténuation :**
  - ▶ Dynamique à la réception  $\approx 100$  à  $110$  dB
  - ▶ Atténuation  $\approx 70$  dB
  - ▶ Phénomène d'absorption :  $I(x) = I_0 e^{-\alpha x}$
  - ▶ Gain de l'amplificateur :  $G(x) = G_0 e^{\beta t}$
  - ▶ Signal de sortie :  $S(x) = G_0 I_0 e^{\beta t - \alpha x}$



## Formation de l'image

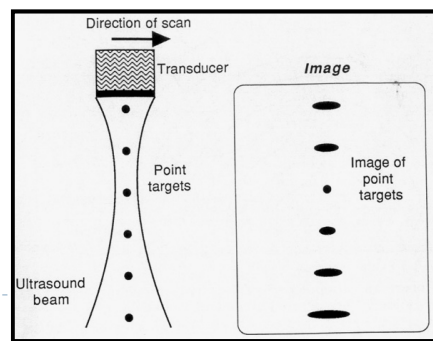
---

- ▶ **Adaptation de la dynamique**
  - ▶ Dynamique du récepteur :  $120$  dB
  - ▶ Dynamique d'un écran :  $30$  dB
  - ▶ On effectue une compression logarithmique



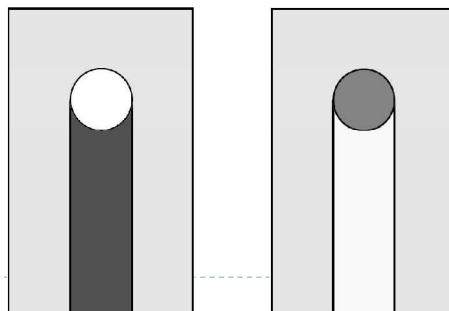
## Résolution de l'image US

- ▶ Résolution : capacité à distinguer deux points objets différents
- ▶ Résolution axiale (0.1 à 1mm)
- ▶ Résolution latérale (1 à 5mm)
- ▶ Epaisseur (2 à 12mm)
- ▶ Résolution temporelle



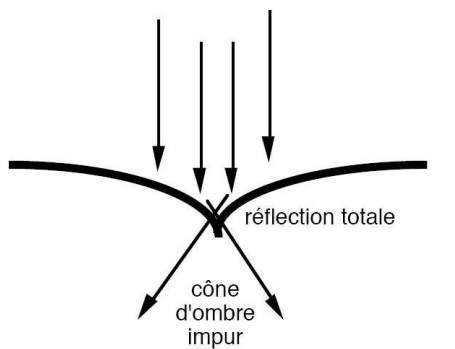
## Artefacts en mode B

- ▶ 3 types d'artefacts
  - ▶ Échos absents
  - ▶ Echos surajoutés
  - ▶ Déformations de l'image



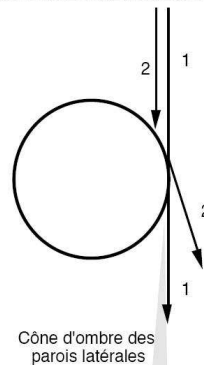
## Artefacts en mode B

- ▶ Échos absents
  - ▶ Cônes d'ombre de séparation
  - ▶ Cônes d'ombre des parois latérales



Principe de la formation des cônes d'ombre de séparation

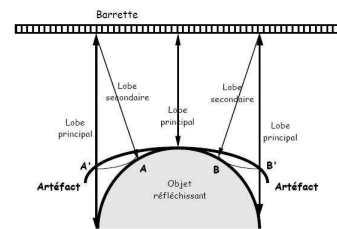
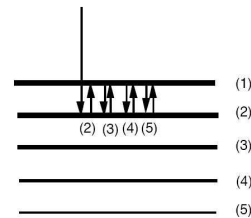
Mécanisme des cônes d'ombre des parois latérales



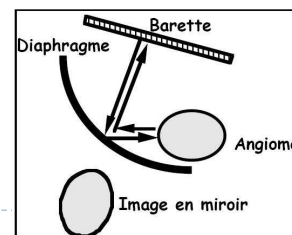
Cône d'ombre des parois latérales

## Artefacts en mode B

- ▶ Échos surajoutés
  - ▶ Échos retardataires
  - ▶ Artefacts des lobes secondaires
  - ▶ Artefacts en miroir
  - ▶ Effet de volume partiel



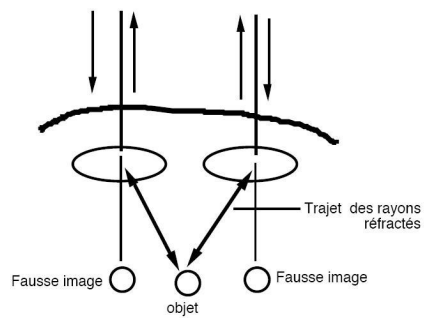
Artefacts des lobes secondaires



Mécanisme de formation des images en miroir

## Artefacts en mode B

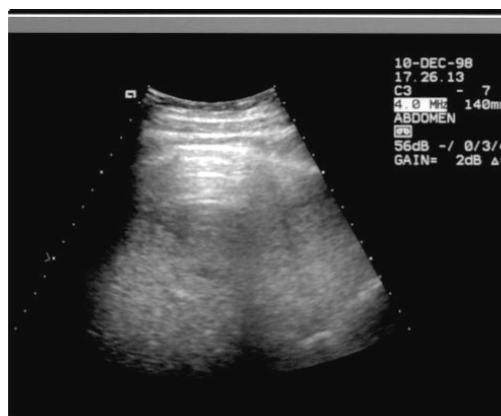
- ▶ Déformations de l'image
  - ▶ Artefacts de vélocité
  - ▶ Images de dédoublement



Principe du dédoublement d'image



## Artefacts en mode B



Pneumopéritoine avec de l'air barrant la limite antérieure de l'abdomen avec des échos de répétition en raison de la forte réflexion ultrasonore



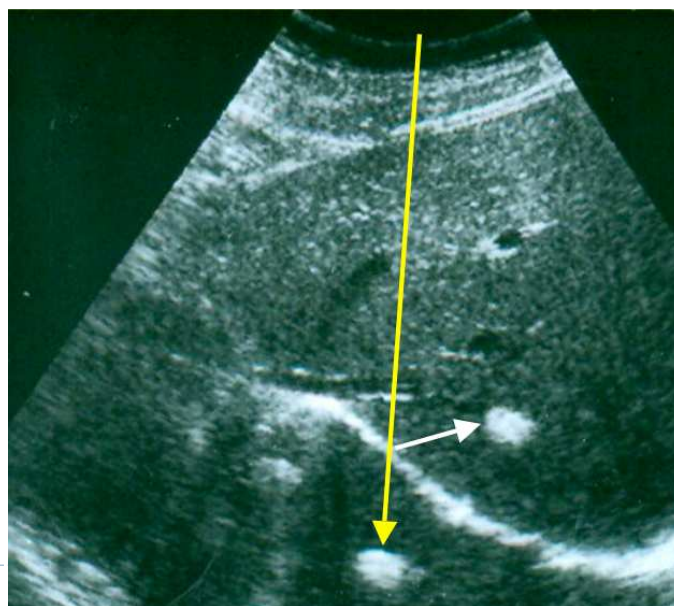
## Artefacts en mode B

---



## Artefacts en mode B

---





## Plan

---

- ▶ Physique
- ▶ Réalisation
- ▶ “*Les autres échographies*”
  - ▶ *L'échographie 3D*
  - ▶ *L'échographie Doppler*
  - ▶ *L'imagerie non linéaire*
  - ▶ *Elastographie*
  - ▶ *Densitométrie osseuse*
  - ▶ *L'échographie interventionnelle*



## L'échographie 3D

---

- ▶ **But :**
  - ▶ Obtenir une information 3D
  - ▶ Améliorer les mesures (précision et reproductibilité)
  - ▶ Eliminer la dépendance à l'opérateur
  - ▶ Permettre un meilleur suivi des patients
- ▶ **Applications**
  - ▶ Télémédecine, analyse volumique, proposer plus de modes de visualisation, chirurgie assistée, systèmes de réalité augmentée...



## L'échographie 3D

---



face & foot



Fetal spine



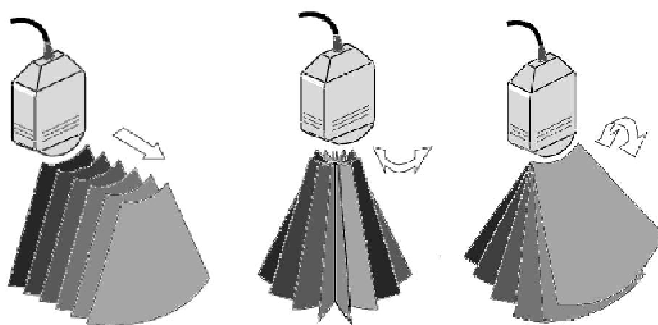
## L'échographie 3D

### Acquisition des données

---

- ▶ 3 systèmes :
  - ▶ Sondes 3D, systèmes à balayage mécanique, systèmes main-libre

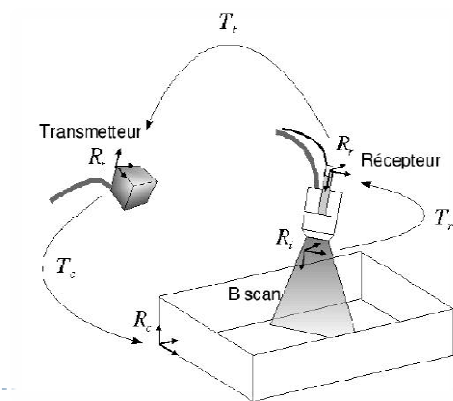
*systèmes à balayage mécanique*



## L'échographie 3D

### Acquisition des données

- ▶ **Systèmes main libre**
  - ▶ Sondes classiques
  - ▶ Localisateur



## L'échographie 3D

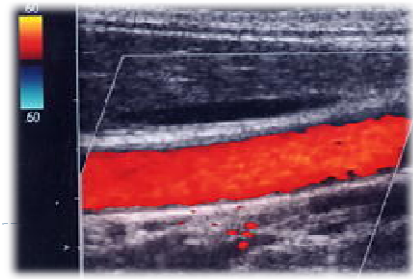
### Exploitation des données

- ▶ **Reconstruction 3D**
  - ▶ Segmentation puis reconstruction
  - ▶ Reconstruction volumique "directe"
- ▶ **Composition ("compounding")**
  - ▶ Recalage et fusion des données
  - ▶ Composition des faisceaux US (en temps réel)
- ▶ **Visualisation**
  - ▶ Plans de coupe
  - ▶ Rendu surfacique
  - ▶ Rendu volumique

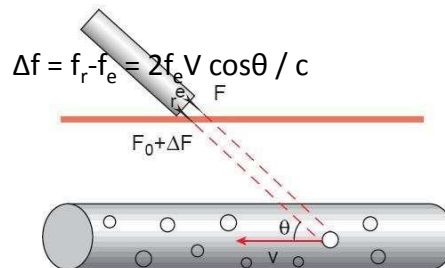


## L'échographie Doppler

- ▶ Imagerie "fonctionnelle"
  - ▶ Étude non-invasive des vaisseaux
- ▶ Principe :  $\Delta f = f_r - f_e = 2f_e V \cos\theta / c$ 
  - ▶  $f_e$  : fréquence d'émission
  - ▶  $f_r$  : fréquence de réception
  - ▶  $V$  : vitesse des éléments
  - ▶  $c$  : vitesse du son
  - ▶  $\theta$  : angle d'incidence



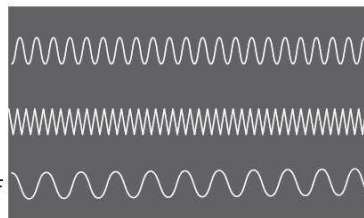
## Doppler continu



Émission:  $F_0$

Réception:  $F_0 + \Delta F$

Signal doppler:  $\Delta F$



EMC

Courbes de vitesses obtenues sur un doppler continu

## Doppler continu

- ▶ Utilise 2 cristaux (émission et réception)
- ▶ Le faisceau incident résulte de la sommation de tous les flux rencontrés
- ▶ Avantages
  - ▶ Simple, pas cher
  - ▶ Pas d'ambiguïté de vitesse
  - ▶ très sensible (aux flux lents)
  - ▶ aucune limitation de quantification de fréquences
- ▶ Inconvénients :
  - ▶ Ambiguïté en profondeur



## Doppler pulsé

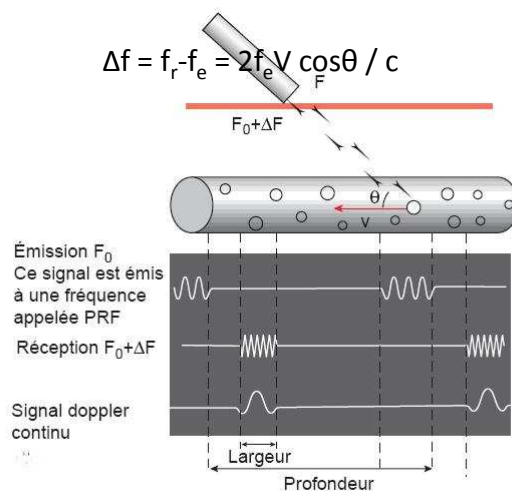


Schéma d'un doppler pulsé. L'émission spectrale du signal  $F_0$  est discontinue et inversement proportionnelle à la profondeur. Le nombre de signaux émis par seconde est la PRF



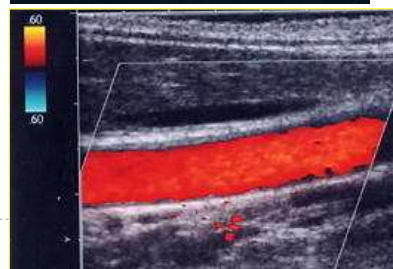
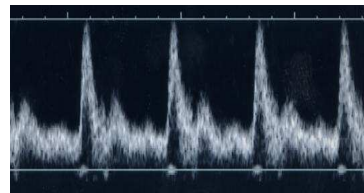
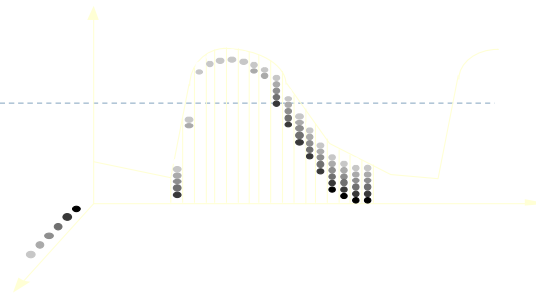
## Doppler pulsé

- ▶ Pulse Repetition Frequency :  $PRF = c / 2d$ 
  - ▶ d: profondeur du vaisseau
- ▶ Avantages
  - ▶ Focalisation possible sur le vaisseau à étudier (couplage analyse doppler et étude écho mode B)
- ▶ Inconvénients
  - ▶ Ambiguïté fréquentielle
  - ▶ Ambiguïté spatiale



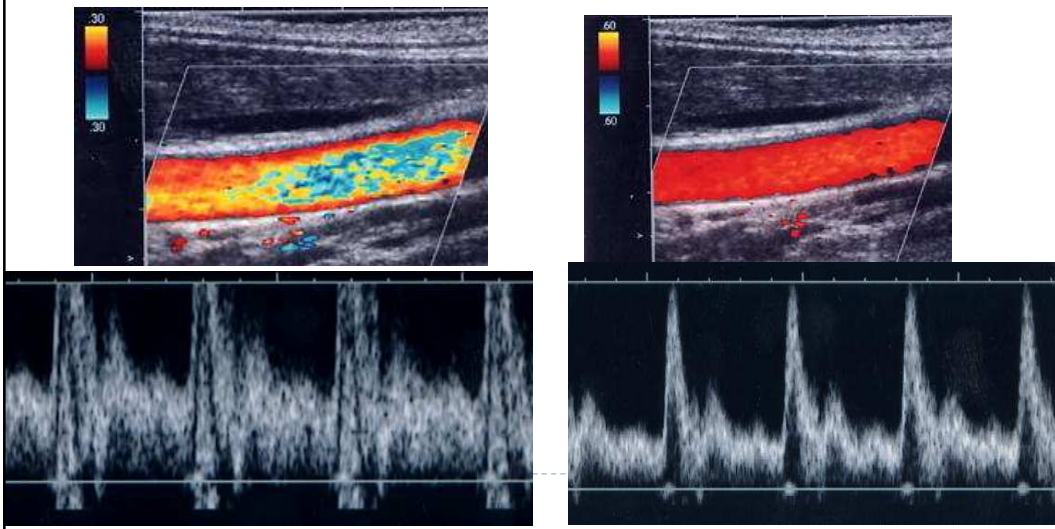
## Analyse du signal

- ▶ Signal auditif
- ▶ Analyse spectrale
  - ▶ Temps réel (FFT)
  - ▶ + Encodage couleur
    - ▶ Rouge : se rapproche de la sonde
    - ▶ Bleu : s'éloigne de la sonde
    - ▶ Saturation : valeur des fréquences
- ▶ Réglages
  - ▶ PRF, Gain, choix de  $\theta$



## Doppler – Exemple d’aliasing

- ▶ Théorème de Shannon :  $PRF \geq 2 \Delta f$



## Autres modes Doppler

- ▶ Doppler “énergie” (ou angiopuissance):
  - ▶ Principe : visualisation de l’amplitude du signal
  - ▶ But : visualiser les vaisseaux
  - ▶ Avantages : indépendant de  $\theta$ , pas d’aliasing, sensibilité + élevée aux flux
  - ▶ Inconvénients : notion hémodynamique perdue, faible cadence des images
- ▶ Vélocimétrie couleur:
  - ▶ Mesurer  $t = 2TV \cos \theta / c$
  - ▶  $t$  : décalage temporel,  $T$  : intervalle entre 2 tirs
  - ▶ Avantages : indépendant de  $f_e$ , bonne cadence image, meilleure résolution spatiale, aliasing moins important



## Agents de contraste

---

- ▶ **But : réhausser le signal**
- ▶ **Principe :**
  - ▶ injection d'un liquide contenant des microbulles de gaz
  - ▶ Utilisations :
    - ▶ Rendre le sang hyperéchogène (visualisation des vaisseaux)
    - ▶ Le produit de contraste s'accumule dans l'organe d'intérêt



## L'imagerie US non linéaire

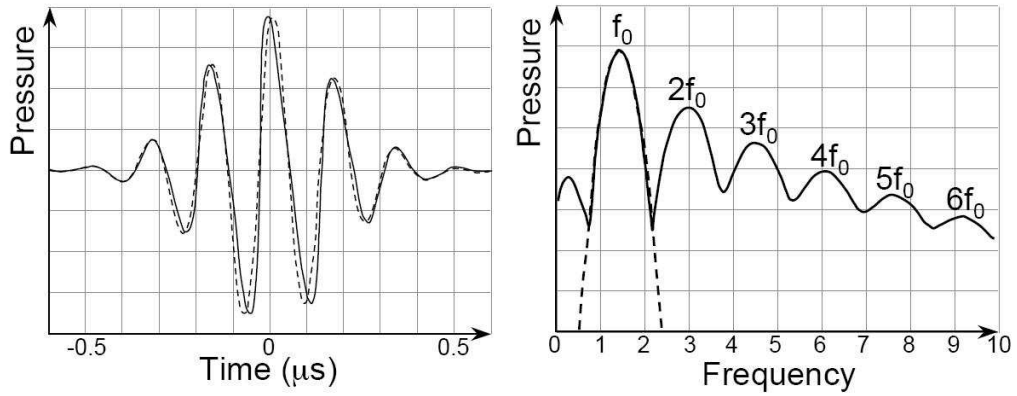
---

- ▶ **Points de départ :**
  - ▶ Réponse non-linéaire des bulles gazeuses dans un champ acoustique
  - ▶ Présence de hautes harmoniques de la fréquence fondamentale incidente dans le signal ultrasonore rétrodiffusé après interaction avec une bulle
- ▶ **Utilisations**
  - ▶ Mode B
  - ▶ Mode Doppler

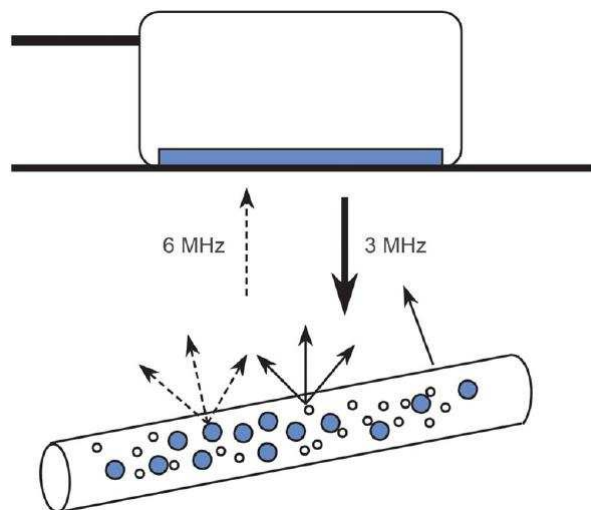




## L'imagerie US non linéaire



## L'imagerie US non linéaire



## L'imagerie US non linéaire



## L'imagerie US non linéaire

- ▶ Points clefs
  - ▶ Calibrage des microbulles (fréquence de résonance, ie taille des microbulles)
  - ▶ Formation de l'image
    - ▶ Capteurs large bande
    - ▶ 2 approches : filtrage fréquentiel et inversion de phase
  - ▶ Les lobes latéraux ne contribuent pas à la formation d'harmoniques : meilleure résolution latérale
  - ▶ L'intensité augmente avec la profondeur mais demeure limitée par l'atténuation

## L'imagerie US non linéaire

---

### ▶ Applications

- ▶ Imagerie non destructive
  - ▶ Sans produit de contraste : meilleur contraste, profondeur d'exploration importante
  - ▶ Avec produit de contraste : angiographie ultrasonore dynamique temps réel
- ▶ Imagerie destructive
  - ▶ Rupture provoquée des parois des microbulles pour la détection de lésions intra-hépatiques



## L'élastographie

---

- ▶ Imagerie quantitative des paramètres élastiques des tissus
- ▶ Module de Young
  - ▶ Rigidité d'un matériau
  - ▶ Dans les tissus mous,  $E(K, \mu) \approx 3 \mu$ 
    - ▶  $\mu$  : module de cisaillement
    - ▶  $K$  : module de compression
  - ▶ Spécifique pour la détection de nodules durs



## L'élastographie

---

- ▶ **L'élastographie statique**
  - ▶ Application d'une contrainte calibrée
- ▶ **L'élastographie impulsionnelle**
  - ▶ Utilisation de vibrations basse fréquence (10 à 200Hz)
  - ▶ Vitesse des ondes de cisaillement :  $c_s = (\mu/\rho)^{1/2}$
  - ▶ Succession de tirs ultrasonores à une cadence élevée (5000 tirs par seconde) pour suivre les ondes de cisaillement
  - ▶ Post-traitement (analyse du mouvement) pour obtenir l'évolution de la déformation du milieu



## Densitométrie osseuse

---

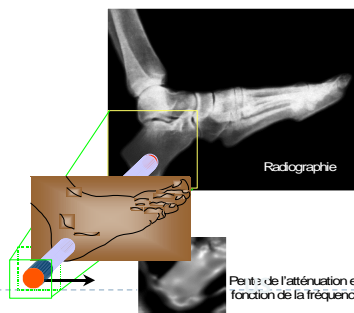
- ▶ **Os et US:**
  - ▶ L'os réfléchit et absorbe fortement les ultrasons
- ▶ **But :**
  - ▶ mesurer les propriétés acoustiques de l'os
- ▶ **Principe :**
  - ▶ Analyser la *transmission* d'une onde ultrasonore de basse fréquence (250 kHz à 1,25 MHz)



## Densitométrie osseuse

---

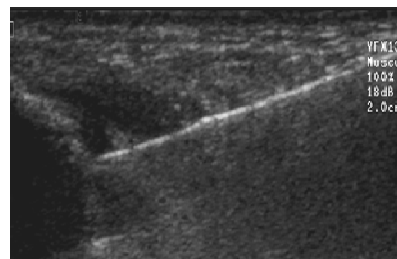
- ▶ Transmission transverse
  - ▶ L'atténuation de l'os varie quasi linéairement en fonction de la fréquence
  - ▶ Mesurer la pente de la droite de régression



## Echographie interventionnelle

---

- ▶ Exemple : guidage pour biopsies



## Conclusion

---

- ▶ L'échographie est utilisée dans de nombreuses spécialités
  - ▶ + : Temps réel, modalité non invasive, résolution
  - ▶ - : artefacts, qualité d'image
- ▶ L'échographie se décline sous plusieurs variantes
- ▶ Complémentarité avec les autres modalités



## Sources

---

- ▶ JM. Bourgeois, M. Boynard, P. Espinasse : *L'image par l'échographie*. Sauramps Medical, 1995.
- ▶ C Grataloup-Oriez, A Charpentier : *Principes et techniques de l'échographie-doppler*, Elsevier, 1999.
- ▶ Documents disponibles sur internet
  - ▶ <http://naxos.biomedicale.univ-paris5.fr/diue>
  - ▶ [http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003\\_idx.html](http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003_idx.html)
  - ▶ <http://fr.wikipedia.org>
  - ▶ Cours d'Elsa Angelini (ENST)
  - ▶ Cours de F. Tranquart (Tours), N. Grenier (Bordeaux)
  - ▶ <http://www.ob-ultrasound.net>
  - ▶ P. Laugier, M. Tanter, E. Bossy, J-F. Aubry: *Ultrasons : de la physique fondamentale à la médecine*
  - ▶ L. Hermoye, E. Danse : *Echographie : Principes et techniques*



## Comparaison des sondes

---

	Classique	Annulaire	Linéaire	Plane	Radiale
Critères	Classique	Annulaire	Linéaire	Plane	Radiale
Image	Secteur	Secteur	Rectangle	Secteur	Secteur
Fréquence	3.5-10	3.5-10	3.5-10	< 5	< 7.5
TRI	30 im/s	30 im/s	150 im/s	150 im/s	150 im/s
X à 5MHz	21cm	21 cm	24 cm	18 cm	18 cm
Fenêtre	Petite	Petite	Très large	Moyenne	Petite
Focalisation	Mécanique	Électronique	Électronique + mécanique	Électronique + mécanique	Électronique + mécanique
Fiabilité	+/-	+/-	++	++	++
Résolution axiale	++	++	++	++	++
Résolution latérale	-	++	+	-	++
Résolution transversale	+	++	+/-	-	++
Doppler	Non	Non	Oui	Non	Oui