

L2 – GB – Imagerie Biomédicale

Imagerie Ultrasonore

Dr. ZOUAGUI T.

USTO – Faculté GE - Département d'Électronique

Introduction

- Les ultrasons sont connus en médecine à la fois pour leur applications diagnostiques (échographie, effet Doppler) et leurs effets thérapeutiques, notamment par la destruction des calculs par onde de choc ou par élimination de tumeurs par hyperthermie
- Applications diagnostiques des ultrasons = 25% chiffre d'affaires du marché de l'imagerie médicale

2

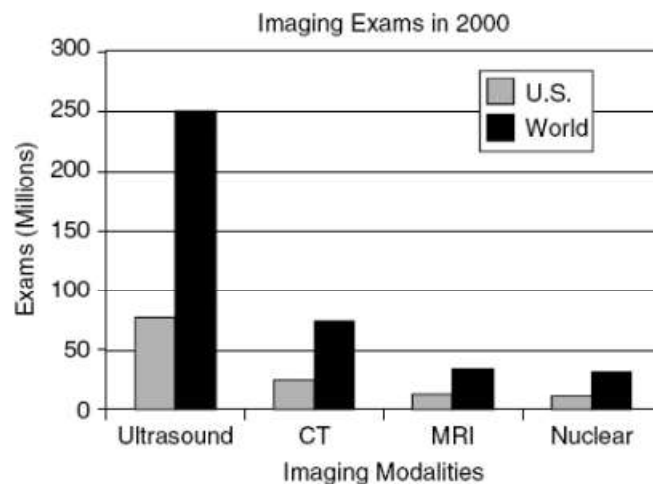
Introduction

- **Échographie:** technique d'imagerie médicale qui utilise le phénomène de réflexion des ondes ultrasonores
- **L'échographie** doit son succès à 3 facteurs
 - Innocuité de l'examen: aucun effet secondaire
 - Faible coût de l'appareillage
 - Souplesse d'utilisation
- Principales applications
 - Obstétrique
 - Cardiologie

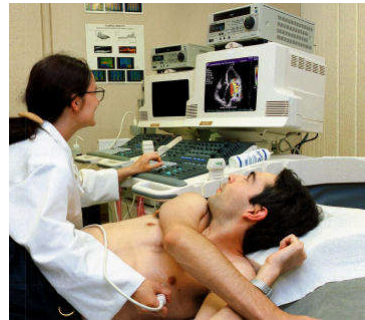
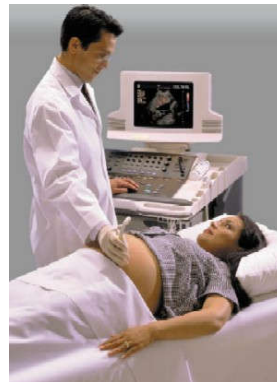
Échographie: **écho** (un écho)
graphie (un dessin)
Un dessin par l'écho

3

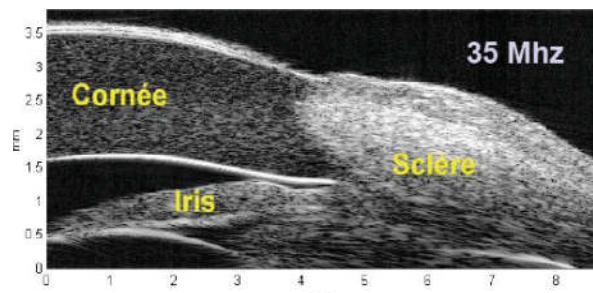
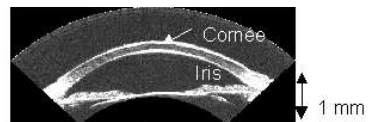
Introduction



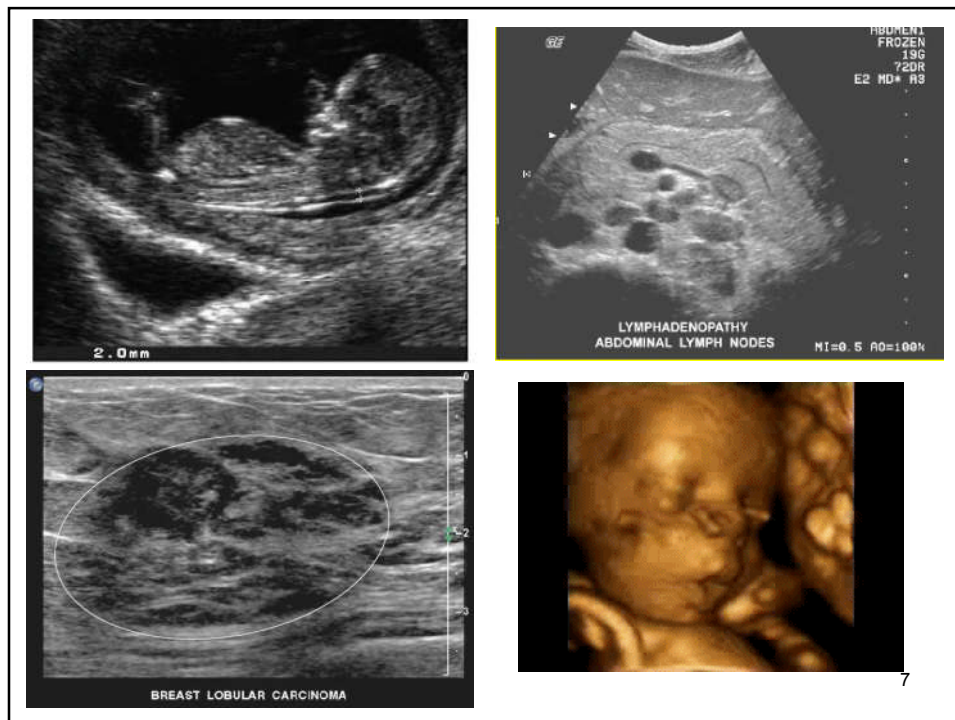
4



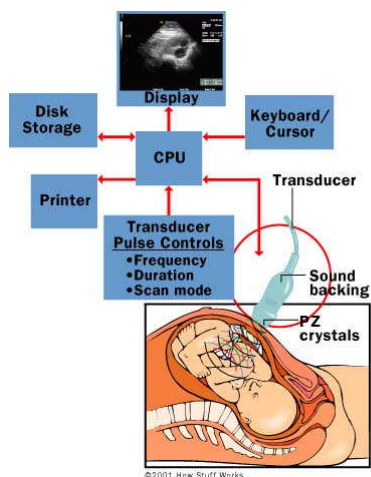
5



6



- **Matériel:** sonde, système informatique, console, moniteur, système d'enregistrement des données, imprimante, microprocesseur (CPU).



Ondes

- Onde : quelque chose qui se déplace
- Propagation dans un milieu
- Interaction avec des cibles d'intérêt



9

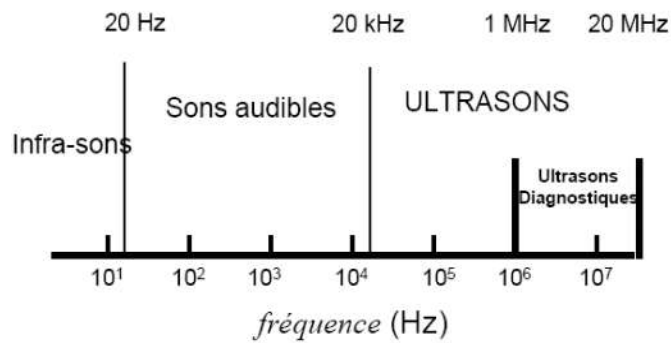
Ondes acoustiques - sons

- Le son ne fait pas partie du spectre EM
- Le son est une onde de compression qui voyage
 - Les sons résultent de variations locales et rapides de **PRESSION** engendrées par une source **VIBRATOIRE**
- Le son nécessite un milieu **MATERIEL** de **PROPAGATION** contrairement aux ondes EM qui se propagent dans le vide.
- Ce mouvement '**ORDONNE**' superposé à l'agitation thermique '**DESORDONNEE**' constitue l'**ONDE MECANIQUE OU ACOUSTIQUE**.

10

Ultrasons (US)

- Ondes acoustiques

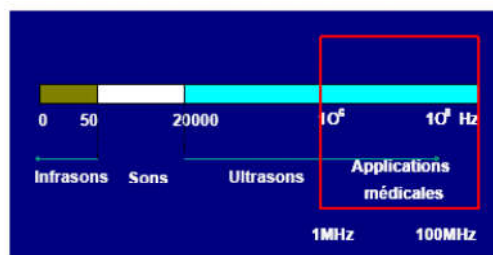


Ultrasons $20 \text{ kHz} < F < 1 \text{ GHz}$ $f_{\text{lumiere}} \sim 10^{15}$ $f_{\text{rayons-X}} \sim 10^{18}$
Diagnostic Médical: $1 \text{ MHz} < F < 20 \text{ MHz}$

11

Ultrasons (US)

- Les ondes ultrasonores sont des vibrations mécaniques qui se propagent dans les fluides et solides de fréquences trop élevées pour que l'oreille humaine y soit sensible



12

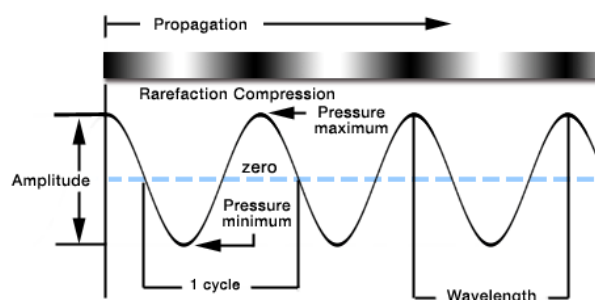
Propagation de l'onde US

- Longueur d'onde, fréquence et vitesse
 - Longueur d'onde correspond à un cycle de l'onde longitudinale
 - Fréquence est le nombre de vibration à la seconde. Elle se mesure en Hertz (Hz). Plus la fréquence du son est élevée, plus il y a de vibrations à la seconde et plus le son est aigu
 - Vitesse de propagation dans le milieu est donné par :

$$c = \lambda \cdot f$$

13

Propagation de l'onde US



$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

Équation de propagation des ondes sonores

$$c_{\text{sound}} = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

Module d'élasticité
densité

14

Propagation de l'onde US

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

↑
incompressibilité densité

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

Milieu	Densité (kg/m³)	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

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

La vitesse du son ne dépend que des propriétés mécaniques du milieu B et ρ

15

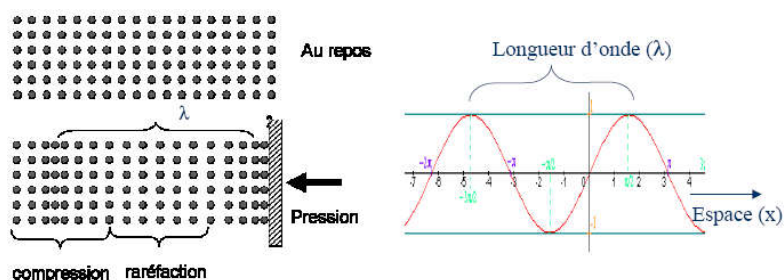
Propagation de l'onde US

- La vitesse du son dans l'air (milieu très compressible) est très basse (330 m/s). Celle des tissus mous (milieu moins compressible) est de 1540 m/s. Pour l'os (milieu non compressible), la vitesse de propagation est très élevée (4000 m/s).

16

- Nature de l'onde ultrasonore

- La propagation des US se fait par transmission d'un état de compression ou de raréfaction de proche en proche, sans transport de matière
- L'onde US modifie la pression dans le milieu et les particules du milieu sont animées d'un mouvement de va-et-vient dans l'axe de déplacement des US, de type sinusoïdal



17

- L'excitation du milieu est

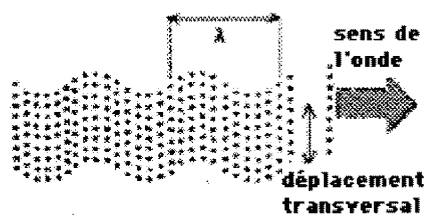
- Impulsionnelle ou
- Limitée dans le temps ou
- Continue dans le temps

- La réponse du milieu à l'excitation est

- Une déformation de celui-ci, linéaire, plane, cylindrique ou sphérique, **transversale** ou **longitudinale**, qui se propage en s'atténuant

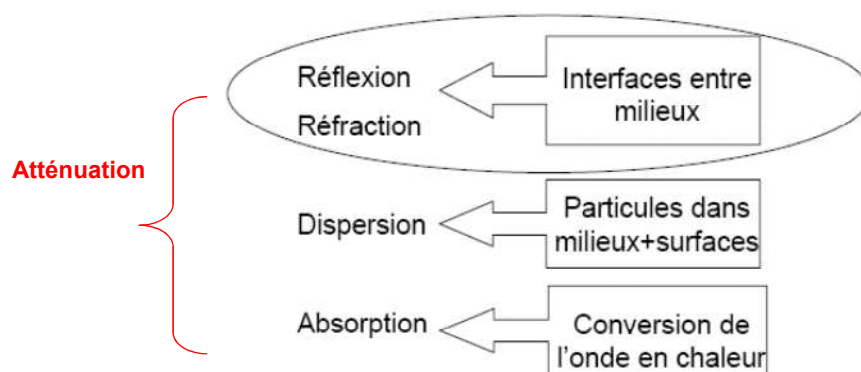
18

- **Déplacement longitudinal**: caractéristique de la propagation des US dans les **tissus mous**
- Par opposition, **Vibration transversale** (direction perpendiculaire à l'axe de propagation) propre aux **structures solides** (ex. os)



19

Interaction des ondes US avec la matière



Propagation de l'onde ultrasonore

20

• Impédance

- Le milieu est caractérisé par son impédance acoustique Z

$$Z = \rho \times c$$

(kg/m²/s)

ρ = densité du milieu
 c = vitesse du son = **célérité**

- Traduit la résistance du milieu à la propagation d'une onde US

– exemples: (x10⁻⁶ kg/m²/s)

• Reins	1.62	Air	0.0004
• Foie	1.64	Os	3.65 à 7.09
• Eau	1.52		

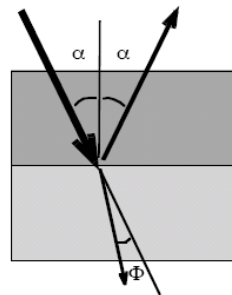
- Dans l'organisme, les grandes différences d'impédance se rencontrent entre les tissus mous et l'air et entre les tissus mous et les tissus durs (os, calculs, corps étrangers).

L'impédance acoustique dépend donc essentiellement de la dureté des milieux²¹

- **Réflexion:** lorsqu'un faisceau US arrive sur une interface placée à angle droit par rapport à sa direction initiale, une partie est réfléchi et repart dans le sens opposé, et l'autre partie traverse l'interface sans changer de direction.
- **Écho:** son qui est réfléchi et qui est réceptionné après un temps de latence correspondant à son temps de déplacement dans le milieu concerné.
- Une interface entre 2 milieux de Z différentes génère un écho.
- Interfaces très réfléchissantes: très **échogènes**

22

- **Réfraction:** lorsqu'un faisceau US arrive sur une surface réfléchive avec un angle oblique, une partie du faisceau est réfléchiée avec un angle de réflexion égal à l'angle incident (α). La partie transmise est déviée avec un angle (Φ) qui dépend de la vitesse de propagation dans les deux milieux concernés (phénomène de réfraction).

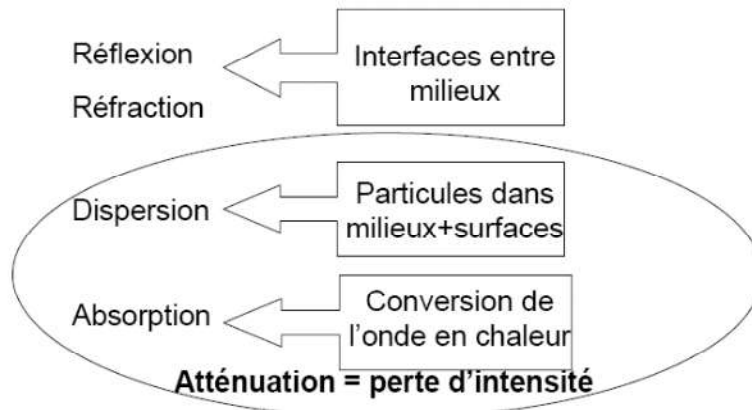


23

- **Adaptation d'impédance**
 - Pas de transmission entre 2 milieux d'impédances très différentes, d'où le **GEL**.
 - Ajouter un milieu d'impédance Z intermédiaire entre les 2 permet d'adapter les impédances : les ondes US sont ainsi mieux transmises dans les 2 sens.

24

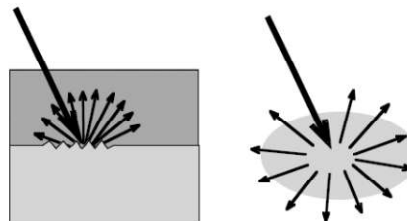
Propagation de l'onde ultrasonore



25

- **Dispersion** ou Diffusion (Scattering): la plupart des images échographiques sont formées par des échos de réflexion diffuse sur une surface irrégulière et des échos de dispersion dans un milieu hétérogène.

- Conséquences:
 - Signaux parasites
 - Bruit d'image (speckle)



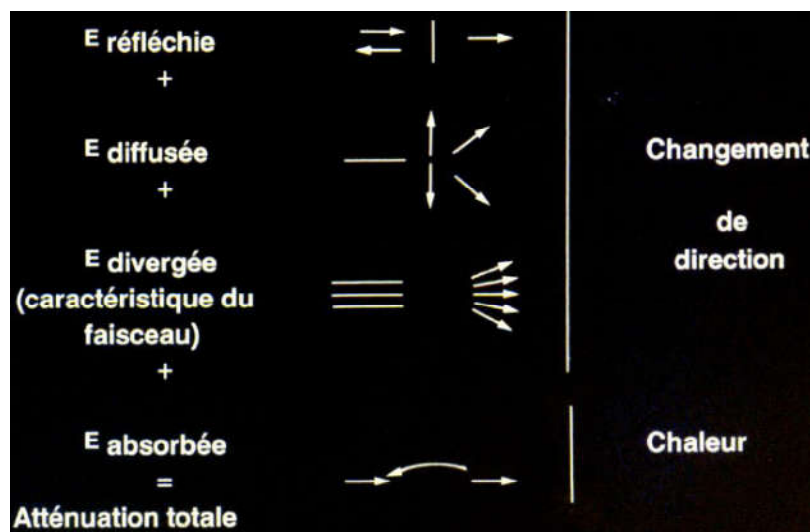
Diffusion apparaît lorsque la taille de l'interface est inférieure à la longueur d'onde de l'ultrason

26

- **Absorption**: phénomène de conversion de l'énergie de l'onde en chaleur.
 - Élévation de température
 - Énergie perdue par le faisceau = énergie absorbée par le milieu
 - Pas d'effets biologiques nuisibles
 - Absorption fonction de la:
 - **Distance** parcourue par l'onde, loi exponentielle décroissante, intensité diminue plus vite dans les premiers cm.
 - **Fréquence**: transfert d'énergie vers les tissus augmente avec la fréquence (*coef. d'absorption* = $k f^2$)
donc **fréquences basses pour étude des organes profonds**

27

- **Atténuation** de l'onde US au cours de sa propagation



28

- **Atténuation:** l'intensité du faisceau US diminue avec la profondeur d'exploration. Cette atténuation des US est due aux multiples interactions (réflexion, dispersion, réfraction).

Fréquence de la sonde	Profondeur d'exploration maximale
2,5 - 3,5 MHz	> 15 cm
5 MHz	10 cm
7,5 MHz	5-6 cm
10 MHz	2-3 cm

Plus la fréquence des US augmente, plus l'atténuation est importante

29

- **Au total en échographie**

1. Sont indispensables à la formation de l'image:
 - La **réflexion** normale (qui permet de visualiser le contour des organes)
 - La **diffusion** (qui permet de visualiser la structure interne des organes)
2. Est nuisible à la formation de l'image:
 - **L'atténuation** en fonction de la profondeur qu'il faut compenser électroniquement par une **amplification** en profondeur dont le gain varie en fonction de l'origine du signal.

30

Génération d'une onde acoustique

- **Piézo-électricité**

- Principe: certains matériaux ont la propriété de se charger lorsqu'ils sont comprimés, et inversement de se déformer (comprimer) lorsqu'ils sont chargés.

Plomb Zirconate de Titane (PZT)

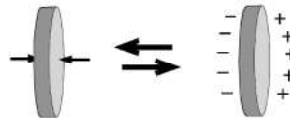


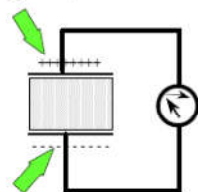
TABLE 20-1 Properties of Selected Piezoelectric Crystals

Materials	Electromechanical Coupling Coefficient (K_c)	Curie Point ($^{\circ}\text{C}$)
Quartz	0.11	550
Rochelle salt	0.78	45
Barium titanate	0.30	120
Lead zirconate titanate (PZT-4)	0.70	328
Lead zirconate titanate (PZT-5)	0.70	365

31

- **Conversion d'énergie mécanique en énergie électrique**

1-Effet Piézoélectrique direct (réception)

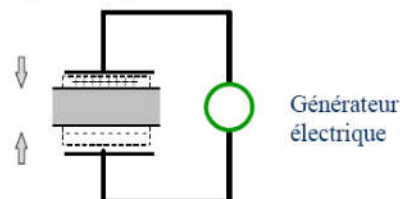


Contrainte Mécanique



Différence de potentiel

2-Effet Piézoélectrique inverse (émission)



Différence de potentiel



Déformation

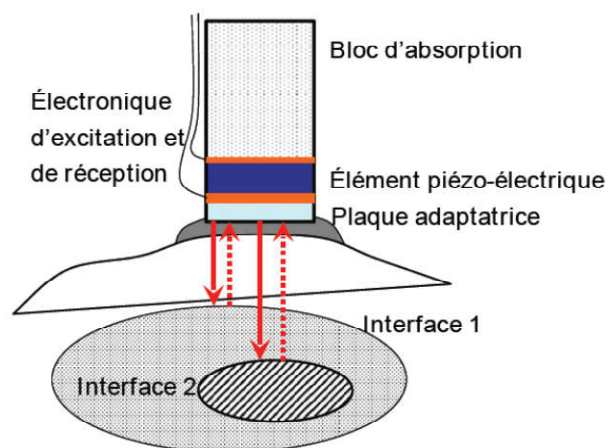
32

- Céramiques piézo-électriques se déforment sous l'action d'un champ électrique dont on alterne la polarité.
- Inversement, elles fournissent un signal électrique en recevant des vibrations mécaniques.
- Émission et réception: **même capteur**
En médecine: fréquences de 1-20 MHz, céramiques de 0.5-0.15 mm d'épaisseur.

33

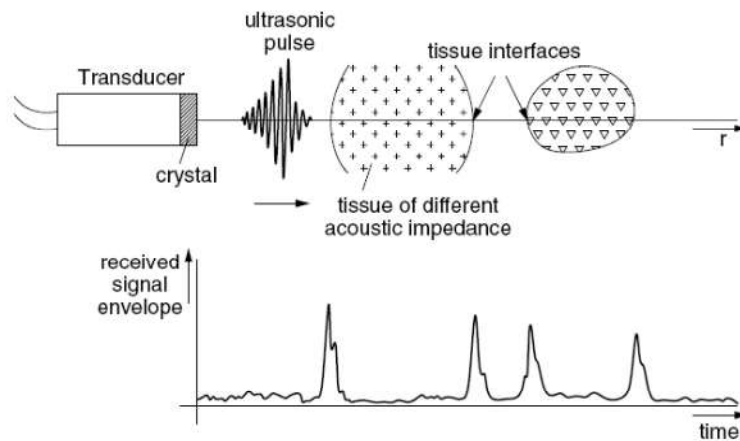
Échographie 2D

- **Fondements**
 - Réflexion des ultrasons
 - Effet piézo-électrique



34

Échographie 2D



35

Échographie 2D

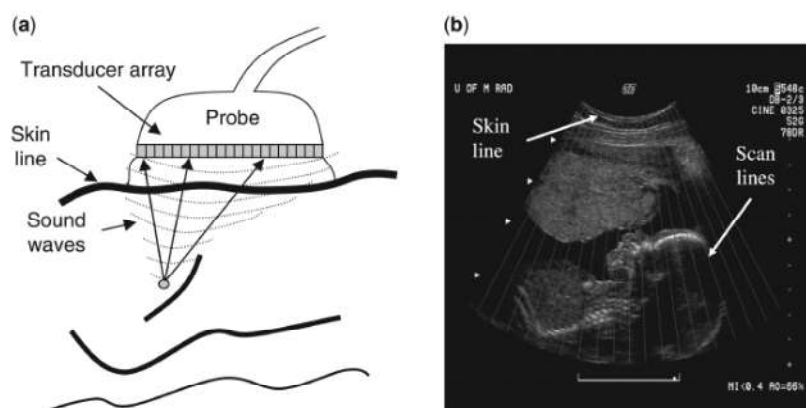
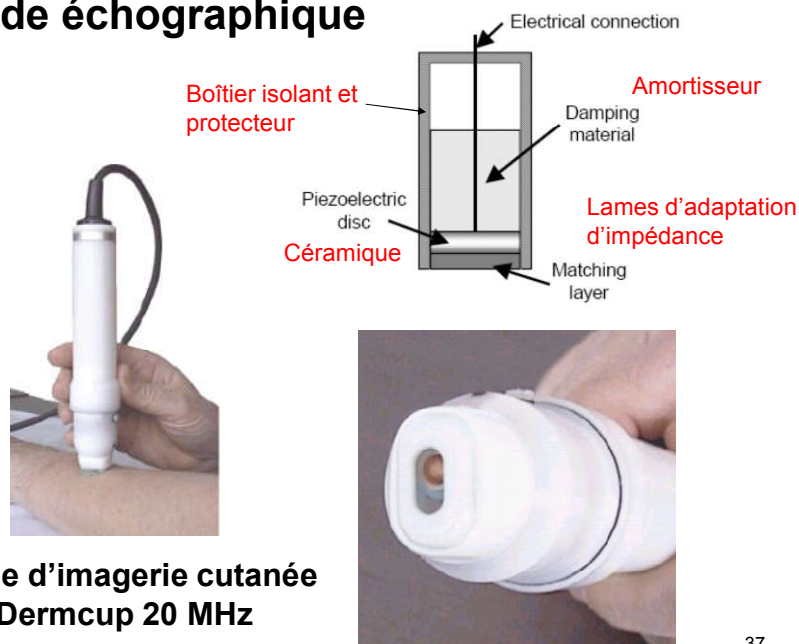


Fig. 7.1. Illustration of ultrasound imaging. (a) Schematic of the imaging process. (b) Image of fetus in the womb showing scan lines.

36

• Sonde échographique



37

• Conception d'une sonde: 3 éléments

– Céramique

- Émettrice et réceptrice des US
- Sondes actuelles = cristaux de synthèse
- Chaque céramique se caractérise par une fréquence de résonance qui est fonction de son épaisseur et de la nature du matériau.

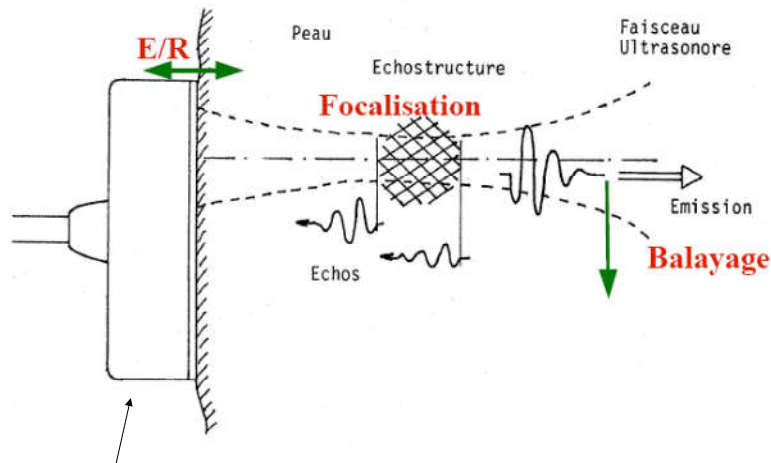
– Amortisseur: placé en arrière de la céramique

- 2 buts: amortir les vibrations de la céramique et absorber le rayonnement émis en arrière.

– Adaptateur d'impédance: matériau non conducteur, isole de la peau et protège la céramique.

38

- **Les 3 fonctions du capteur ultrasonore**



Sonde échographique = transducteur

39

Formation de l'image US

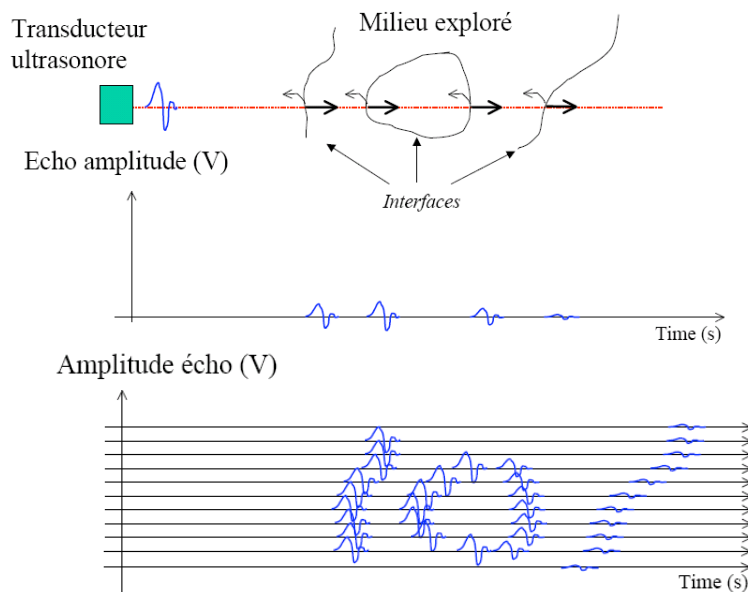
- Les échos provenant des différentes lignes du balayage qui composent le plan de coupe viennent à la sonde et subissent une succession d'opérations pour fournir une image en niveaux de gris.
- Transformation des signaux électriques venant du transducteur en image vidéo.
- Opérations utiles:
 - Amplification des signaux électriques
 - Numérisation et traitement informatique

40

- L'intensité de l'énergie électrique produite par les échos est **faible**, donc une amplification est nécessaire à leur exploitation
 - Amplification globale des échos = **gain global**
 - Amplification à adapter car l'atténuation varie avec la profondeur et selon les tissus rencontrés
 ➔ adapter l'amplification à chaque profondeur
 = **TGC** Time Gain Compensation
 = Gain en profondeur
- Filtrage pour sélectionner les fréquences utiles à la visualisation des tissus

41

Formation d'image



42

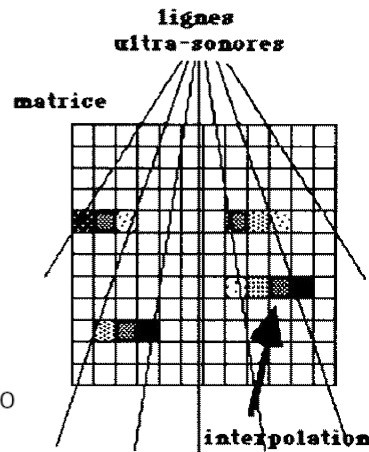
- Formation de l'image US

- remplissage du plan image

- Interpolation entre les points de la ligne de tir et la matrice image (bilinéaire)
 - 512x512

- Echantillonnage

- nombre de ligne de tir: 100 à 250
 - Nombre de points par ligne: 100 à 400
 - Image 512x512 pixels



43

- Le traitement du signal repose sur certaines hypothèses:

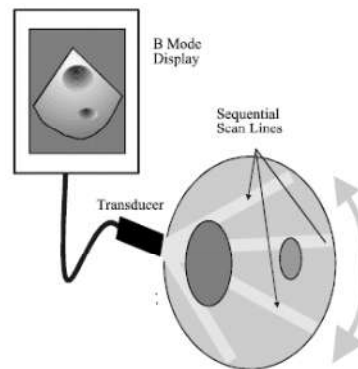
- La direction du faisceau US est unique
 - Une seule réflexion a eu lieu (un seul écho)
 - La distance entre la sonde et l'endroit où s'est produit la réflexion est calculée par le 'temps de vol', en utilisant la vitesse de propagation moyenne des US dans les tissus mous (1540 m/s).

- L'image échographique est une vue en coupe des tissus par déplacement d'une ligne d'acquisition. Ce n'est pas une tomographie par rétroprojection.

44

- **Mode-B: Mode scan en intensité**

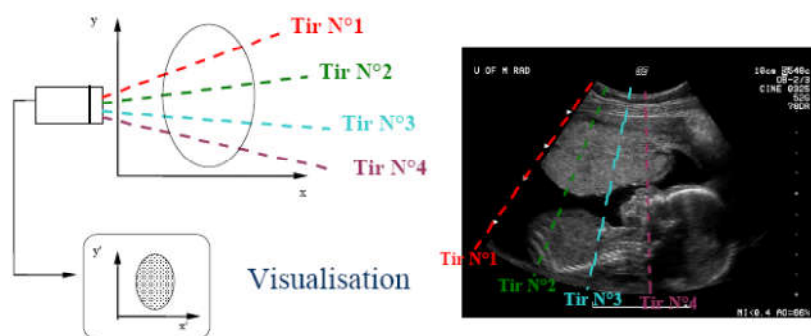
- Mode le plus commun
- Représenter l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point sur l'écran (affichage en niveau de gris)
- Plus le point est brillant, plus la réflexion des US a été importante
- L'image est formée en translatant ou en inclinant le transducteur



45

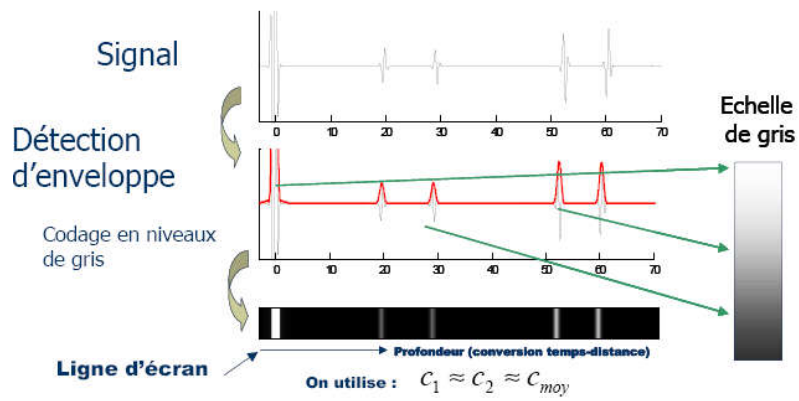
- **Mode-B**

Balayage du faisceau et construction de l'image

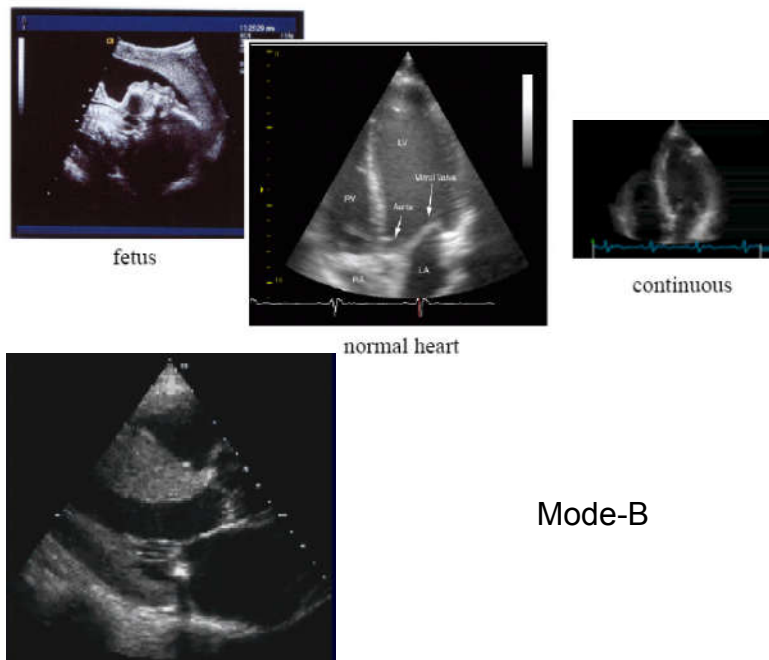


46

- **Mode-B:** Comment aller du signal à une image en niveaux de gris ?



47



48