

Programme d'enseignement

3ème année médecine

LES ULTRASONS

PRINCIPES

A small, light gray speaker icon with sound waves is positioned over the word "PRINCIPES".

PR AHNOU BELKACEM-NACER
CHU BENI MESSOUS



HISTORIQUE

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

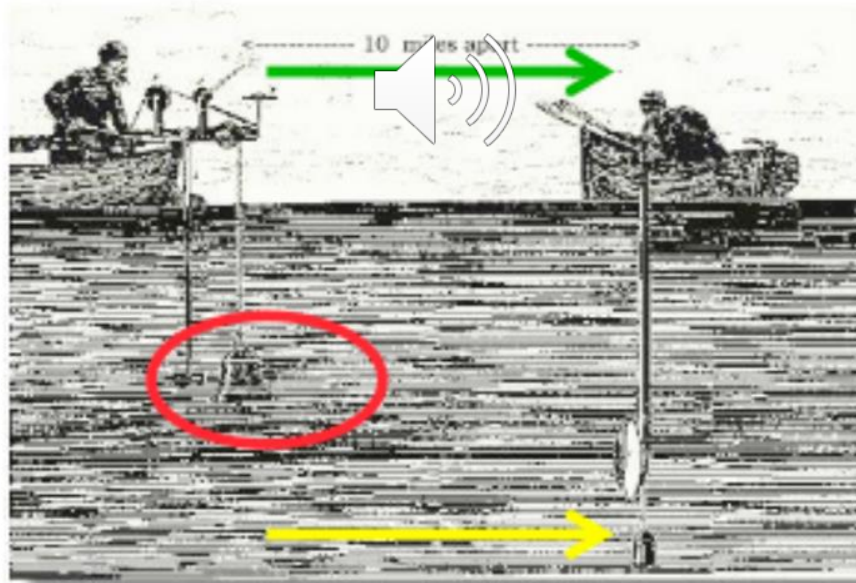


Figure: www.ob-ultrasound.net



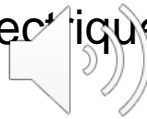
HISTORIQUE

En 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 .

En 1880 :découverte de l'effet piézo-électrique Par les frères Pierre et Jacques Curie.



Après le naufrage Du Titanic en 1912 :méthodes «écho-location »

En 1916 premiers transducteurs US en Quartz pour la détection sous marine .



Le naufrage du Titanic (détail), Willy Stöwer, 1912



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- Les ondes ultrasonores sont des **VIBRATIONS MECANIQUES** .
- Elles induisent une succession de compression et de raréfaction des particules du milieu qu'elles traversent, qui se transmet de proche en proche.

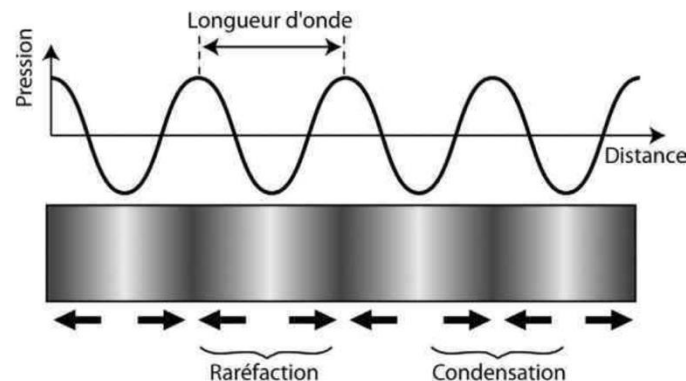


Fig. 1.1 Illustration de la propagation linéaire d'une onde (ultra)sonore.

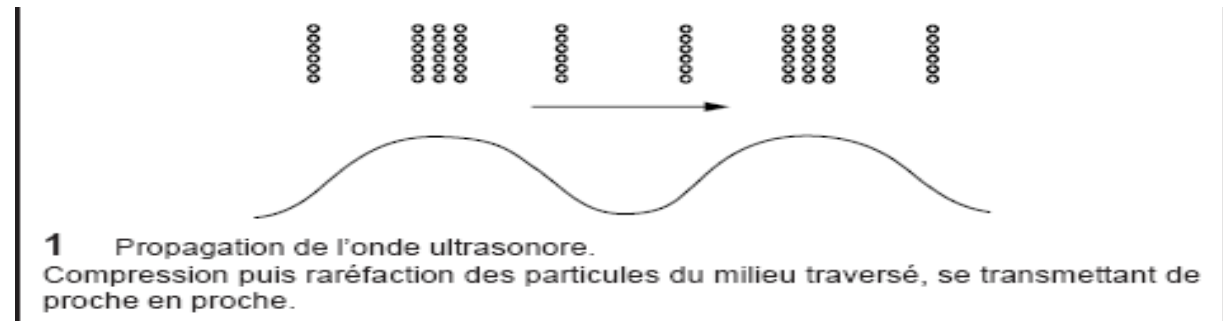


Leur propagation nécessite un **support matériel déformable**, contrairement à celle des rayons x qui peut s'effectuer dans le vide

Leur fréquence se situe au –dessus du seuil de fréquence audible par L'homme :



$$F > 20\,000\text{Hz}$$



SPÉCIFICITÉS DES ONDES ULTRASONORES

Une Onde ultrasonore se caractérise par 6 éléments:

- sa célérité
- son impédance
- sa fréquence
- sa longueur d'onde
- sa pression
- son intensité



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- Fréquence(F):nombre de fois ou un phénomène périodique se reproduit par unité de temps; c'est le nombre de variations de pression par seconde .



- son unité est le **hertz**.



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- On peut dégager 4 types de sons différents suivant leurs fréquences :

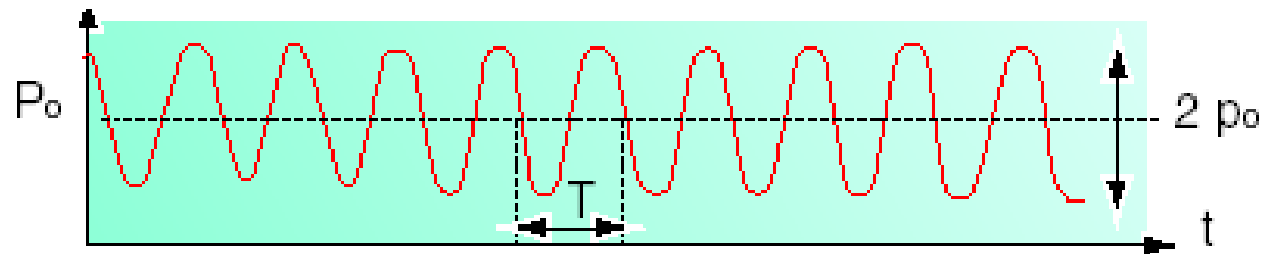


- | | | | |
|----------------------|-----------|----------------|---------------|
| ■ <u>Sons</u> : | Infrasons | Sons audibles | Ultrasons |
| ■ <u>Fréquence</u> : | 0 à 20 Hz | 20 Hz à 20 kHz | 20 kHz à 1GHz |



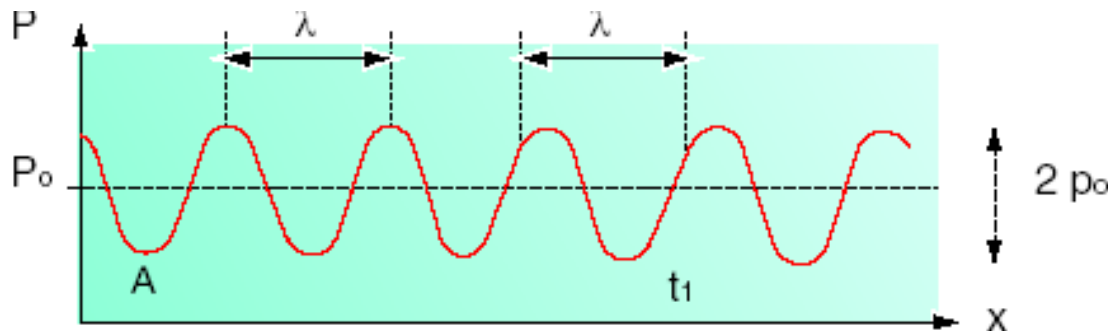
DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- La période (τ): correspond à la durée d'un cycle, elle s'exprime en unité de temps. C'est l'inverse de la fréquence. $\tau = 1/F$



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- La longueur d'onde: (λ) est la distance séparant, à un instant donné, deux points du trajet de l'onde où la pression est identique.



$$\lambda = c / F$$

Pour un milieu donné, la longueur d'onde diminue quand la fréquence Augmente



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- La célérité : vitesse de propagation de l'onde acoustique dans un milieu donné.

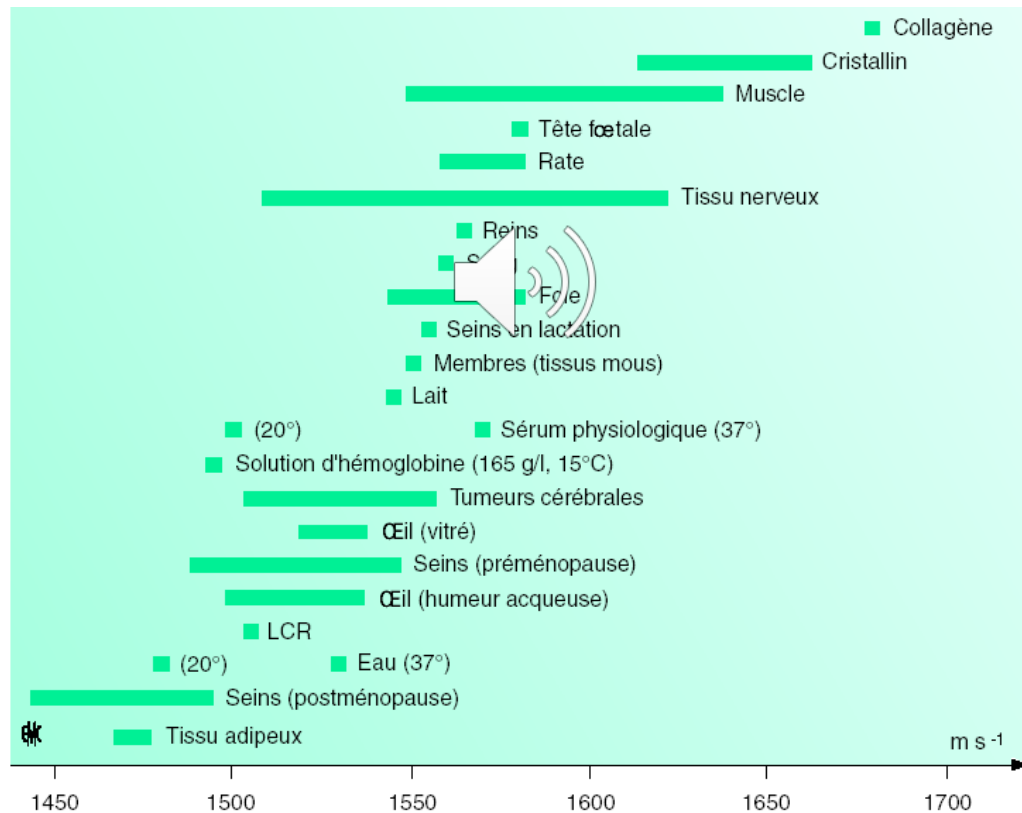


- La vitesse de propagation de l'onde(c) dépend du milieu traversé. Dans les tissus biologiques elle est de 1540 m/s



CÉLÉRITÉ

La vitesse de propagation d'une onde de pression : dépend des propriétés mécaniques de la densité et de l'élasticité du milieu.



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS


IMPÉDANCE ACOUSTIQUE (Z)

- Elle exprime **la résistance** du milieu à l'avancement de l'onde .
- Elle correspond au produit de la célérité de l'onde par la masse volumique (Kg/m^3) du milieu .
- Z ne dépend donc que du milieu considéré.
- A milieu identique (**p constant**) plus celui-ci a une impédance acoustique élevée , plus l'onde acoustique se propagera rapidement.



DEFINITION ET NATURE DES ULTRASONS

- Notion d'impédance acoustique:
- Au cours de sa propagation ,l'onde ultrasonore traverse des milieux différents, certains lui permettent de se propager facilement, d'autres lui opposent une résistance. La résistance à l'onde de pression correspond à

L'IMPEDANCE ACOUSTIQUE  elle traduit la plus ou moins grande facilité avec laquelle les particules du milieu traversé sont déplacées .

- $Z = \rho \times c$ ρ =densité du milieu
 c =célérité

Matière	c : célérité (m/s)	ρ : masse volumique (kg/m ³)	Z : impédance acoustique $\times 10^{-6}$ kg/(m ² .s)
Air	330	1,2	0,0004
Graisse	1 459	952	1,34
Eau	1 480	1 000	1,48
Sang	1 575	1 057	1,62
Muscle	1 580	1 080	1,71
Corticale, osseuse	3 500	1 912	7,8

Célérité de propagation de l'onde acoustique
en fct de l'impédance acoustique de différents milieux.



INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

- Il existe plusieurs type d'interaction entre les ultrasons et la matière à l'origine d'un signal échographique .
- Ces interactions vont aboutir à l'atténuation du faisceau US dans la matière .
- Parmi ces interactions on retrouve au niveau des interfaces acoustiques des phénomènes de :
 - Réflexion
 - Réfraction
 - Diffusion



Qu'est ce qu'une interface ?:

Une interface acoustique correspond à une frontière entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes .

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.



INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

■ réflexion et transmission

lorsque le faisceau d'us parvient à une interface , il peut la franchir , ou être réfléchi . La fraction du faisceau qui franchit l'interface est la fraction transmise ; elle poursuit son trajet en profondeur .



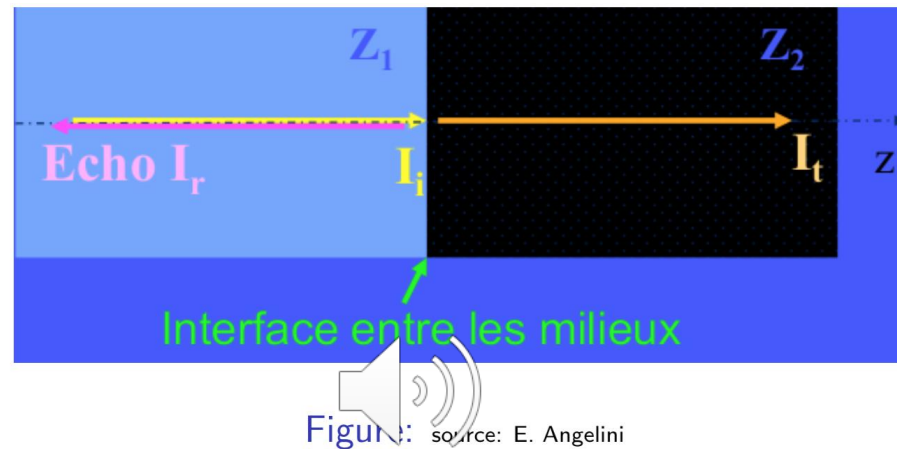
La fraction non transmise est **réfléchie** vers la source d'émission

La réflexion spéculaire ➡ les contours d'organes



INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

Réflexion



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

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

$$R + T = 1$$

⇒ Source d'**artéfacts** dans l'image

Le phénomène de réflexion se produit à l'interface entre deux milieux 1 et 2 d'impédance acoustique différente (Z_1 et Z_2). Pour une onde **US perpendiculaire** à l'interface, le coefficient de réflexion (R) correspond à: $R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)^2$


On peut ainsi exprimer la transmission T de la manière suivante : $T = 1 - R$



INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

Réflexion

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 $T \simeq 1$  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



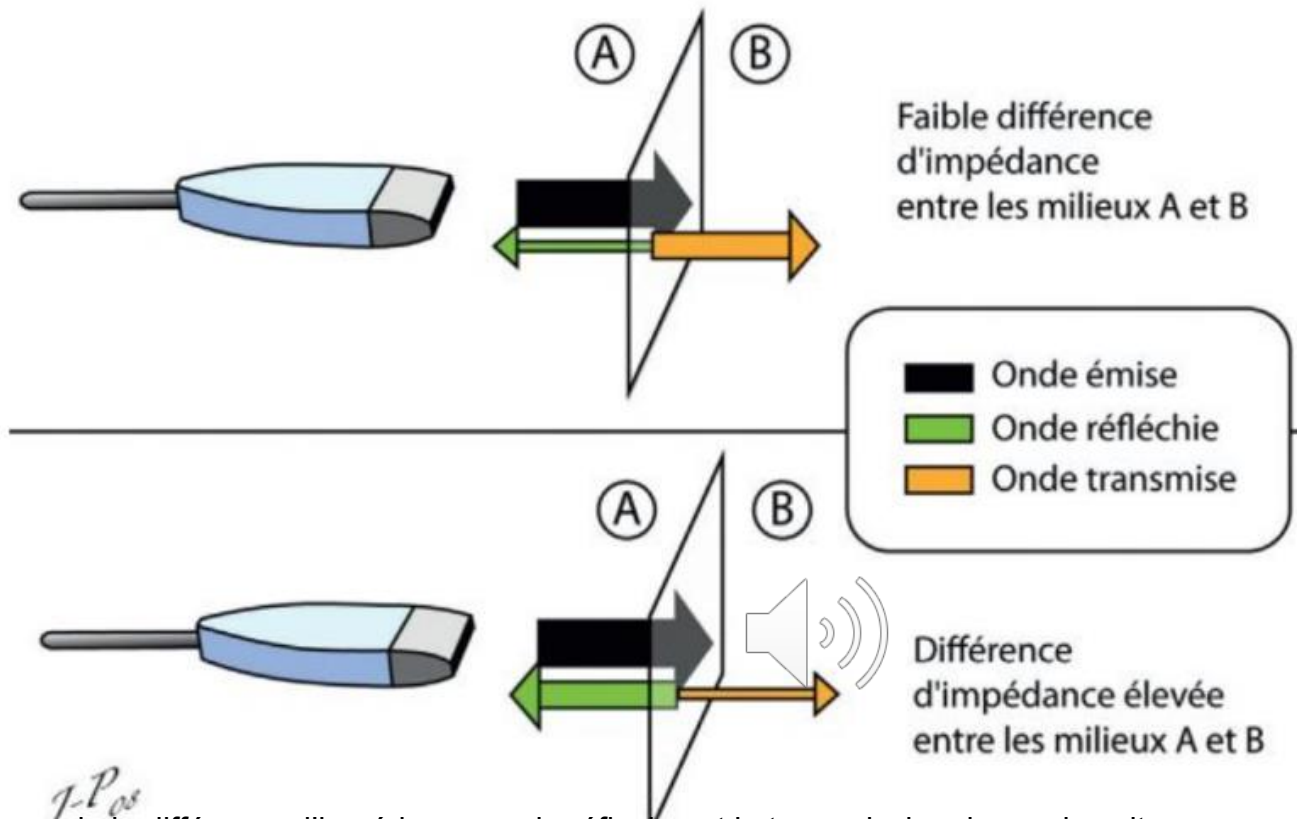
INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

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





7-Pos
 Influence de la différence d'impédance sur la réflexion et la transmission des ondes ultrasonores

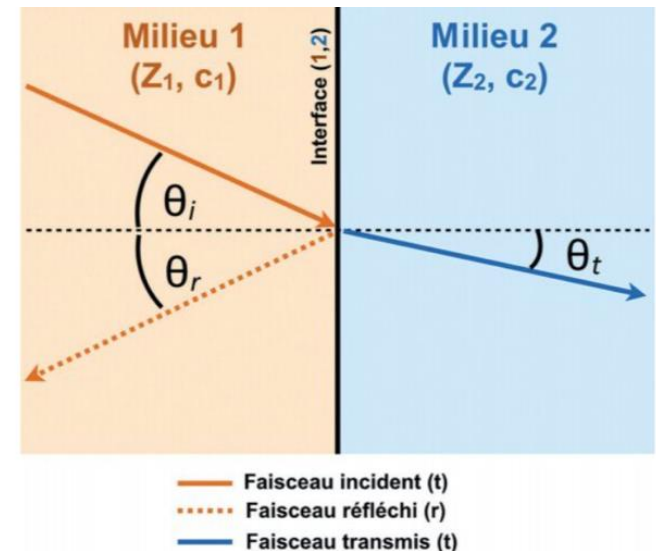
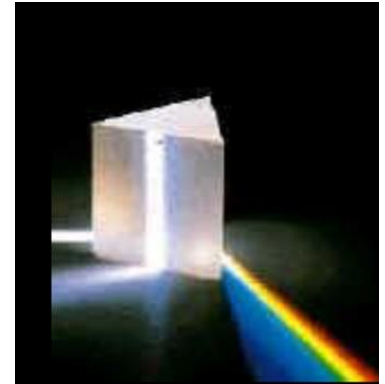
La réflexion (R) au niveau d'une interface
Faible si la différence d'impédance (Z) est peu élevée
Grande si la différence d'impédance est importante

Air/peau :99%; tissu/os:30% ; rein/graisse:1%



Réfraction

- Si la direction du **faisceau incident** n'est pas orthogonale à la surface de l'interface, les faisceaux d'ondes ultrasonores réagissent comme les faisceaux lumineux .
- On observera dans ce cas la présence d'un faisceau **réfléchi** et celle d'un faisceau **réfracté** transmis qui présentent respectivement des angulations θ_r et θ_t qui dépendent des célérités c_1 et c_2 de l'onde.



Selon les lois de **Snell-Descartes** :

l'angle du faisceau réfléchi (θ_r) est égal à l'angle du faisceau incident (θ_i)

: $\theta_i = \theta_r$;

les angles incidents et transmis suivent la relation suivante :

$$\sin \theta_i / c_1 = \sin \theta_t / c_2.$$

Représentation de la déviation d'un fx d'ondes US à l'interface entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes selon les lois de **Snell-Descartes**



Réfraction

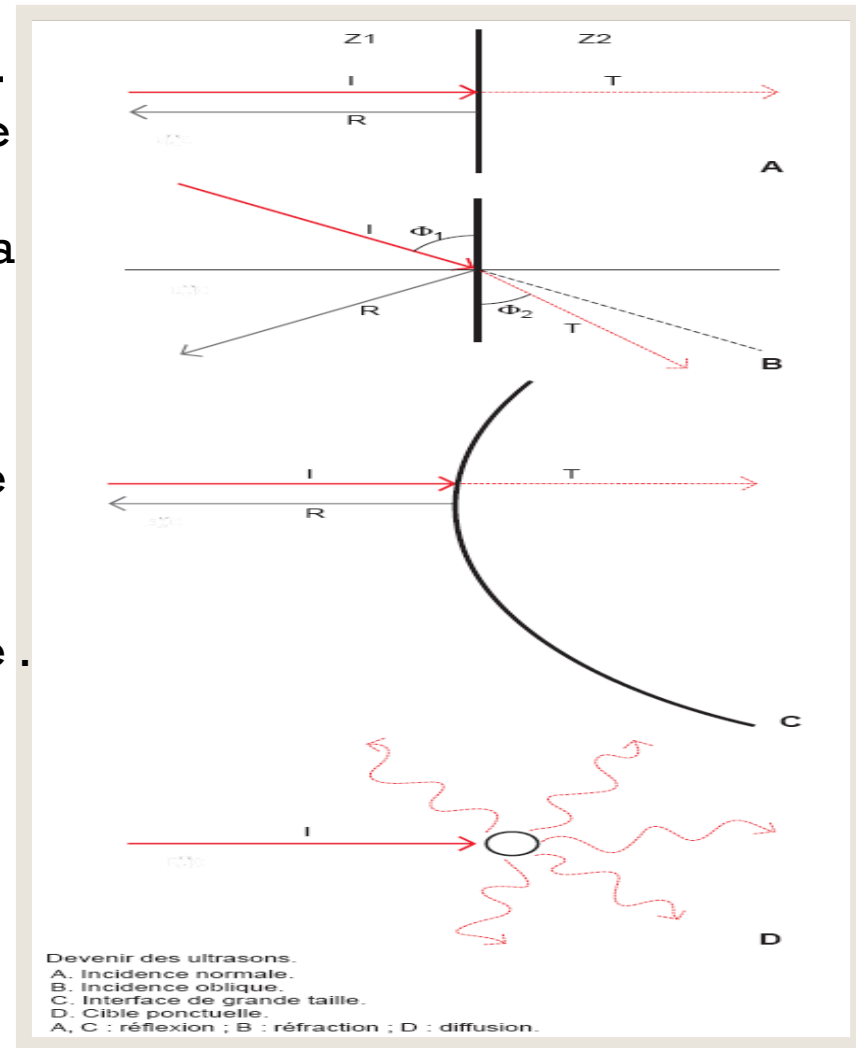
Pour une détection maximal du signal réfléchi, l'angle de réflexion est tjrs égale à l'angle d'incidence du Fx d'où le terme de réflexion spéculaire (en miroir) qui qualifie la réflexion aux interfaces.

La réflexion s'observe pour des interfaces de grandes tailles



La réflexion spéculaire est angle dépendante.

Pour une détection max du signal réfléchi l'orientation doit être perpendiculaire.



INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

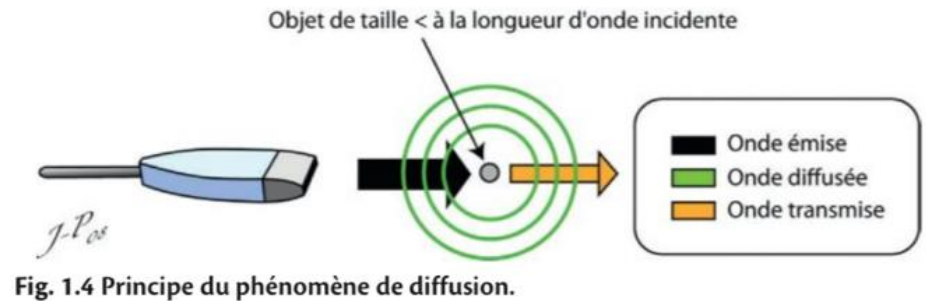
■ Diffusion

Lorsque l'onde US rencontre une cible de petite dimension/à sa longueur d'onde on observe une diffusion multi directionnelle

Les échos rétrodiffusés sont peu informatif sur le plan anatomique



L'échostructure interne des organes



les os et les gaz constituent un obstacle à la propagation des ultrasons.



INTERACTION ENTRE ONDE ULTRA SONORE ET TISSUS BIOLOGIQUES

■ Absorption

Une partie de l'énergie mécanique de l'onde acoustique est absorbée par transformation en chaleur .



L'absorption ne contribue pas au signal échographique.

- Plus la fréquence est élevée, plus le phénomène d'absorption est important, ce qui **empêche l'examen des zones profondes en haute fréquence.**
- Les fréquences les plus basses sont les plus pénétrantes, et sont nécessaires pour l'exploration des organes profonds.



BILAN : IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE

Les interactions physiques des ondes ultrasonores sont à l'origine d'informations distinctes sur l'image échographique reconstruite :

- les ondes **réfléchies** seront à l'origine de l'étude des **contours des organes** sur l'image échographique .

- les ondes formées par **diffusion**  apportent des informations sur la **structure interne** des organes , en niveau de gris sur l'image finale.

Plus la longueur d'onde est faible, c'est-à-dire plus la **fréquence US** est **élevée**, plus on a la possibilité de visualiser des **interfaces proches** et donc d'augmenter la résolution spatiale, en revanche on ne peut pas atteindre des organes profonds.



EFFETS BIOLOGIQUES

- Les effets biologiques d'une onde US:

Mécaniques: cavitation

production et à l'activation de bulles de gaz en milieu liquide et effondrement des parois et libération d'une **très forte énergie** .

Thermiques:

l'absorption de l'énergie ultrasonore et sa conversion en chaleur sont susceptibles **d'élever la température locale**.



PRODUCTION DES ULTRASONS

- Les ultrasons sont générés par **piézoélectricité**, qui est la propriété que possèdent certains matériaux de pouvoir transformer l'énergie électrique en énergie mécanique et inversement.



- Le cristal piézoélectrique :

le plus connu est le Quartz

céramiques++(zirconate titanate de plomb)

polymères

cristaux (quartz)

composites++(céramiques +polymères)



PRODUCTION DES US

- Une impulsion électrique
- Transducteur
- **Vibration de la céramique**
- Production d'US
- Réception de l'écho
- L'onde de pression qui vient heurter le transducteur
- Induit l'apparition de charges électriques
- Elaboration de l'image radiologique



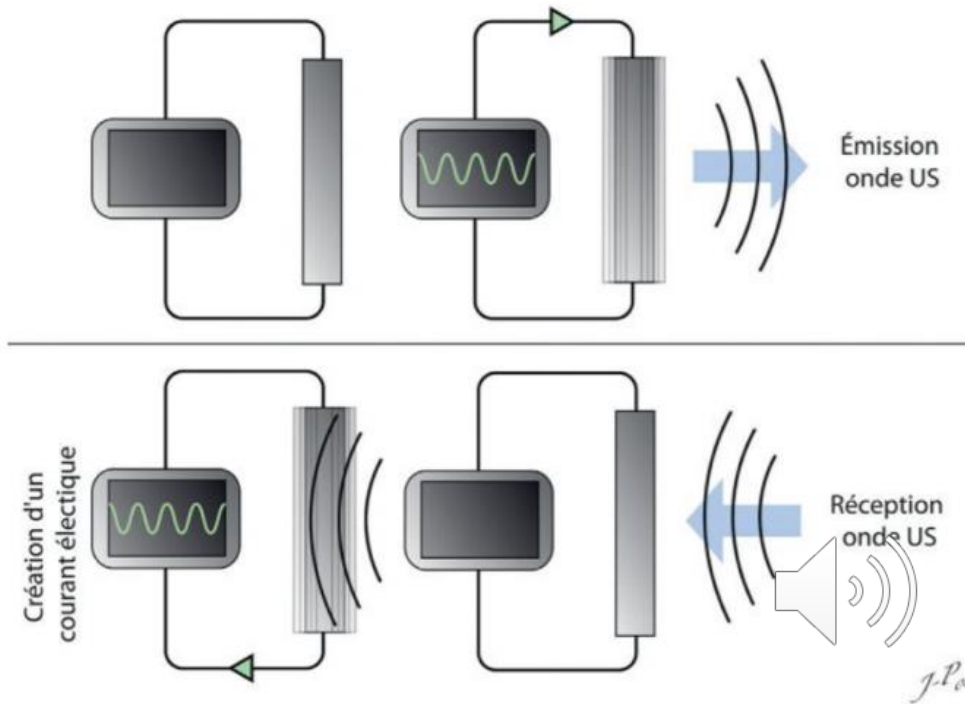


Fig. 1.7 Principe de l'effet piézoélectrique.

Pour produire un Fx d'ultrasons on applique une impulsion électrique qui entraine une vibration de la céramique(ce materiau va voir son épaisseur se modifier)

A l'inverse ,lors de la réception de l'écho ,l'onde de pression qui vient heurter (contrainte mécanique)le transducteur induit l'apparition de charges électriques



PRODUCTION DES US

- L'émission US est intermittente



- La réception est continue



PRODUCTION DES US

- Le terme transducteur désigne l'élément PZT.
- Extension la sonde elle-même.
- Fonctionne autant comme émetteurs d'US que comme récepteurs.
- En médecine ,on utilise des sondes de 2à20 MHz:
 - fréquence élevée($>7\text{MHz}$)===bonne résolution axiale
mais pénétration insuffisante pour une exploration
en profondeur.
 - fréquence faible($<3\text{MHz}$)=== résolution axiale
moyenne,penetration suffisante pour une exploration en
profondeur

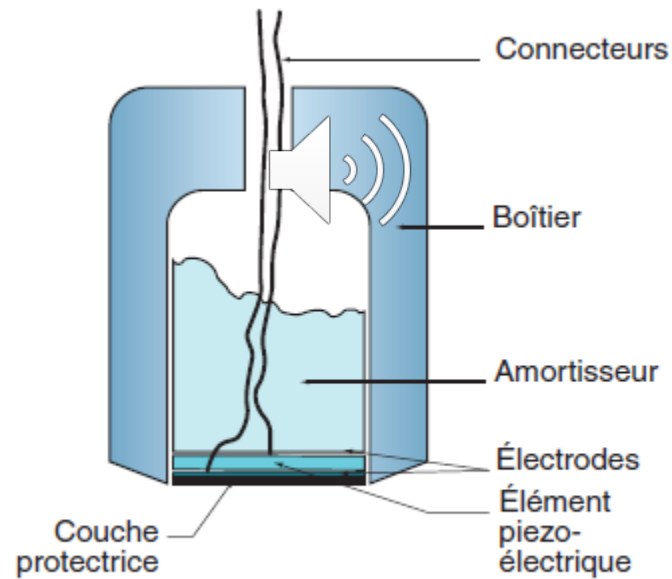


COMPOSITION D'UN TRANSDUCTEUR


- Une sonde échographique est constituée d'un ensemble d'elts
- L'élément piézo-éélectrique: transforme une impulsion électrique en impulsion US et qui à la réception transforme le signal acoustique en signal électrique
- Une électrode
- Un bloc amortisseur
- Une lame « quart d'onde »



COMPOSITION D'UN TRANSDUCTEUR



FORMATION DE L'IMAGE

Pour passer d'un signal électrique à une image, plusieurs opérations sont nécessaires 

amplification des signaux électriques .

numérisation et traitement informatique.




FORMATION DE L'IMAGE

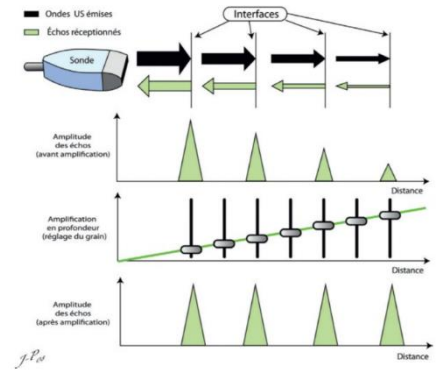
Amplification

Différents types d'amplification sont nécessaires à l'étude du signal échographique

- l'amplification globale des échos qui induit un gain de signal
- l'amplification en profondeur .

L'atténuation des échos varie avec la  profondeur et les tissus rencontrés. Plus les échos proviennent de structures profondes, moins leur intensité est élevée, plus il faut les amplifier.

On adapte donc le niveau d'amplification à chaque **profondeur**, on parle ainsi de gain en profondeur ou de **Time Gain Compensation (TGC)**.



FORMATION DE L'IMAGE

la construction de l'image échographique se fait selon différents modes:

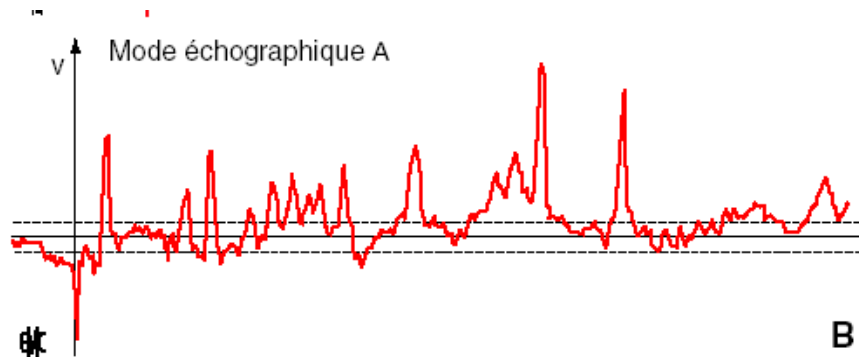
A, TM, B, TR, etc.



FORMATION DE L'IMAGE

- Mode A

Le signal électrique obtenu aux bornes de la sonde est présenté sous forme de son amplitude en fct du temps



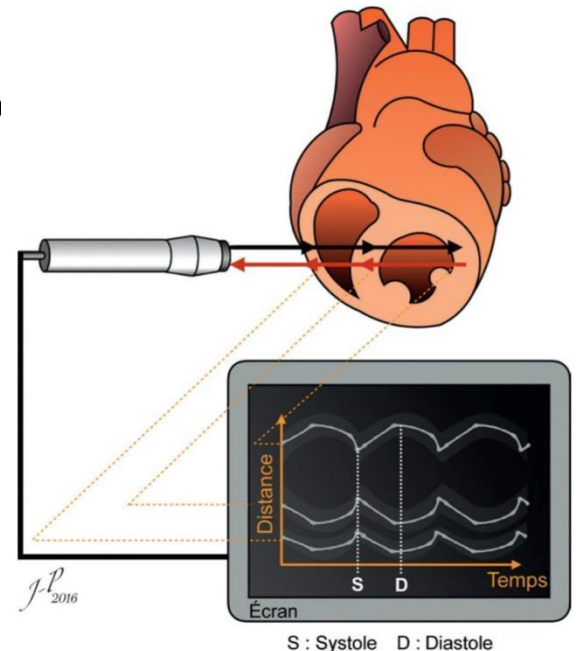
Formation de l'image

Le mode M (Mouvement) et maintenant le mode TM (Time Motion)

Ces deux modes permettent de visualiser la mobilité d'une structure en fonction du temps, en particulier pour les battements cardiaques. Ainsi les structures mobiles sont représentées par des courbes et les structures immobiles par des droites.



Ce mode est particulièrement utilisé en cardiolo



FORMATION DE L'IMAGE

■ Mode B

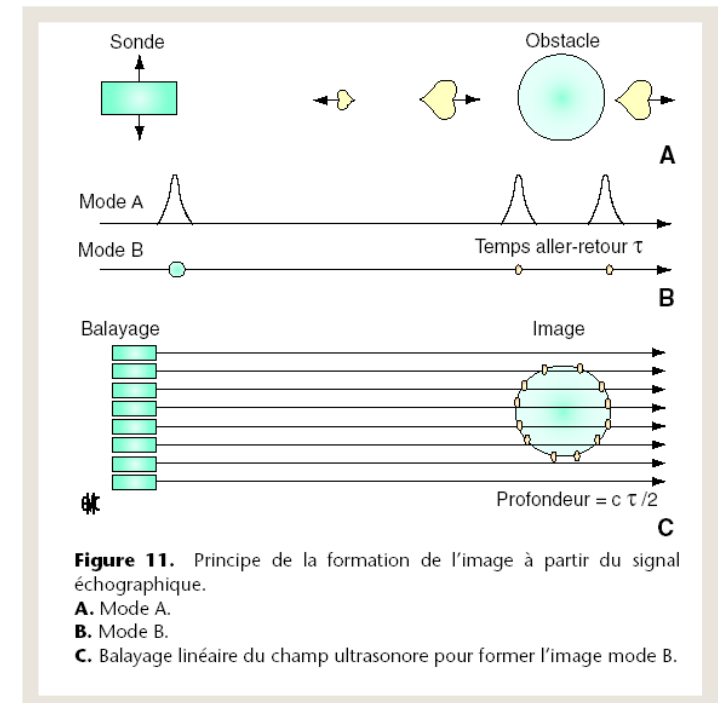
Représentation du signal A
sous forme d'un mode «brillance»
en fct du temps ou de la
profondeur.



Chaque pic du trace A est remplacé Par un point.

L'image de la répartition des échos obtenue dans
le plan de balayage de la sonde est stockée
dans une mémoire et apparaît sur l'écran
comme une juxtaposition de points± brillants

(Echelle de gris).



FORMATION DE L'IMAGE

Le Mode TR : Le temps réel

Il est le mode d'examen actuellement généralisé sur tous les appareils. Il permet l'acquisition de données **morphologiques** et **dynamiques**.

Avoir une image bidimensionnelle avec un balayage suffisamment rapide pour visualiser le **mouvement des organes**.

Ce n'est plus l'échographiste qui déplace la sonde pour fabriquer l'image, mais ce sont les sondes qui comportent de multiples éléments piézo-électriques juxtaposés permettant à partir d'une seule position de la sonde de balayer tout un plan.

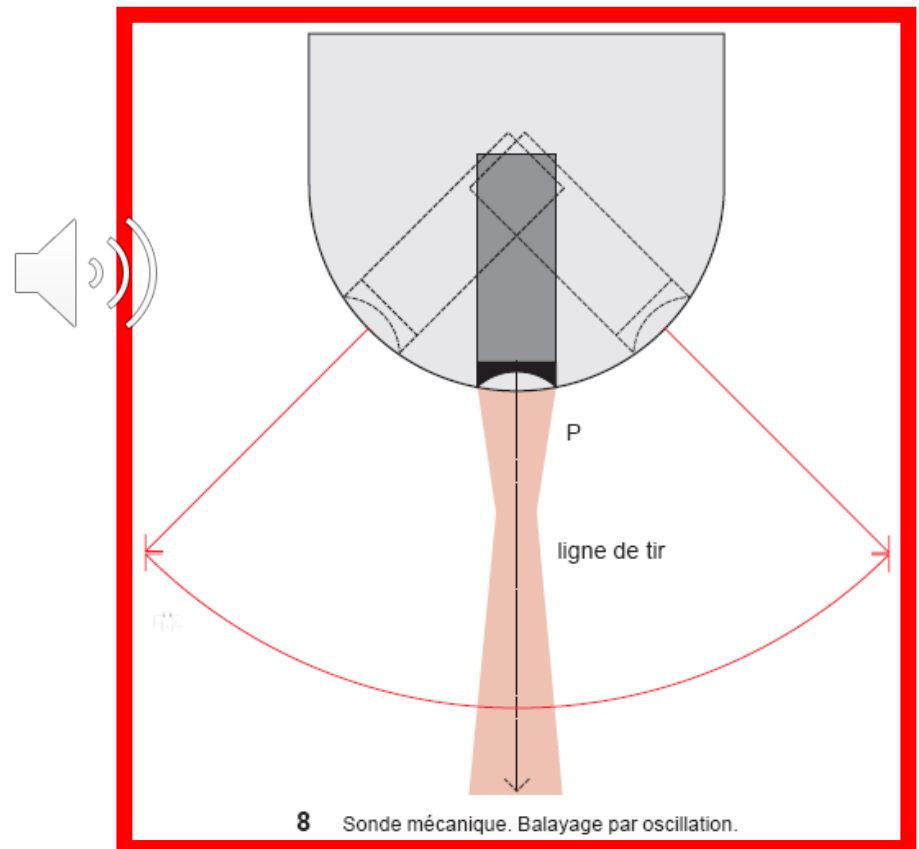


TECHNOLOGIE DES SONDES

■ Sondes mécaniques

Déplacement du transducteur:
oscillant ou circulaire

Géométrie : secteur angulaire



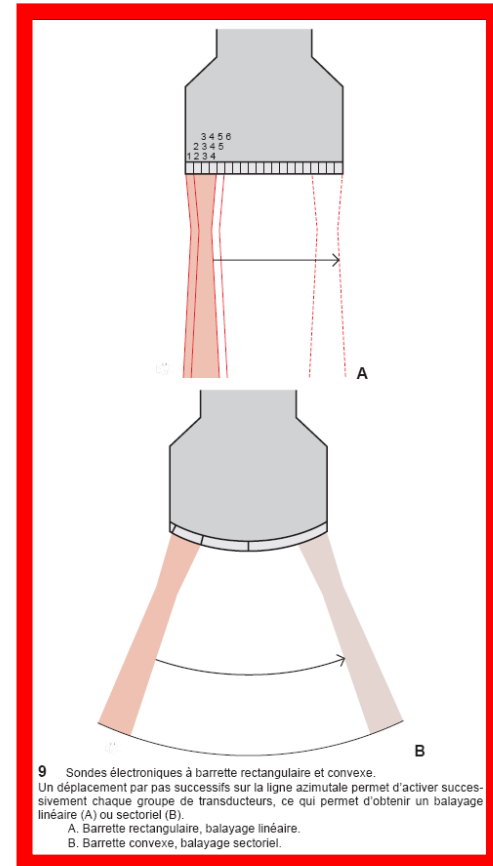
TECHNOLOGIE DES SONDES

■ Sondes électroniques

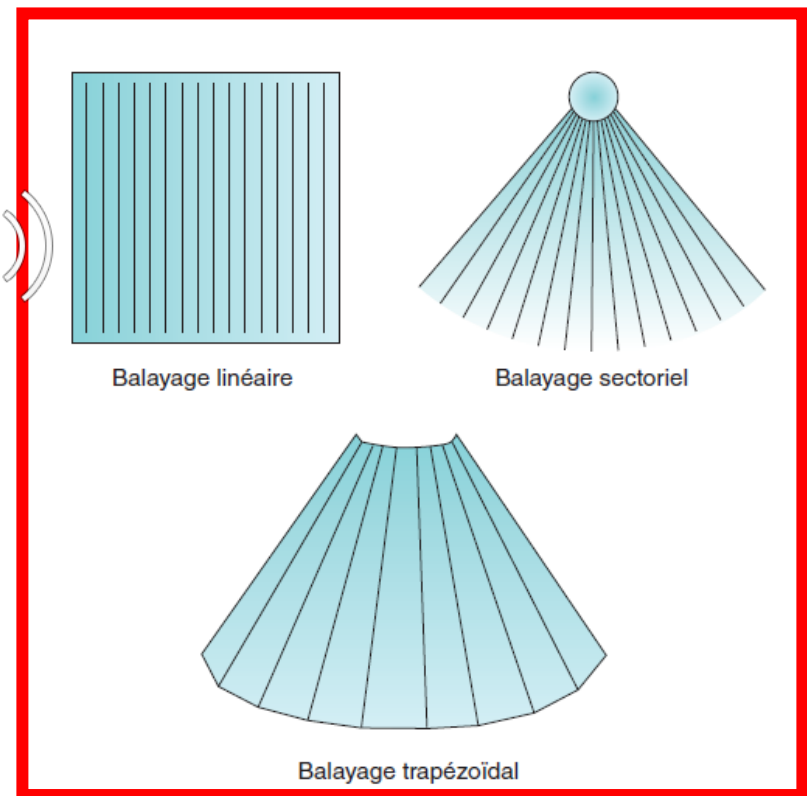
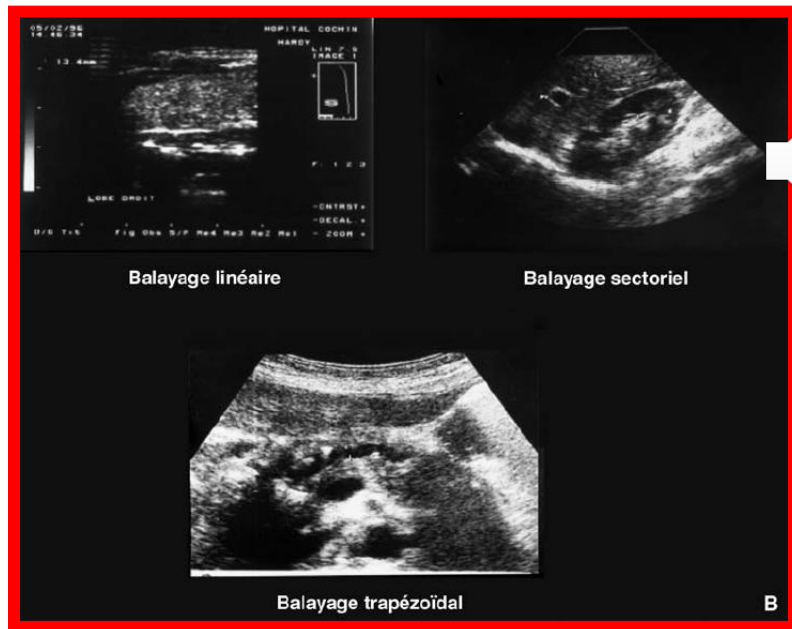
- Alignements d'elts fixes

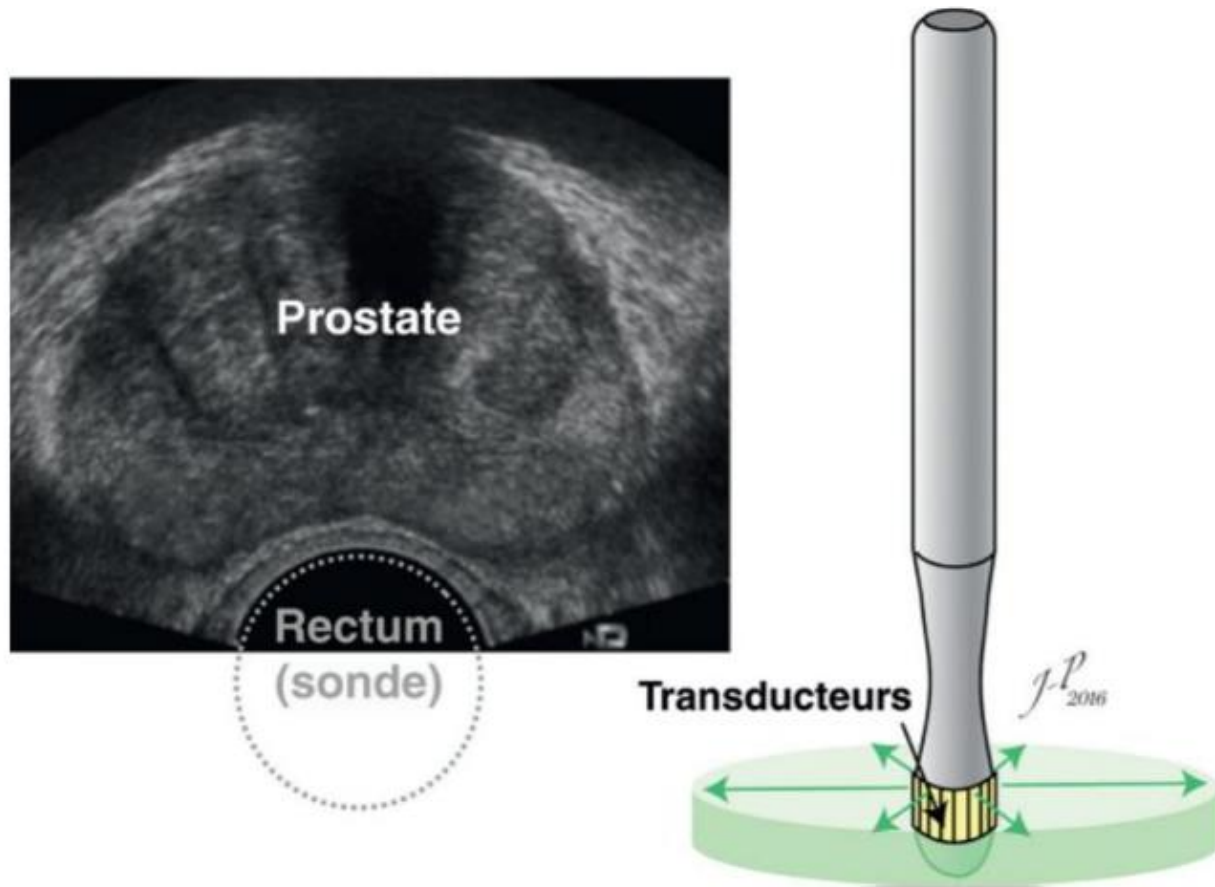
- Balayage: linéaire
sectoriel
trapézoïdal

- Géométrie: rectangulaire
angulaire
trapézoïdal



TECHNOLOGIE DES SONDES

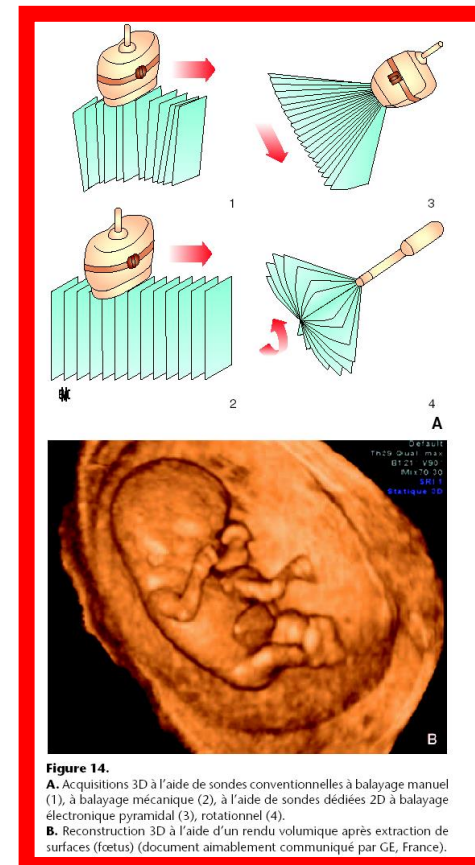




Sonde en réseau phasé permettant un champ d'exploration sectoriel
Intervalle osseux
Voie endo vaginale et transrectale



- **Imagerie 3D/4D:**
- Acquisition du signal ligne par ligne provenant d'un volume tissulaire
- Reconstruction et présentation des coupes échographiques



IMAGERIE D'HARMONIQUE

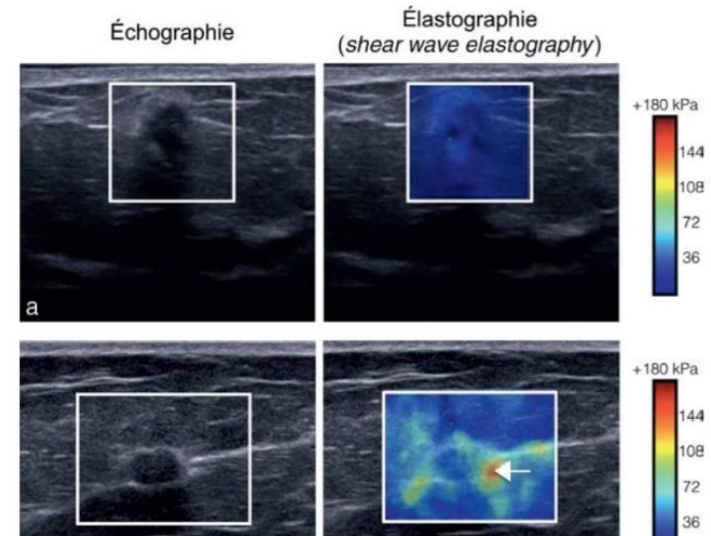
- Améliore l'imagerie (patient obèse)
- Meilleure élimination du bruit
- Les échos harmoniques dont la fréquence est un multiple de la F_c fondamentale émise



Artéfact de répétition visible en mode B, annulés en mode harmonique



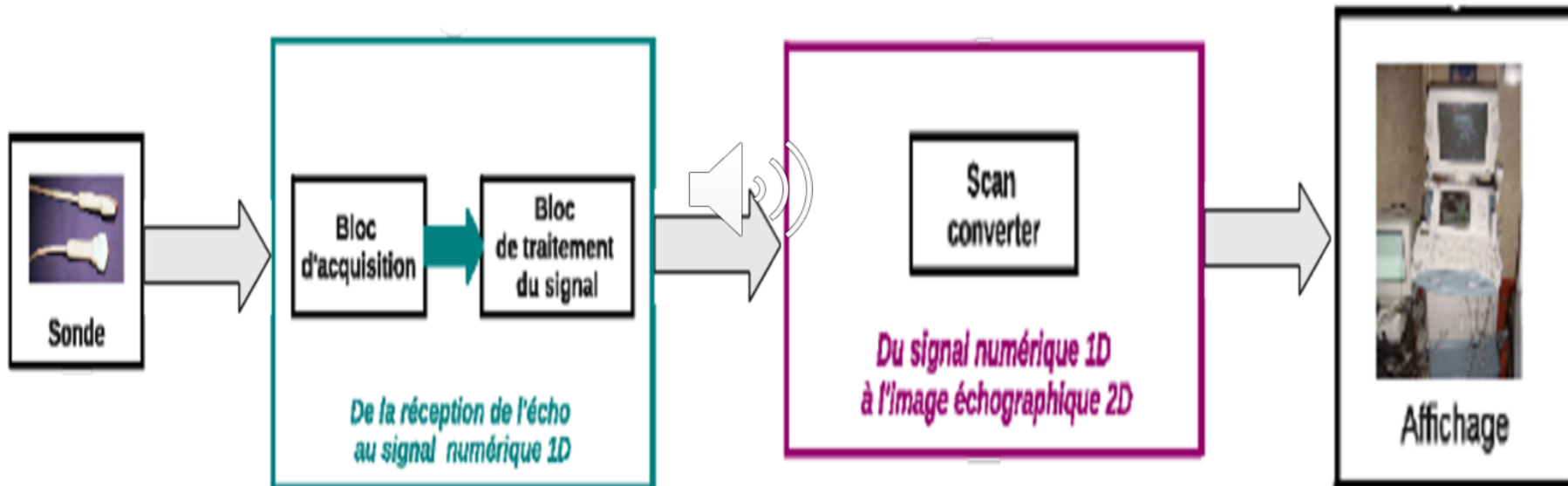
ELASTOGRAPHIE



- obtention d'une cartographie correspondant aux propriétés mécaniques des tissus .
- émission d'impulsions mécaniques(\pm focalisées)traversant les tissus.
- analyse des vitesses de cisaillement \Rightarrow quantification les déformations en kPa .
- cartographie accessible en temps réelle et superposable à une image échographique morphologique .
- applications principales : évaluation de la fibrose hépatique et caractérisations lésionnelles (foie, sein, thyroïde).



SCHÉMA GÉNÉRAL DE FONCTIONNEMENT



PRISE EN MAIN DE L'APPAREIL

- L'optimisation de l'image passe par un certain nombre de paramètres :
- Choix de la sonde: géométrie –fréquence(adaptée à l'examen pratiqué) et du Gel.

S linéaire: organes superficiels

S convexe:

S phased array :vx ,intercostales

Basses fréquences :abdomen(2-5MHZ) Haute fréquences(5-13MHZ)
:superficielles

- Réception ,traitement et affichage des données
- Réglage de la focalisation en profondeur ,du gain global, Gain courbe TGC,PRF(fc de répétition des impulsions)
- Post traitements: mesure de distance, zoom.....



CRITÈRES DE QUALITÉ D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE

- **RESOLUTION**

- **Résolution spatiale(RS):** correspond à la faculté qu'a un système à distinguer deux cibles rapprochées.



- **Résolution temporelle:** le nombre d'images acquises par secondes



CRITÈRES DE QUALITÉ D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE

ECHOGENICITE

Correspond à l'intensité d'une structure sur l'image échographique reconstruite /au parenchyme voisin

Echogène signifie «qui génère des échos» 

une structure hyperéchogène apparaît «blanche ou «brillante sur l'image.

une structure anéchogène apparaît «noire sur l'image.

une structure «échogène »est plus ou moins «grise»



CRITÈRES DE QUALITÉ D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE

Les structures liquidiennes (sang, bile, urine, épanchement, kystes, ...) sont anéchogènes (noires).

Les organes pleins sont échogènes (gris).

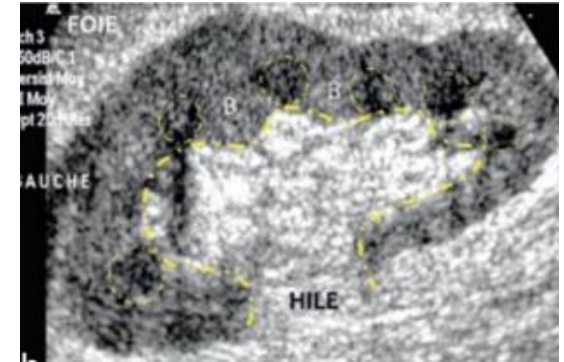
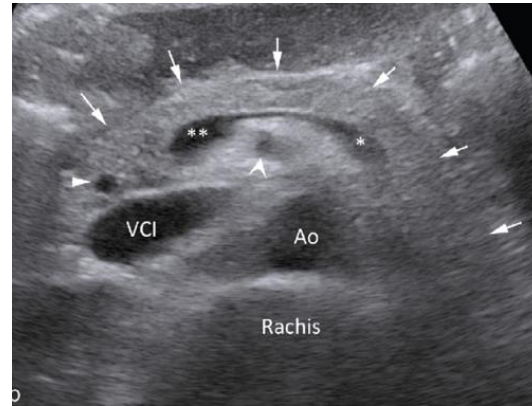
La graisse présente deux aspects :

hyperéchogène autour des organes

hypoéchogène au niveau sous-cutané, mammaire ou du hile hépatique.

L'os et l'air, ne permettent pas une transmission suffisante des échos pour être explorés. Les échos sont alors pour l'essentiel réfléchis, on parle de miroir acoustique. L'interface «miroir» est ainsi hyperéchogène.



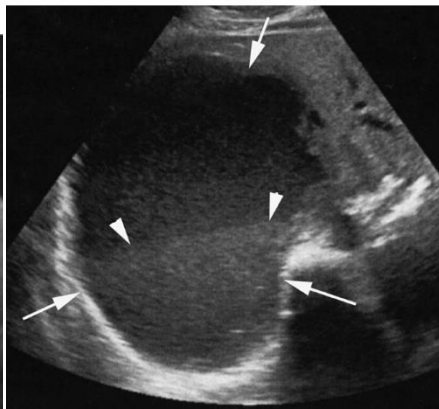


Echographie :hépatique, pancréas , rénale ,obstétricale.

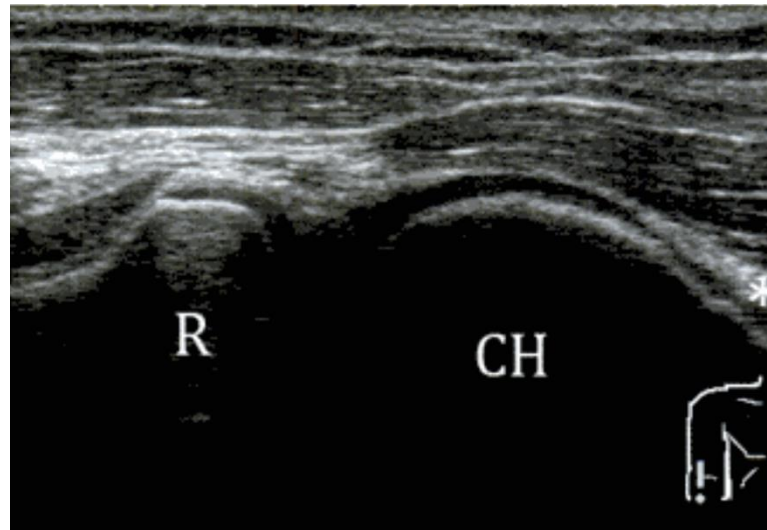
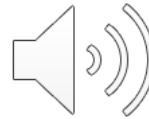
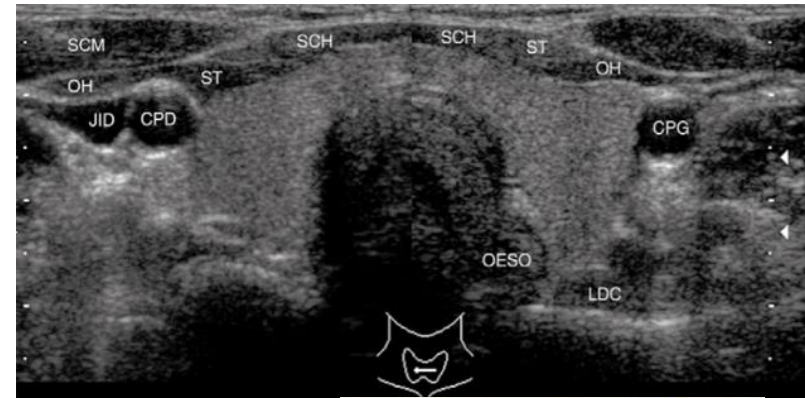




Kyste simple



K. hémorragique

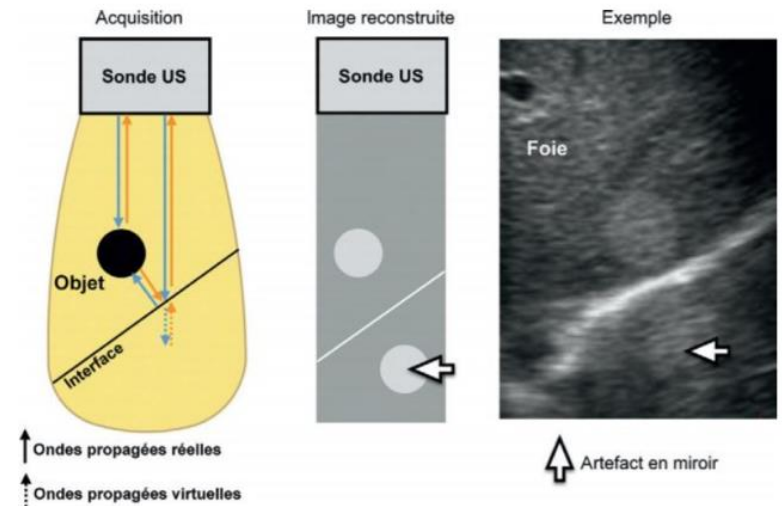


Artefacts en miroir

image fantôme d'une structure en miroir d'une interface acoustique à forte réflexion

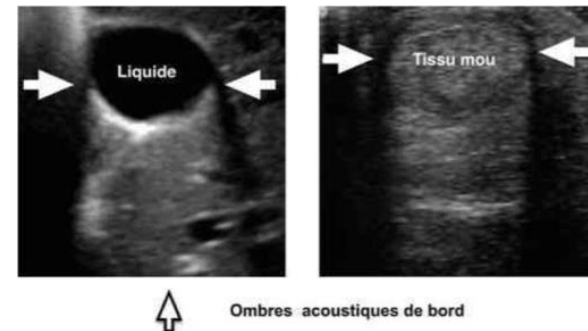


VB : vesicule biliaire.



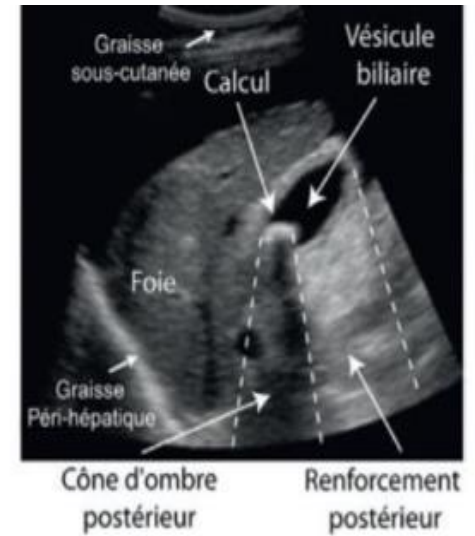
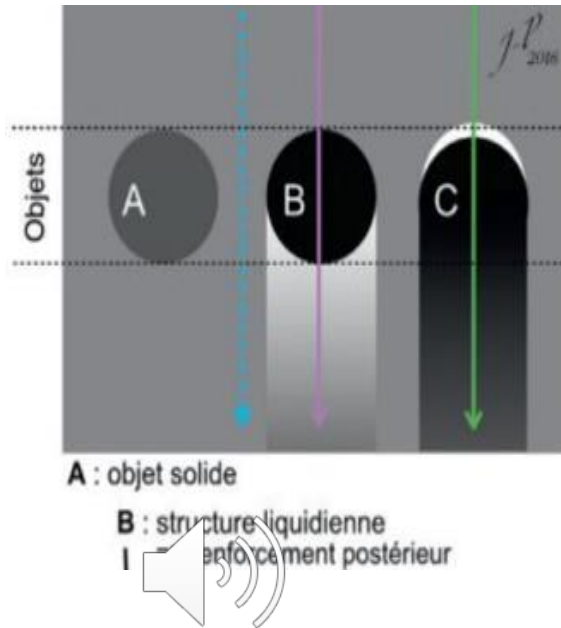
Ombres acoustiques de bord

perte d'intensité dans le prolongement du faisceau US lorsqu'il est tangent aux parois de structures



Renforcement postérieur

Zone hyperéchogène dans
Le prolongement d'une
structure peu atténuante
(liquidienne)



Cône d'ombre postérieur

Zone peu échogène dans le
Prolongement d'une structure
très
atténuante (os, calcifications, air).

Artefacts de lobes secondaires :
superposition dans le champ
d'exploration d'une structure située
en dehors du faisceau principal ;



EFFET DOPPLER : PRINCIPE ET ÉQUATION

En août 1842, Johann Christian Doppler découvre que « la lumière colorée des **étoiles doubles** et autres corps célestes » vire au **bleu** lorsque l'étoile **se rapproche** de la terre et vire au **rouge** lorsqu'elle s'**en éloigne**.



Cette modification apparente de couleur est une modification de la longueur d'onde émise par l'étoile.



MODE DOPPLER

- Découvert en 1843 par Johann Christian
- L'application médicale 1960
- **Effet Doppler:**

est un changement de fréquence d'une source d'ondes
lorsqu'il ya déplacement relatif de la source ou de l'observateur

la fréquence perçue par l'observateur est différente

elle augmente si la source se rapproche

elle diminue en cas contraire



MODE DOPPLER



Son plus aigu



Son plus grave

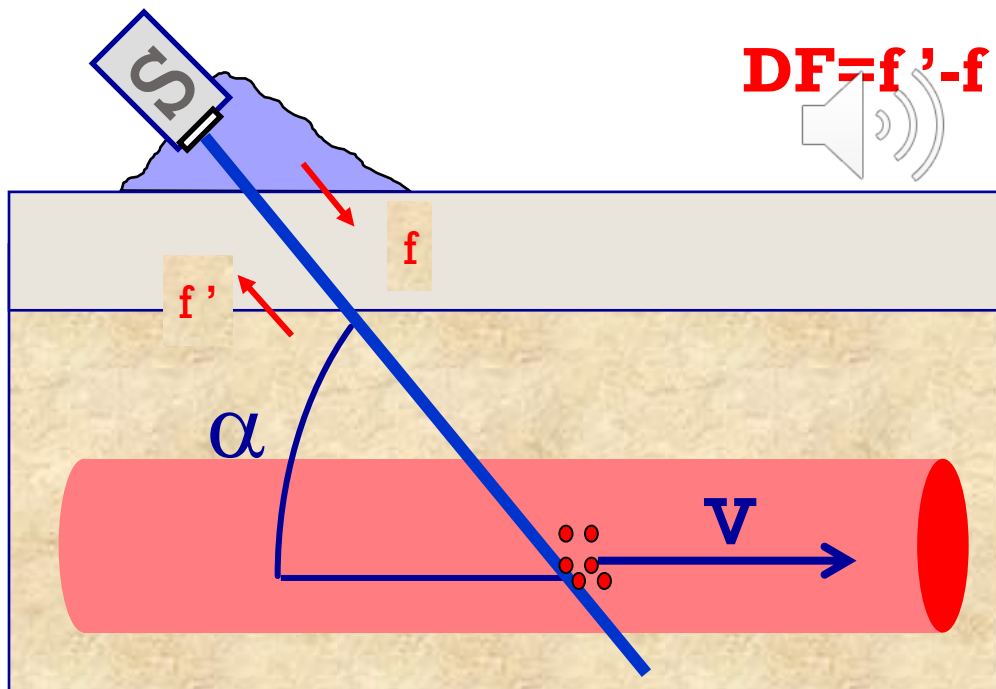


T chou Tchou



EFFET DOPPLER

DF permet de détecter **le mouvement des hématies** dans un vaisseau



$$DF = 2fV \cos \alpha / C$$

F: fréquence d'émission de la sonde

F': fréquence de réception de la sonde

V: vitesse des éléments dans le sang

α : angle entre vaisseau et l'axe du fx

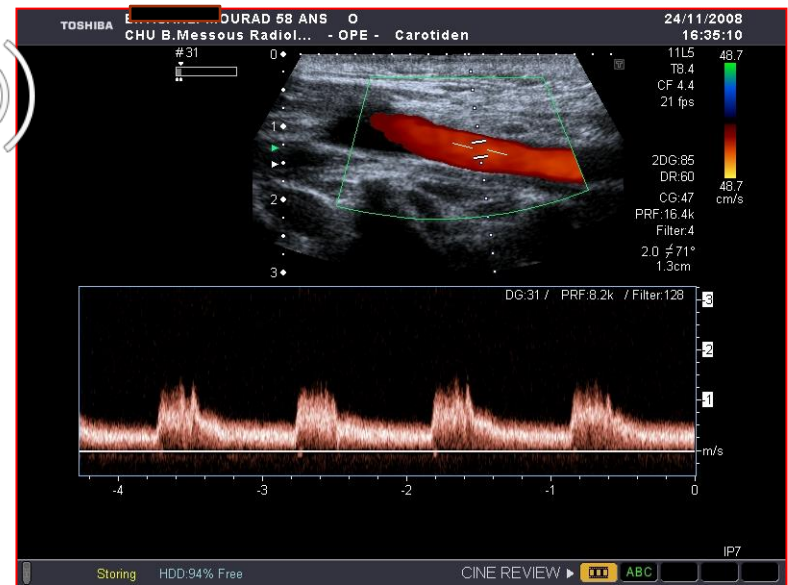
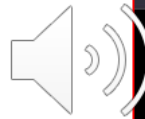
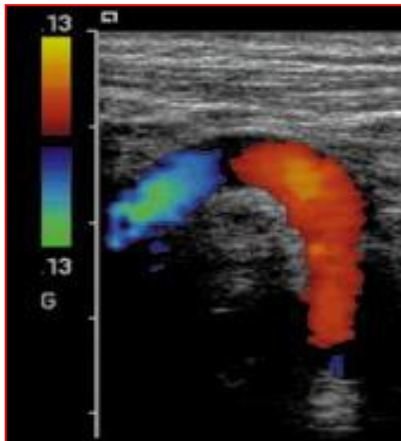
C: vitesse des US dans le corps humain

DF: Hz



MODE DOPPLER

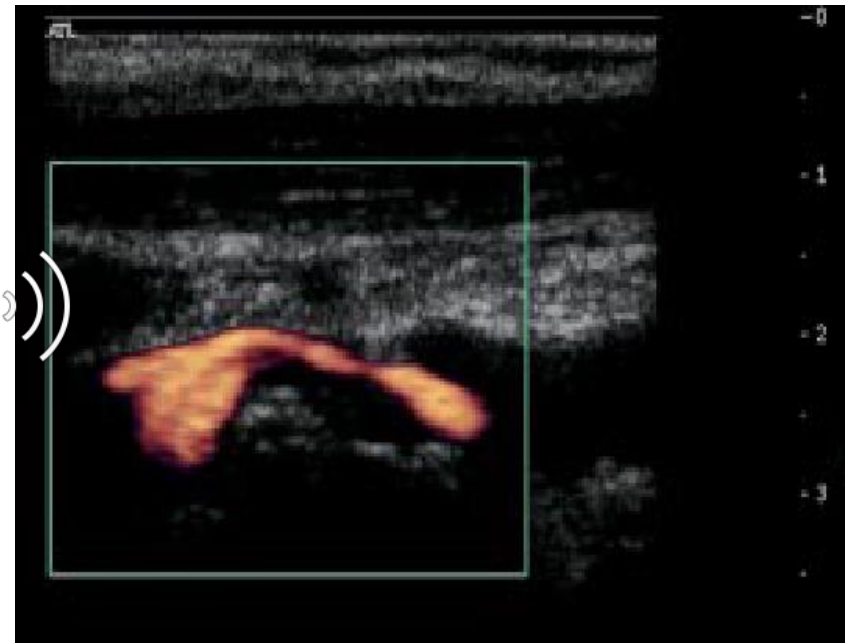
Mode couleur



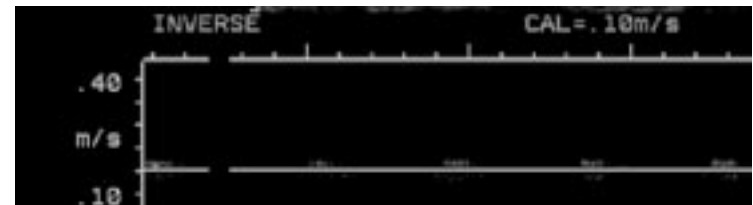
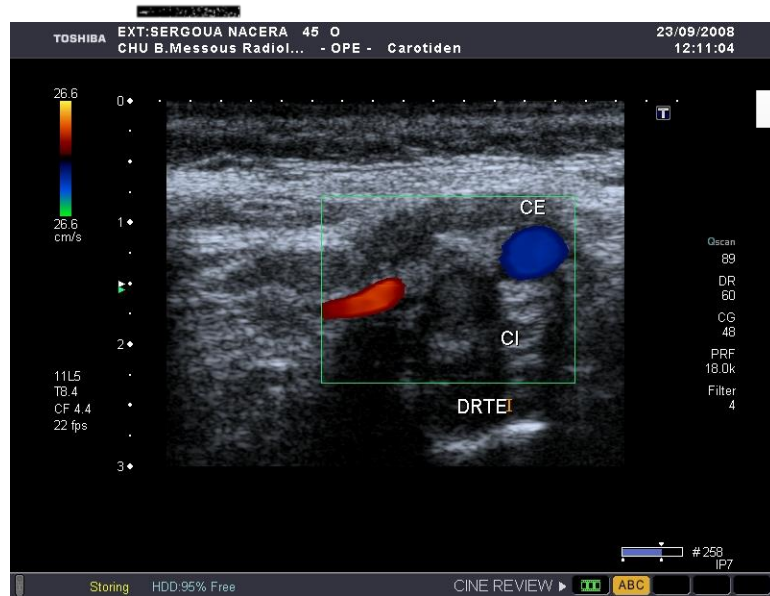
Mode pulse



Sténose



occlusion



CONCLUSION

- L'imagerie échographique a connu d'importantes évolutions : Le développement des sondes électroniques, imagerie d'harmonique et imagerie tridimensionnelle.



- Une bonne compréhension de l'imagerie doppler, un réglage adéquat sont essentiels pour entreprendre l'interprétation.



Les ultra sons sont

A- des vibrations mécaniques se propageant dans le vide .

B-leur fréquence se situe au dessus du seuil de fréquence audible.



C-correspond à la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel .

D-visualise des structures du corps humain.



Les ultra sons sont

A- des vibrations mécaniques se propageant dans le vide .

B-leur fréquence se situe au dessus du seuil de fréquence audible.

C-correspond à la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel .

D-visualise des structures du corps humain.



a- les interaction des ultrasons avec la matière sont à l'origine d'un signal échographique.

b- la réflexion se produit entre deux milieux de même impédance acoustique .



c- la diffusion renseigne sur la structure interne des organes .

d- les ondes réfléchies apportent des informations sur les contours des organes .



a- les interaction des ultrasons avec la matière sont à l'origine d'un signal échographique.

b- la réflexion se produit entre deux milieux de même impédance acoustique .



c- la diffusion renseigne sur la structure interne des organes .

d- les ondes réfléchies apportent des informations sur les contours des organes .



Les sondes échographiques :

A- Le transducteur peut fonctionner aussi bien en émetteur qu'en récepteur d'ondes acoustiques .

B- les sondes plates sont utilisées pour étudier des organes profonds .

C- les sondes convexes sont utilisées pour explorer les organes superficiels .

D- les sondes en réseau phasé permettent de faire une étude de la prostate .



Les sondes échographiques :

A- Le transducteur peut fonctionner aussi bien en émetteur qu'en récepteur d'ondes acoustiques .

B- les sondes plates sont utilisées  pour étudier des organes profonds .

C- les sondes convexes sont utilisées pour explorer les organes superficiels .

D- les sondes en réseau phasé permettent de faire une étude de la prostate .



RÉFÉRENCES

- Guide d'échographie :Paul Legmann ,Patria Bonnin – Fayet .Imagerie médicale pratique Elsevier Masson .
- Echographie abdominale :Olivier .Lucidarme Imagerie médicale Diagnostic Elsevier Masson.
- Echo-Doppler vasculaire et viscéral:Ph Melki :Imagerie médicale diagnostic .Masson
- Physique des ultrasons :MP Revel Encycl Méd Chir . Radiodiagnostic .principes Et techniques d'imagerie,35-000-C-10,1999,14p.
- Echographie doppler :Bases hémodynamiques et interprétations des tracés artériels normaux et pathologiques .M. Claudon N. Grenier cours de perfectionnement Post universitaire Octobre 1999.

