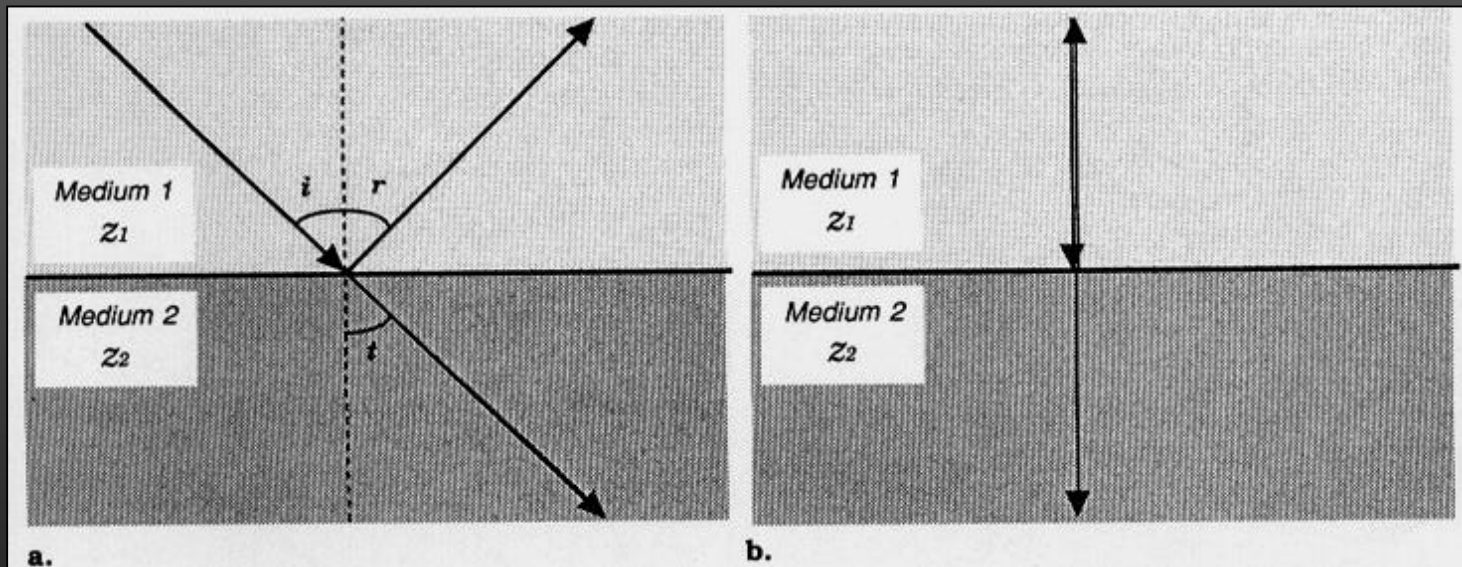

SEMEIOLOGIE ET ARTEFACTS EN ECHOGRAPHIE

INTERACTIONS US-MATIÈRE : *Réflexion*

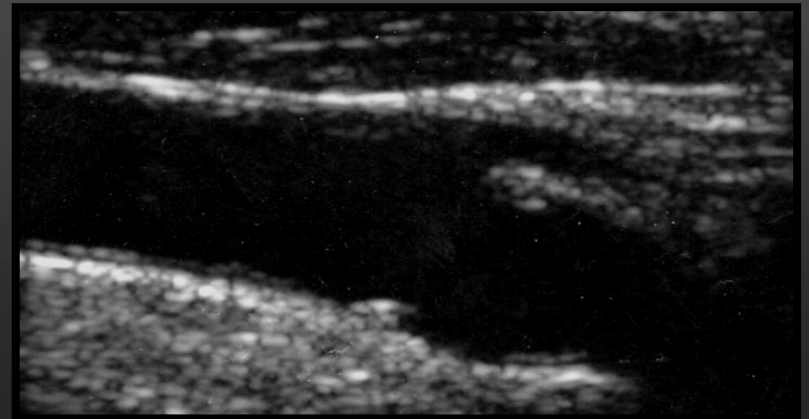
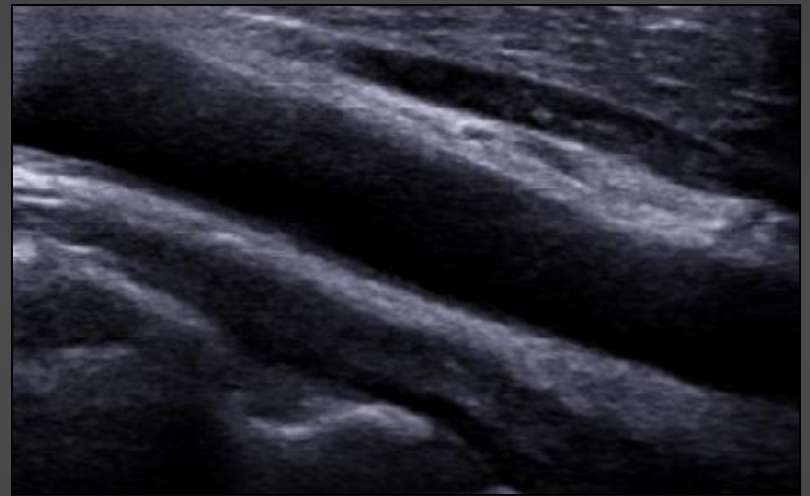
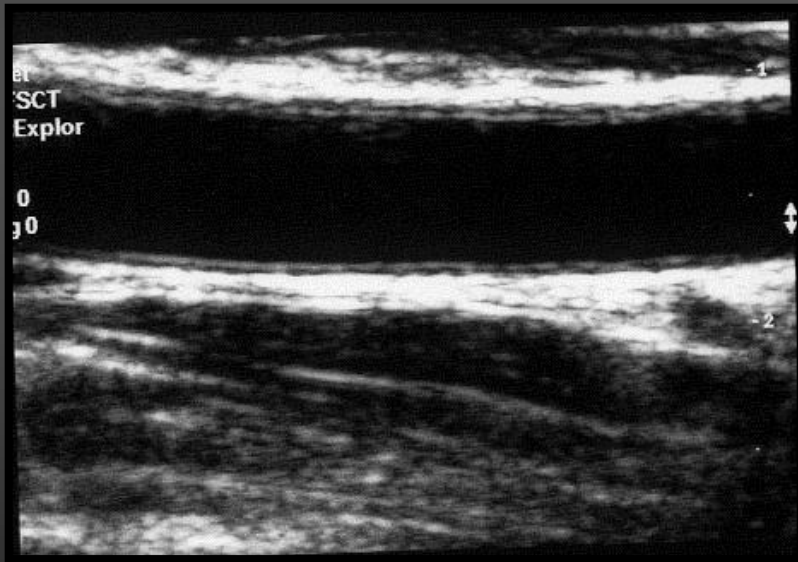
- Réflexion sur des réflecteurs dits « *spéculaires* » :
 - interfaces larges et lisses séparant deux milieux d'impédance acoustique différente (ex: paroi antérieure de la vessie)
 - la réflexion à la sonde **dépend ici de l'angle d'incidence** θ_i ($\theta_i = \theta_r = \theta_t$)
 - pour obtenir un écho à la sonde, il faut que θ_i soit $< 5^\circ$



INTERACTIONS US-MATIÈRE : *Réflexion*

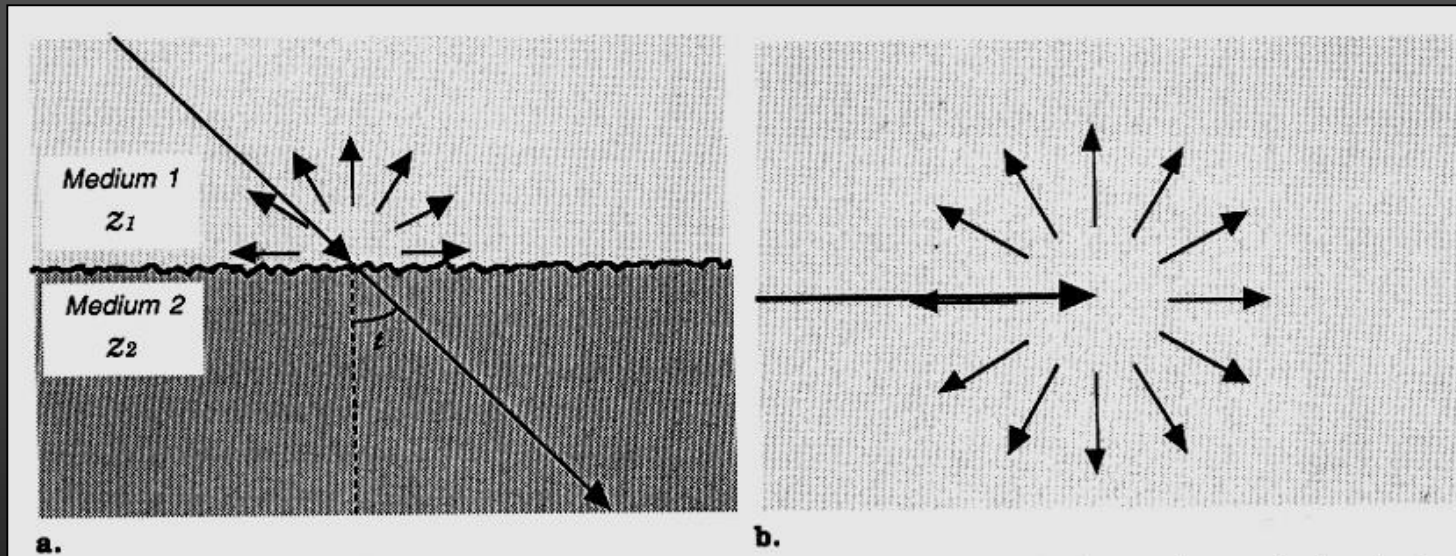
- Réflexion sur des réflecteurs dits « **spéculaires** » :

La visualisation de ces interfaces est optimisée à 90°



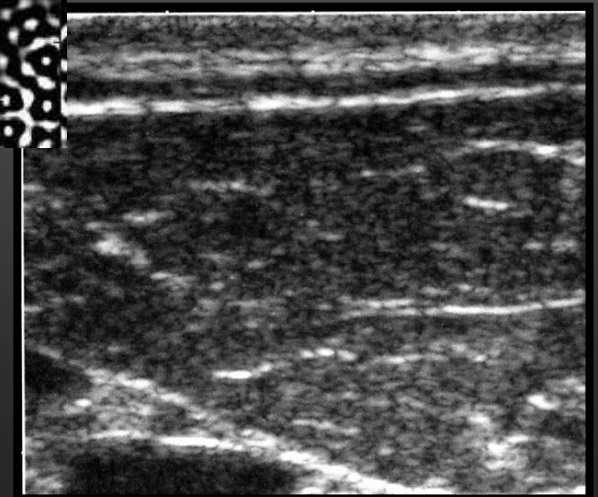
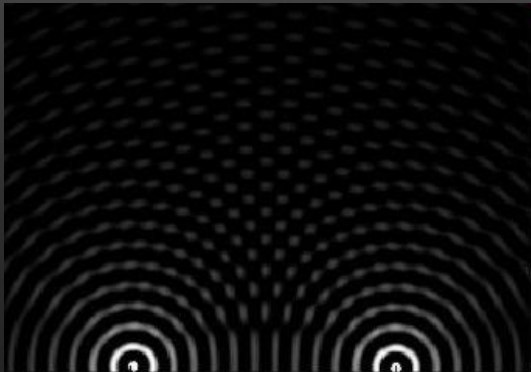
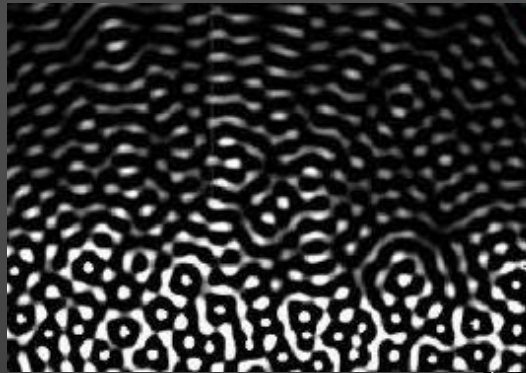
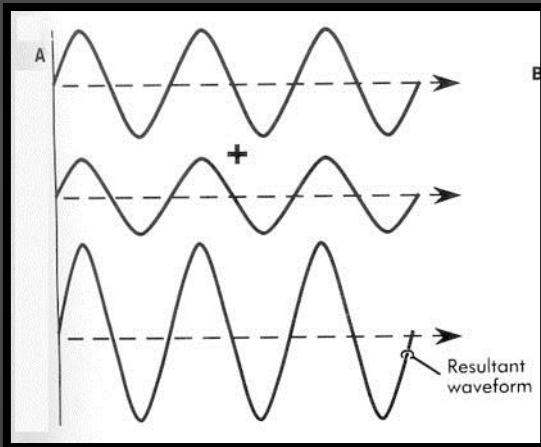
INTERACTIONS US-MATIÈRE : *Réflexion*

- Réflexion sur des réflecteurs dits « non-spéculaires » :
 - soit des interfaces plus petites que la longueur d'onde
 - soit des interfaces rugueuses et très irrégulières
 - s'accompagne d'un phénomène de **diffusion** pluri-directionnelle (cf)
 - la réflexion à la sonde **ne dépend pas de l'angle d'incidence** et est appelé « **rétro-diffusion** » (back-scattering)



INTERACTIONS US-MATIÈRE : *Réflexion*

- L'effet de rétro-diffusion dans les tissus :
 - se renforce grâce au phénomène « **d'interférences positives** »
 - ce phénomène donne naissance au « **speckle** » d'une image
 - il caractérise « l' **échogénicité** » et « l' **écho-texture** » de chaque tissu

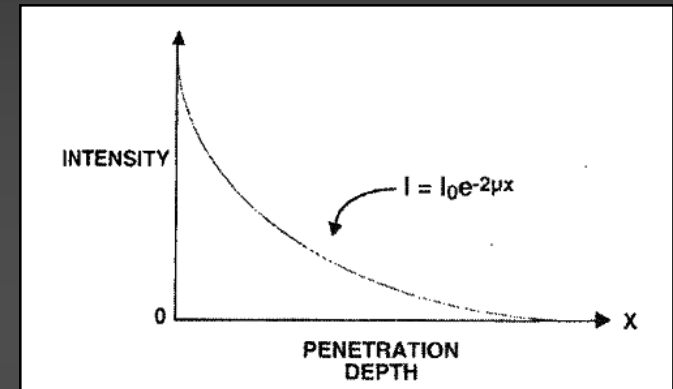


INTERACTIONS US-MATIÈRE : *Atténuation*

- L'absorption de l'énergie par le milieu :
 - elle obéit à une loi exponentielle :

$$I = I_0 e^{-2\mu X}$$

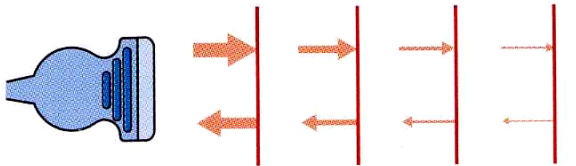
μ : coefficient d'absorption
 X : distance à la source



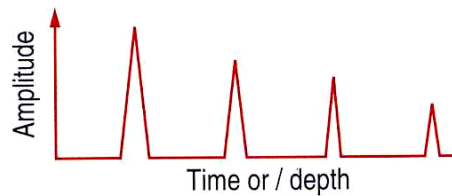
- elle imposera, en retour, une correction logarithmique du gain pour compenser cette perte d'intensité



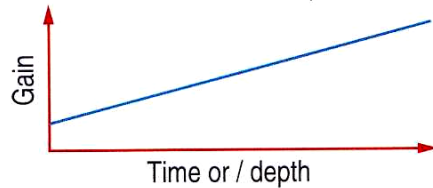
INTERACTIONS US-MATIÈRE : Atténuation



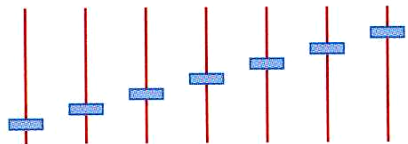
A. Transducer receives returning echoes from different depths (times) from similar boundaries.



B. Attenuation causes weaker signals to be received from boundaries that lie deeper than those which lie closer to the transducer.



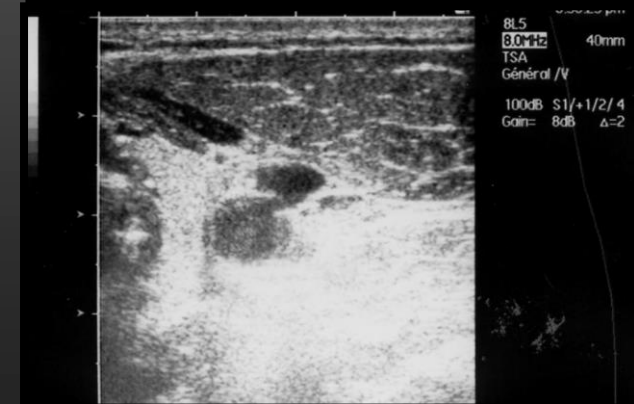
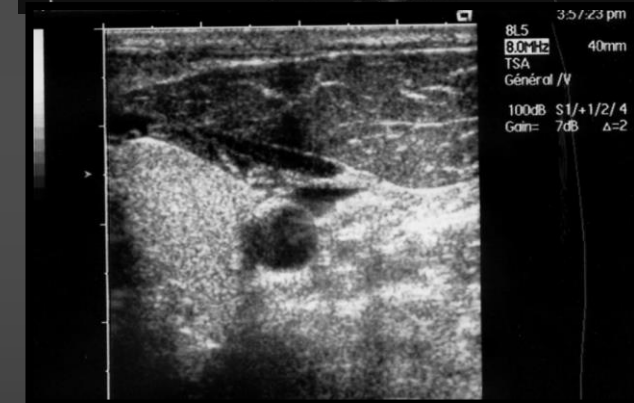
C. To compensate for this effect a variable gain is applied which increases with the time that the signals are received.



D. The TGC slider controls are adjusted by applying sloping of the TGC throughout the image.



E. The net result produces received signals with similar amplitude and displayed brightness



INTERACTIONS US-MATIÈRE : *Atténuation*

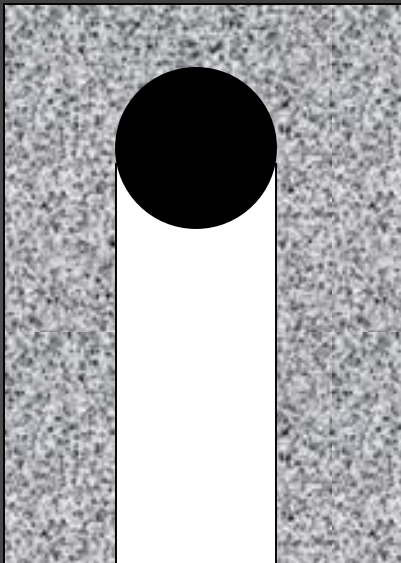
- Dépend de :
 - La **viscosité** des tissus
 - La **fréquence** des US +++
- Une haute fréquence signifie:
 - Une plus grande atténuation du faisceau US (faible pénétration)
 - Un échauffement tissulaire
- Impact sur le choix des fréquences
 - Pour les organes profonds (abdomen) : 2-3MHz

Définitions

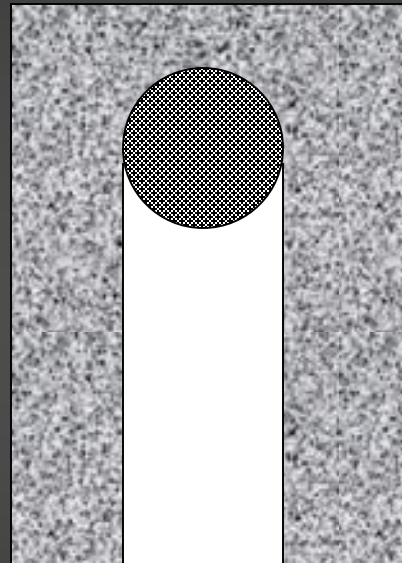
- Échogénicité d'une structure :
 - Définie par rapport au tissu environnant ou à un tissu de référence : iso-, hypo- ou hyper-échogène à...
- Échotexture ou échostructure :
 - Correspond à l'aspect du « grain » de l'image : fine, grossière, hétérogène...
 - Influence du mode d'imagerie

L'échographie

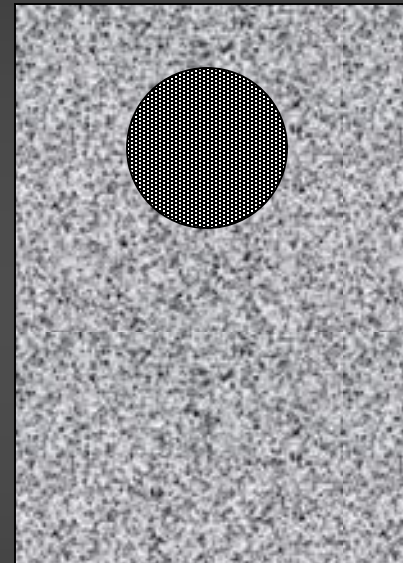
- Sémiologie



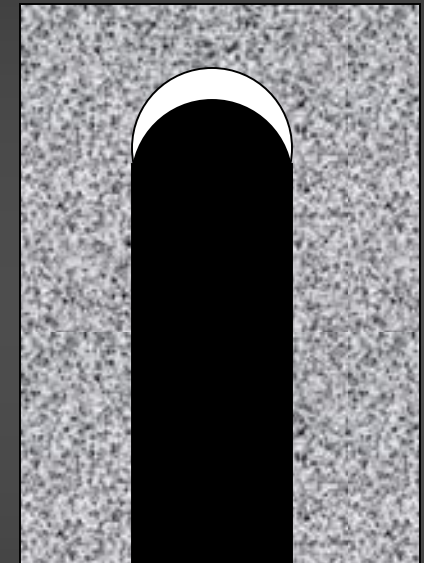
liquide
simple



liquide
complexe
(sang, pus,
nécrose)



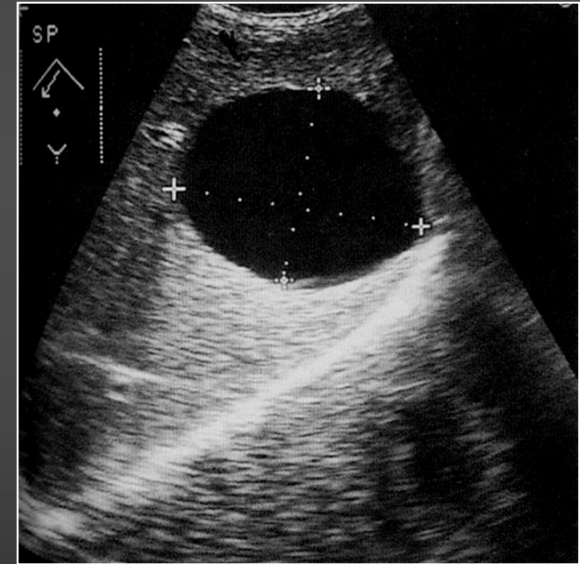
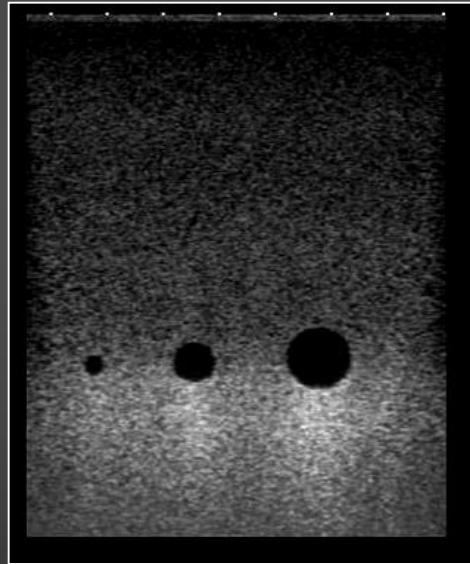
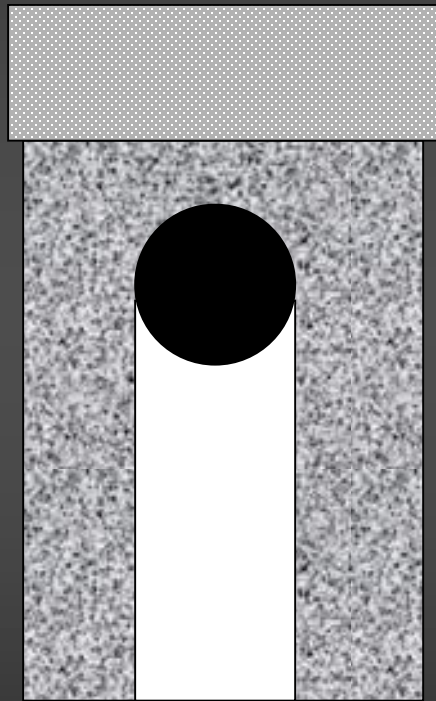
tissu solide



calcification
os

Liquides purs

Anéchogène avec renforcement postérieur



Kyste du foie

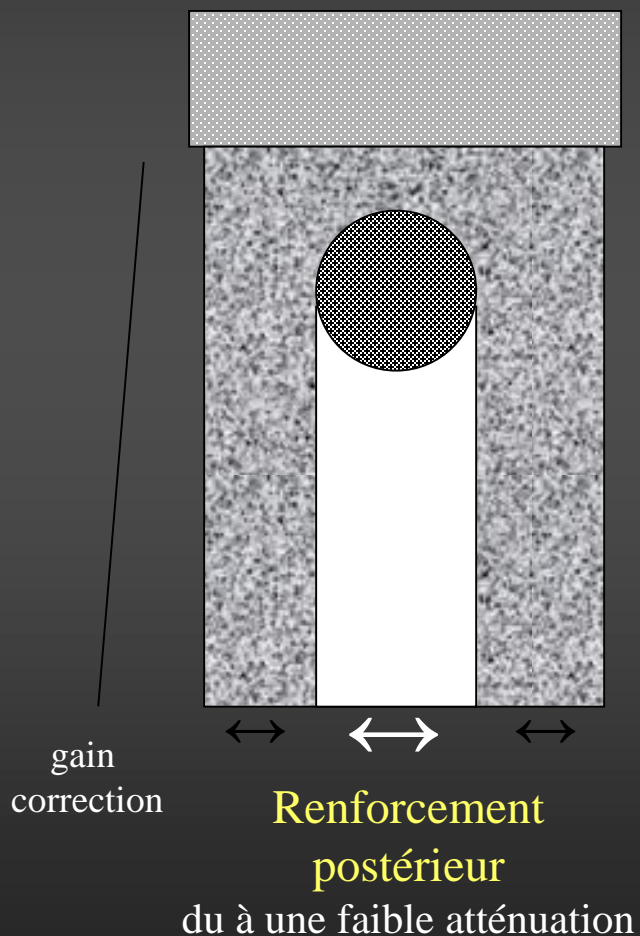
gain
correction

**Renforcement
postérieur**

du à une faible atténuation

Liquides complexes

\pm *Echogène avec renforcement postérieur*



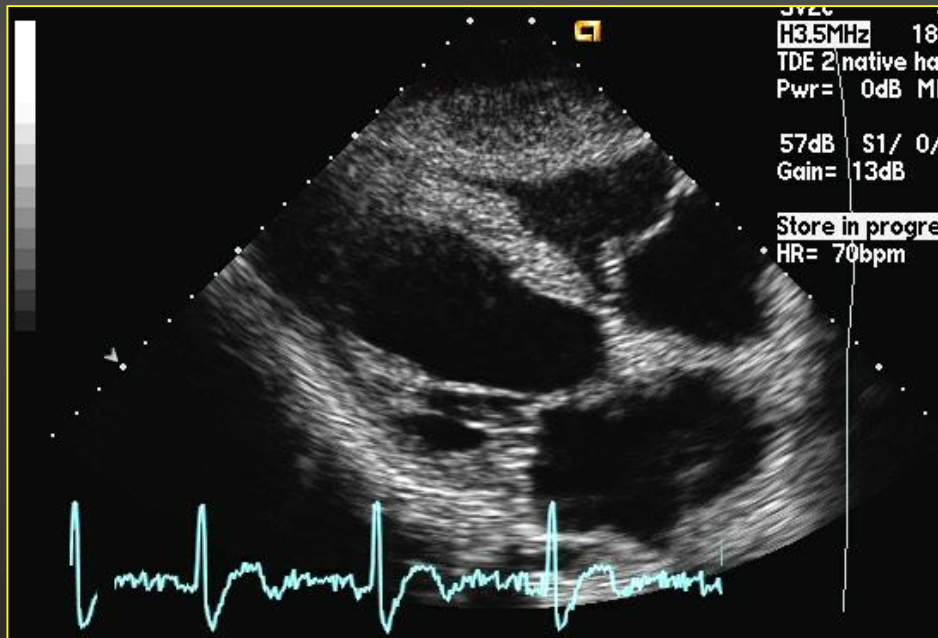
Kyste hémorragique
(sang)



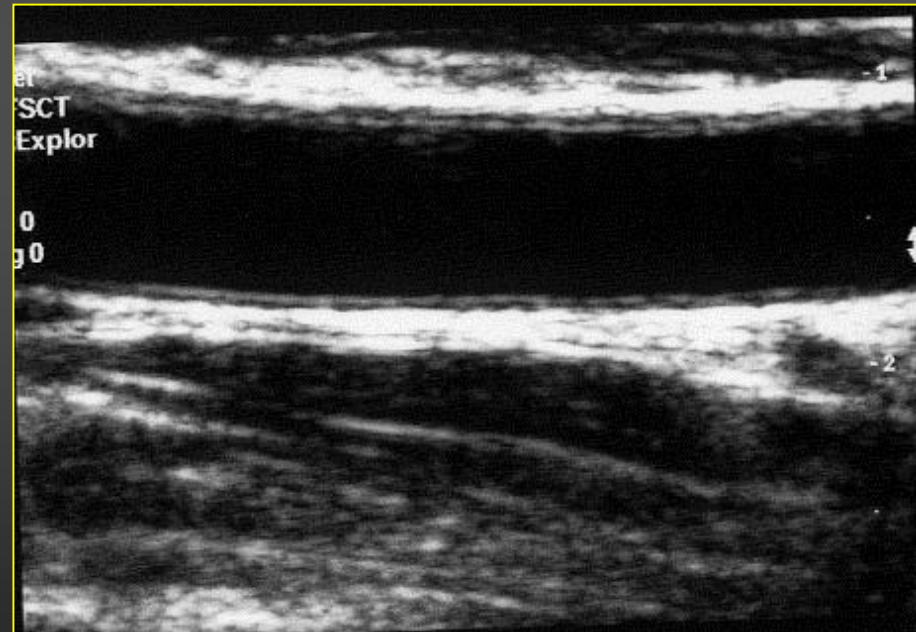
Abcès rénal
(pus)

Aspect de liquide simple : *sang circulant*

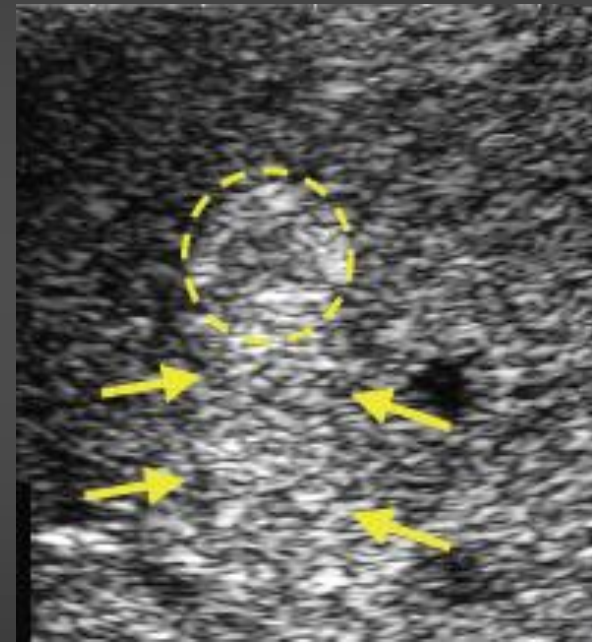
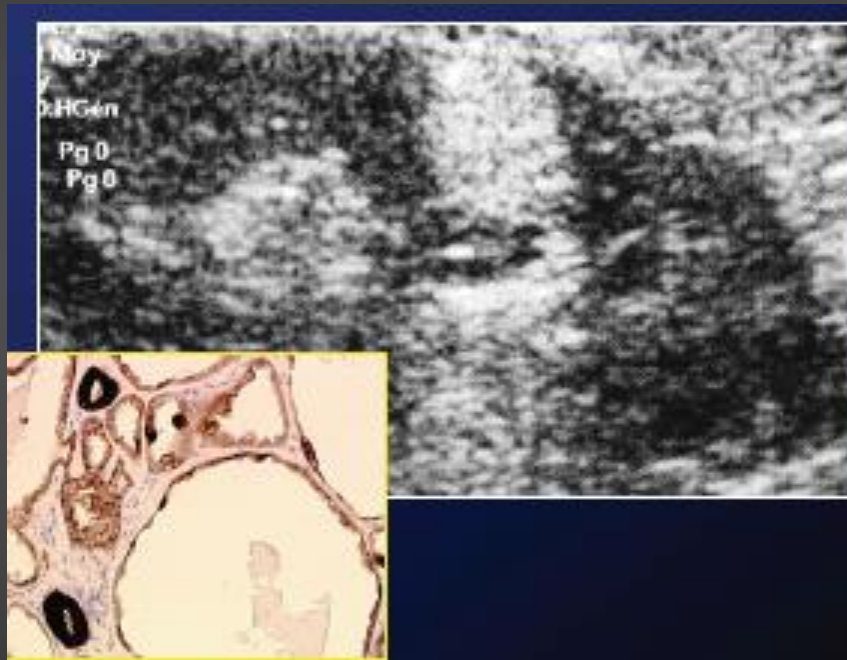
Cavités cardiaques



Lumière vasculaire



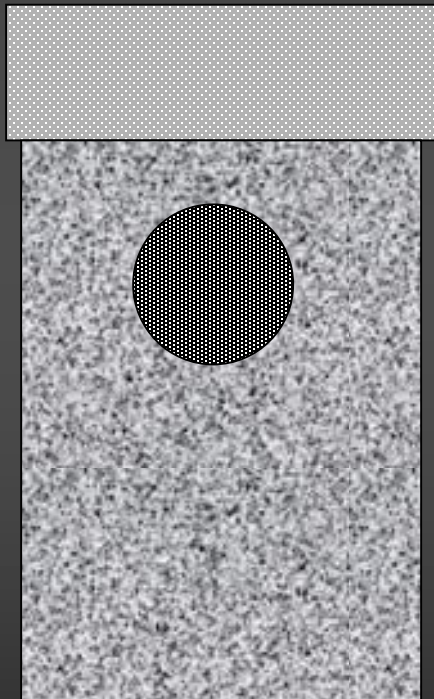
Pièges : lésion pseudo-solide



Lésion hyper-échogène mais avec un renforcement postérieur :
C'est une lésion à forte composante liquidienne mais avec de nombreuses interfaces : l'hyperéchogénicité est liée aux multiples septas

Tissus mous

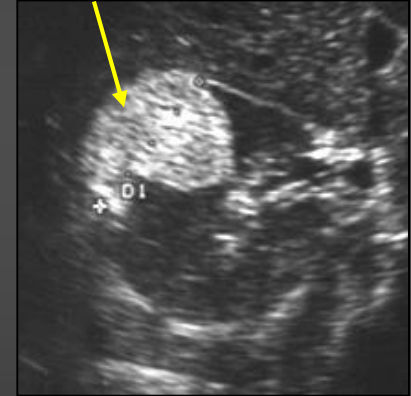
\pm *Echogène / tissu de référence, sans modification perceptible de l'atténuation*



Nodule isoéchogène



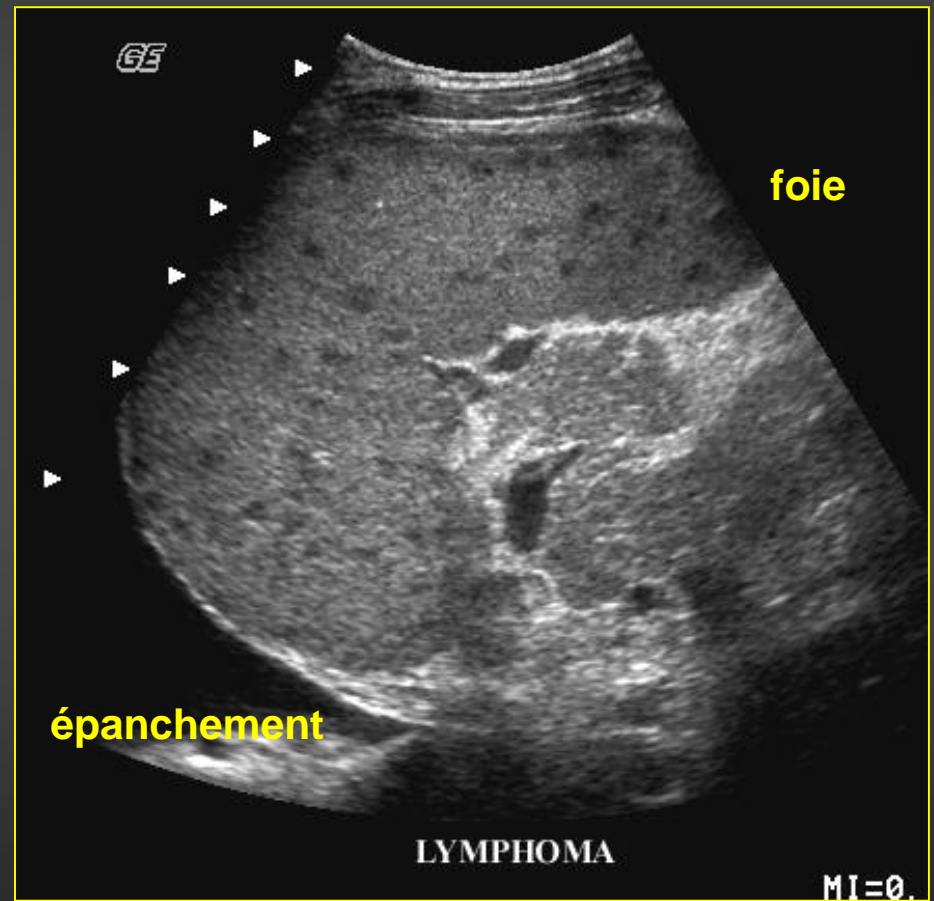
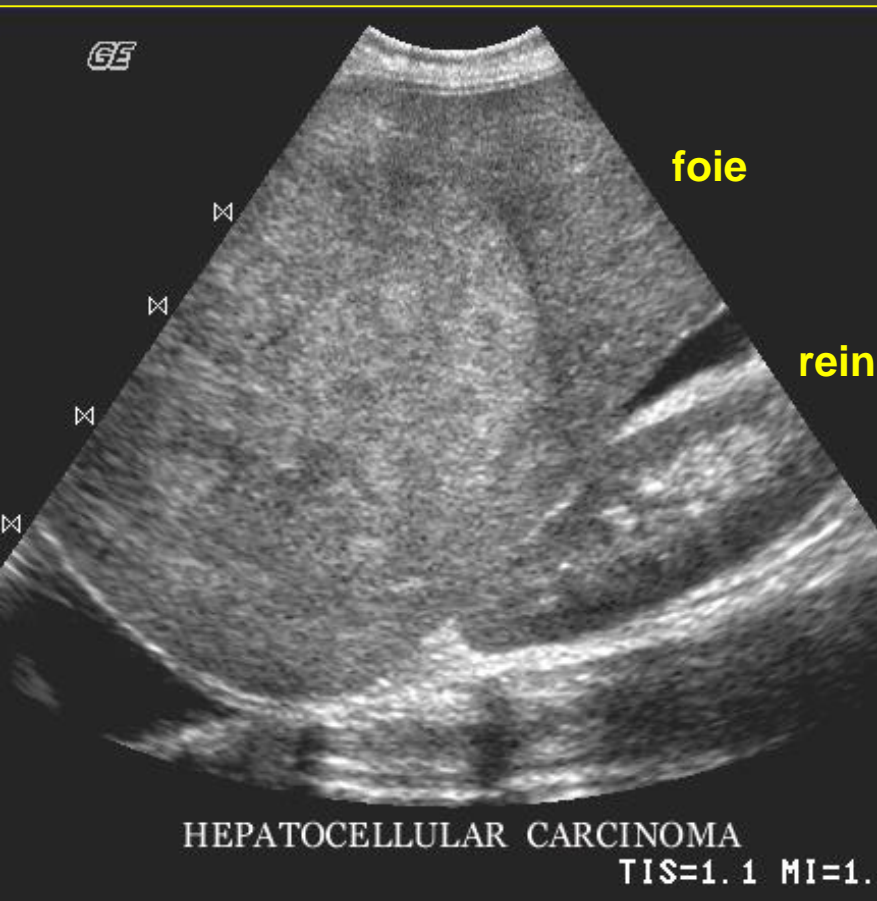
Nodule hypoéchogène



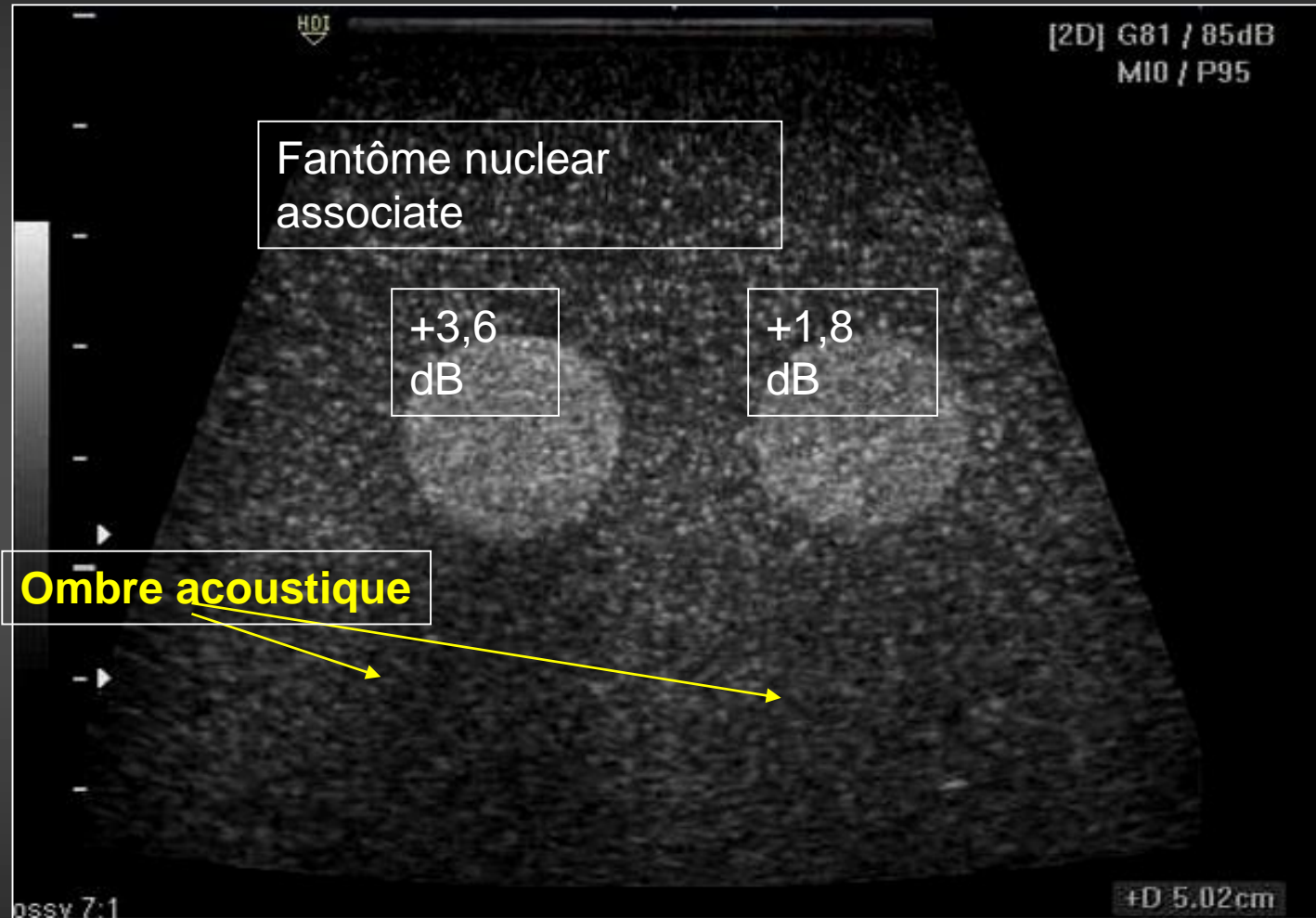
Nodule hyperéchogène

Atténuation
homogène

Lésions tissulaires

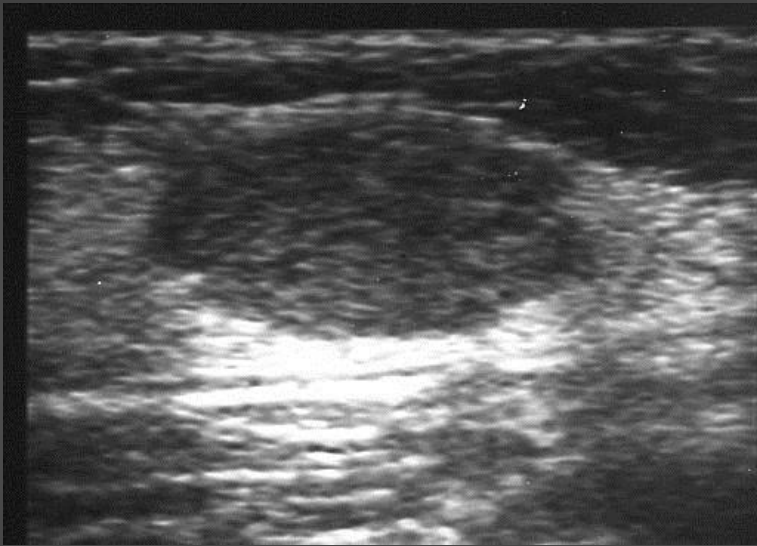


Atténuation des tissus mous

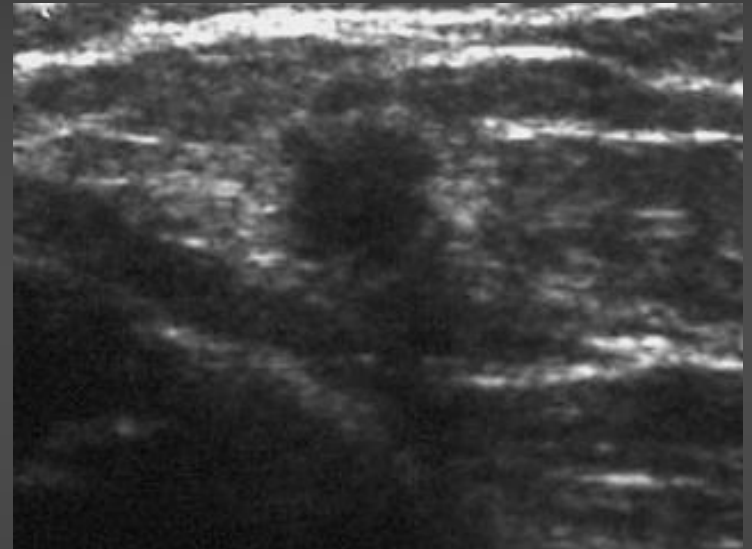


On peut observer des différences d'atténuation entre les tissus mous

Atténuation des tissus mous



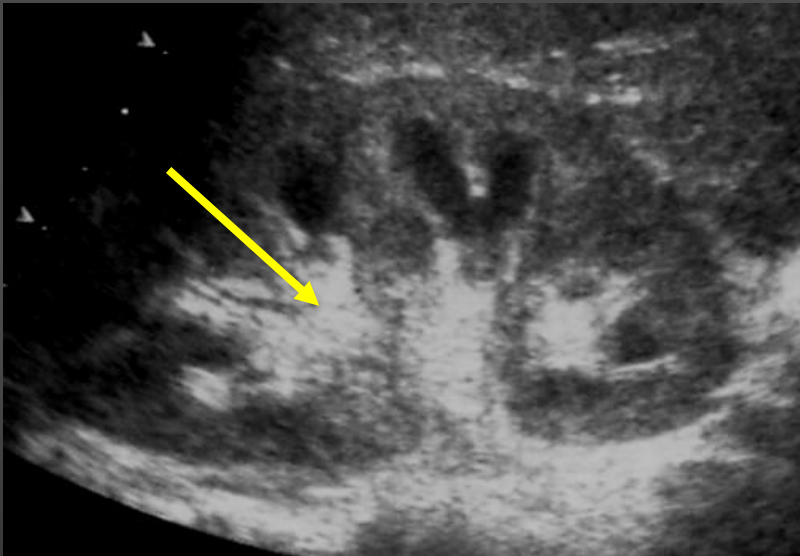
Adénofibrome du sein



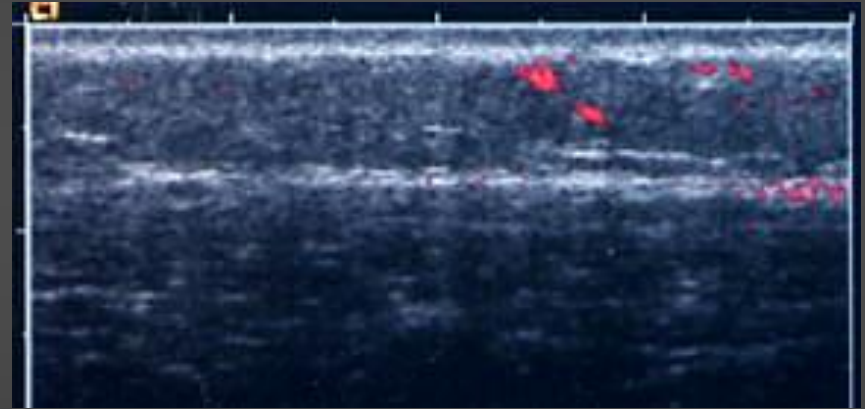
Carcinome du sein

Échogénicité de la graisse

- Variable :



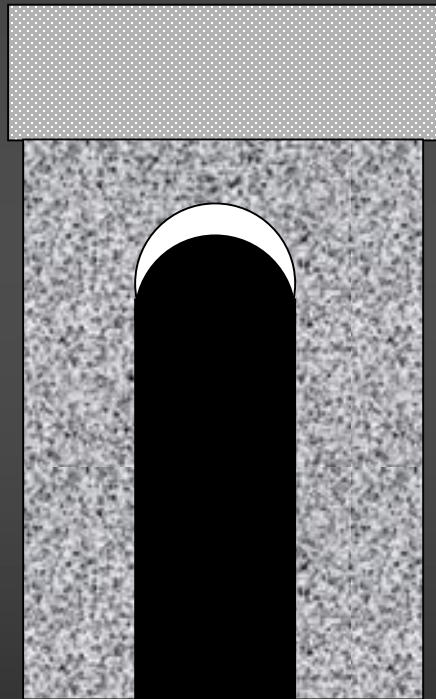
Volontiers **hyper**échogène +++



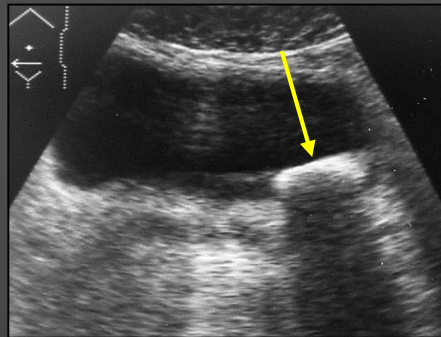
Graisse sous-cutanée:
hypoéchogène

Calcifications

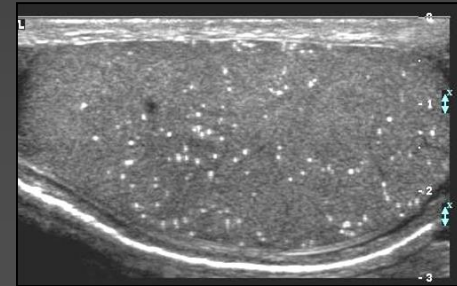
Croissant hyperéchogène avec cône d'ombre postérieur



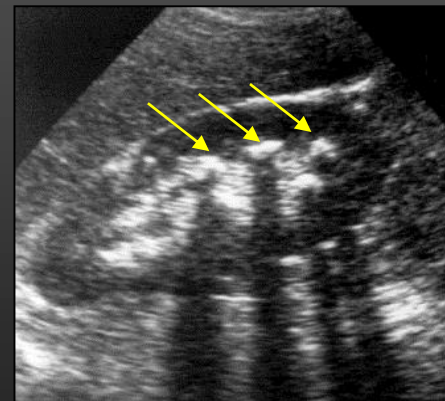
gain correction
Cône d'ombre postérieur



Lithiase vésicale

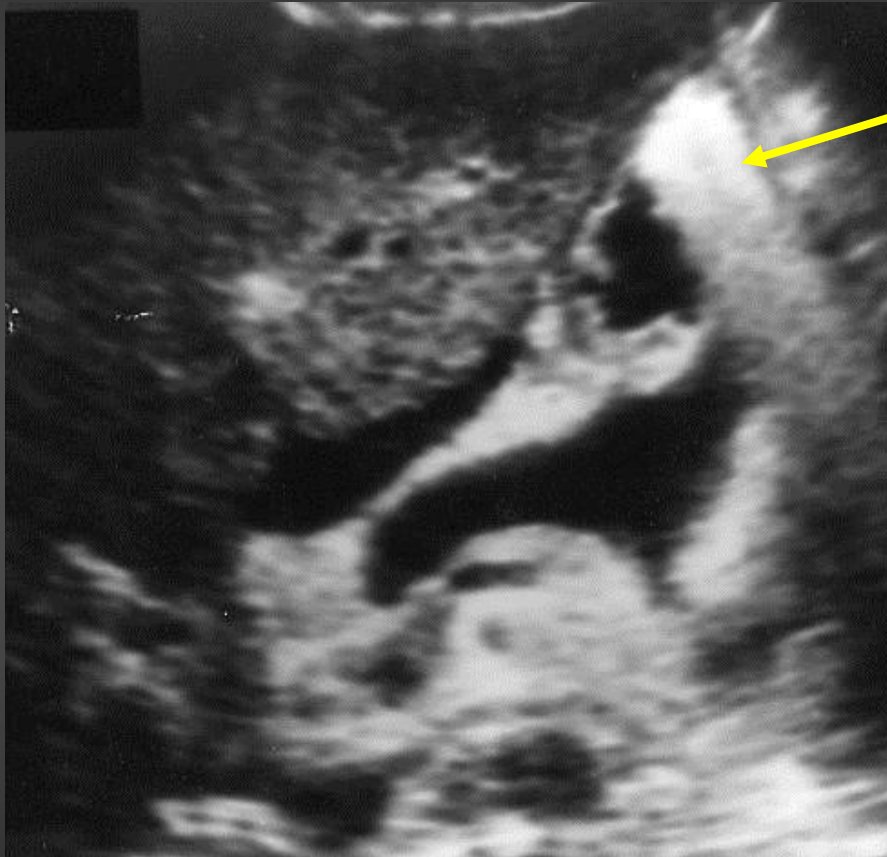


Calcifications testiculaires

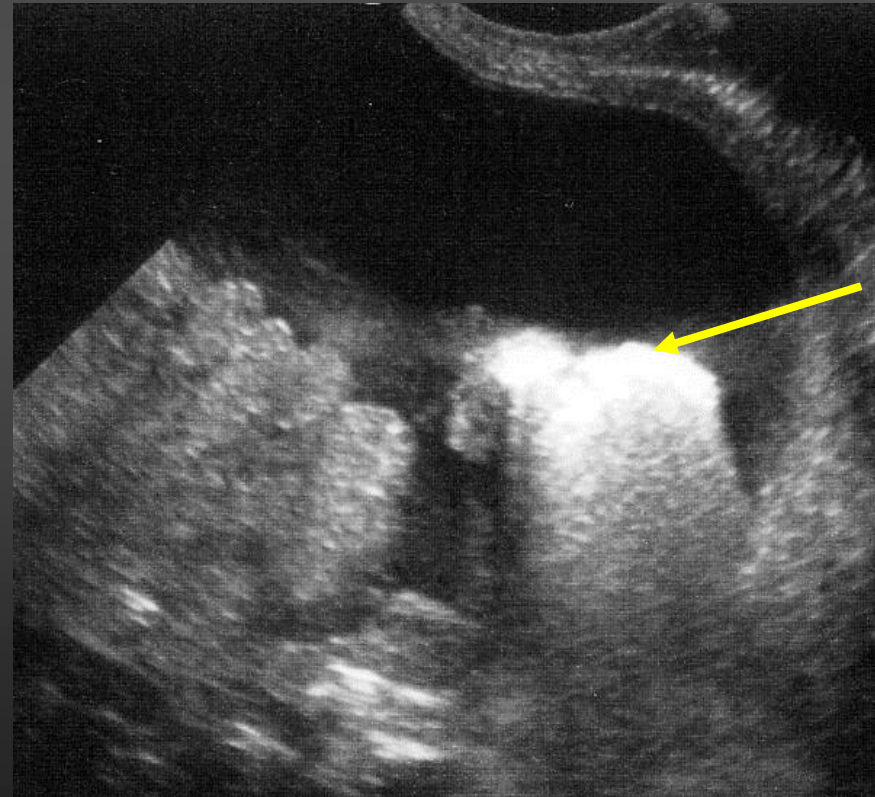


Lithiases rénales

Bulles d'air



Pseudo-renforcement postérieur
lié à la réverbération
(voir artefacts)



Importance des réglages

- Choix de la sonde +++
 - Fréquence
 - Géométrie
- Pré-réglages :
 - Apprendre à optimiser +++

Caractéristiques des systèmes US

- Principaux paramètres à contrôler
(dans l'ordre) :
 - 1. Profondeur
 - 2. Courbe TGC
 - 3. Gain global (à la réception)
 - 4. Position de la zone focale
 - 5. Gamme dynamique



Paramètres à l'écran

Date et heure



Paramètres à l'écran

Nom de la sonde active



Paramètres à l'écran

Fréquence d'émission



Impact des réglages

- Choix de la fréquence à l'émission

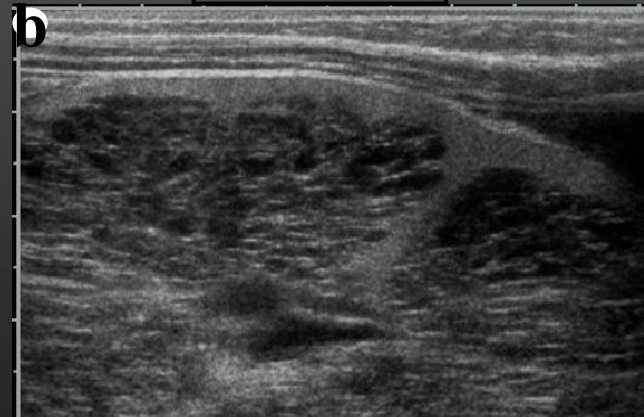
3 MHz



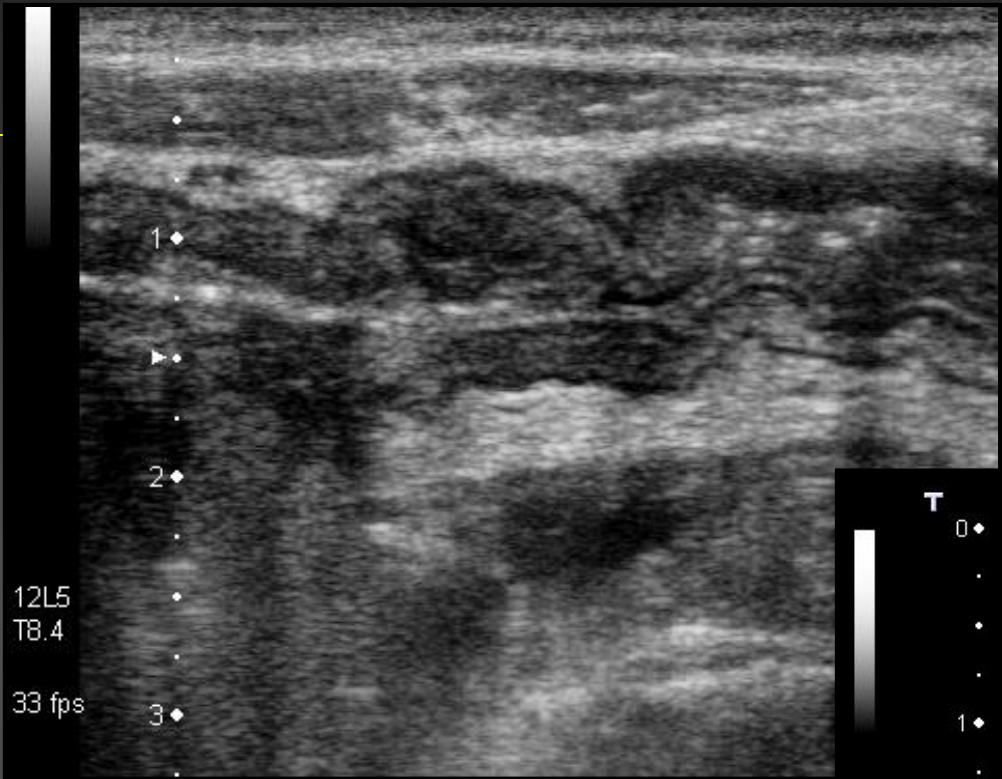
7 MHz



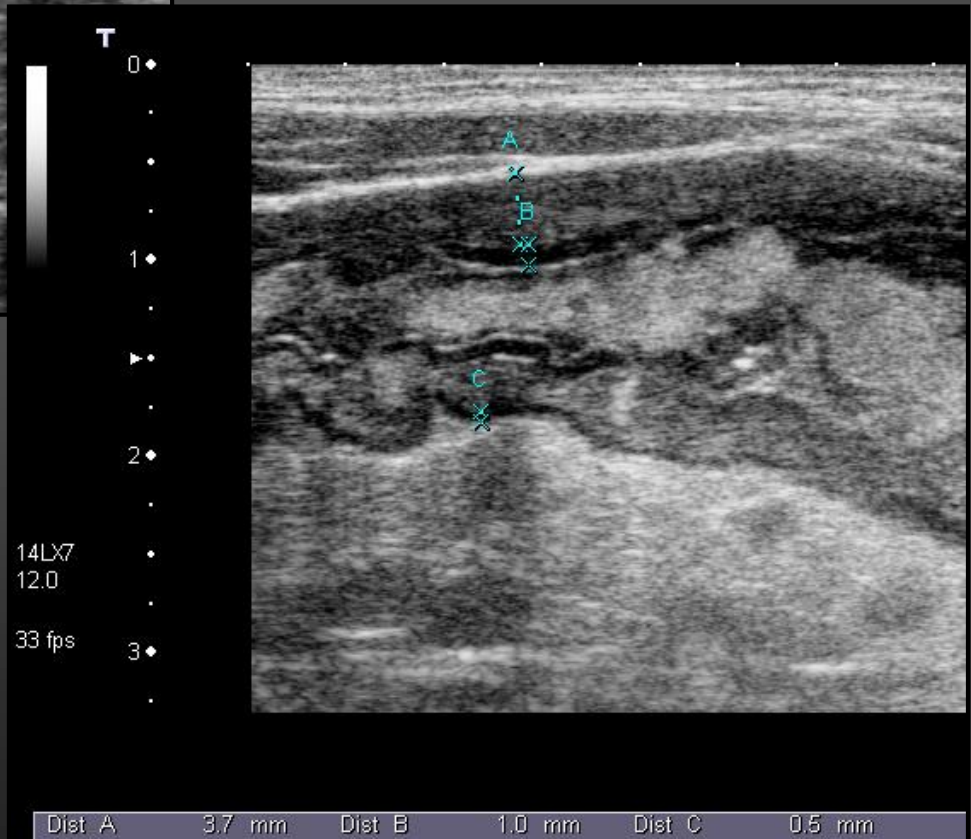
13 MHz



Colite



8,4 MHz



12 MHz

Paramètres à l'écran

Cadence image



Paramètres à l'écran

Profondeur



Paramètres à l'écran



Puissance à l'émission
On n'y touche pas (pré-réglée)

Paramètres à l'écran

Gain global à la réception



Paramètres à l'écran

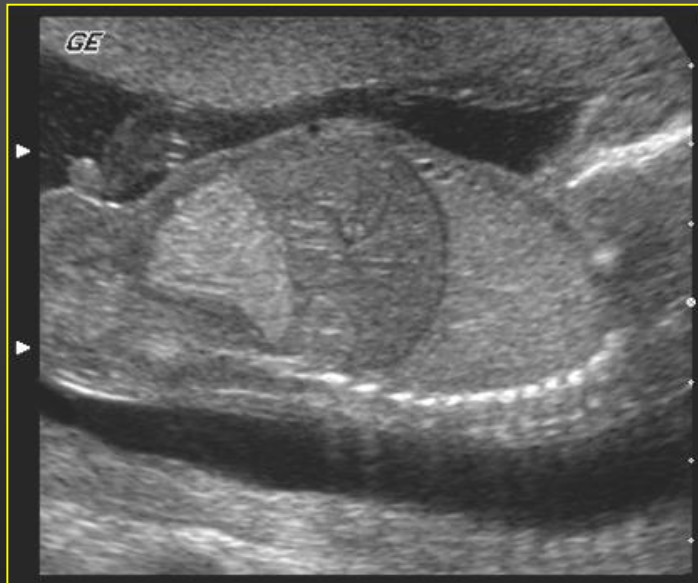
Gamme dynamique



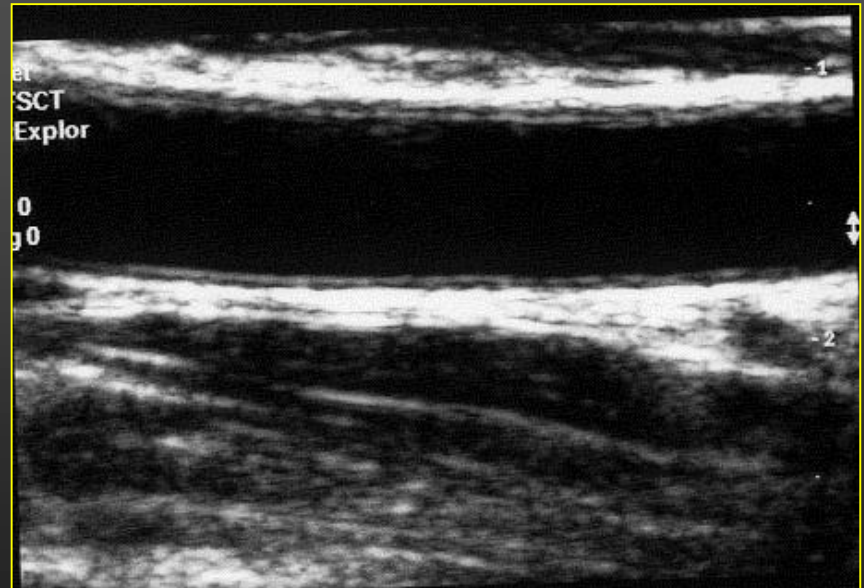
Impact des réglages

- La gamme dynamique :
 - Influence la richesse des contrastes :
 - haute (80-10dB) : les nuances de gris sont plus riches : tissus +++
 - basse (50-60dB) : les nuances sont brutales : structures cavitaires

GD haute

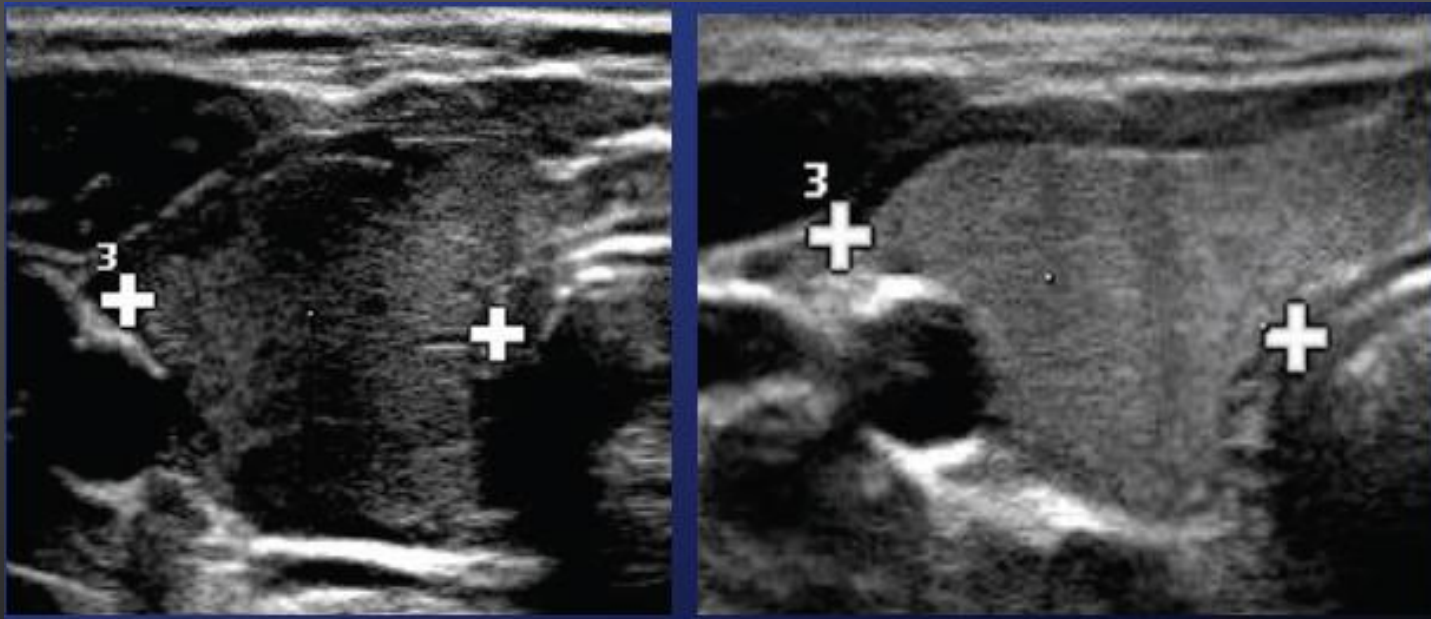


GD basse



Impact des réglages

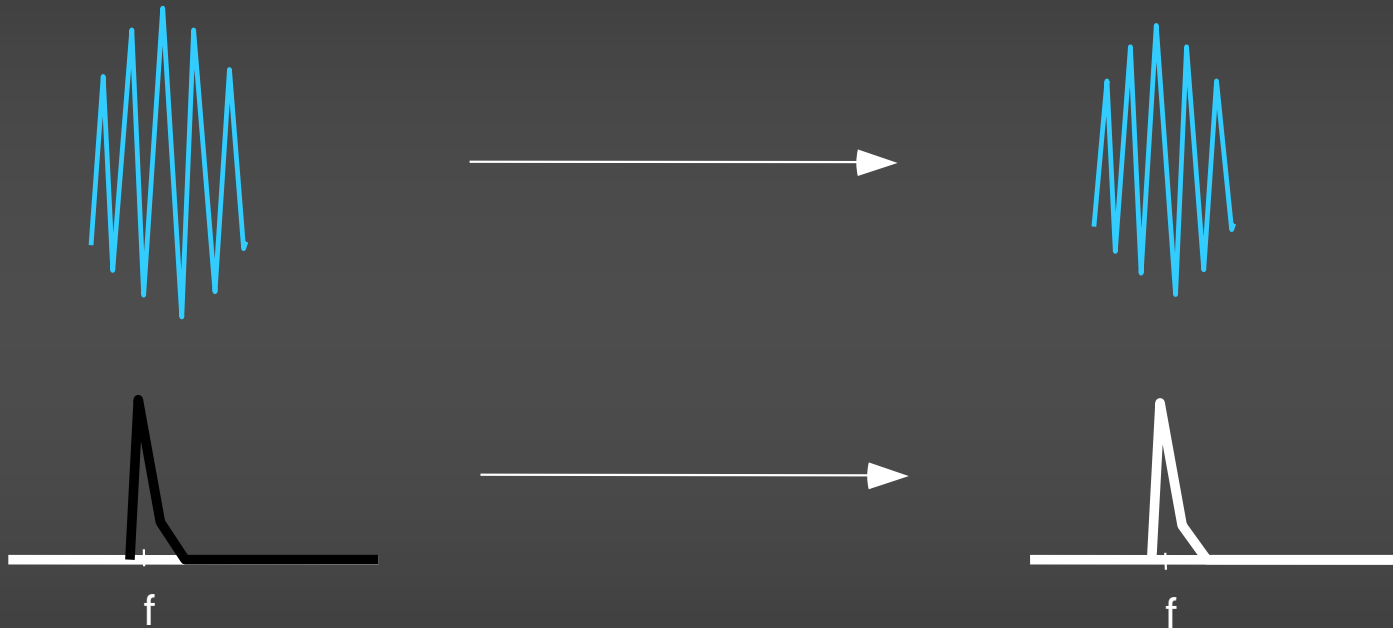
- Effets des post-traitements (lissage...)



Impact des modes d'insonation

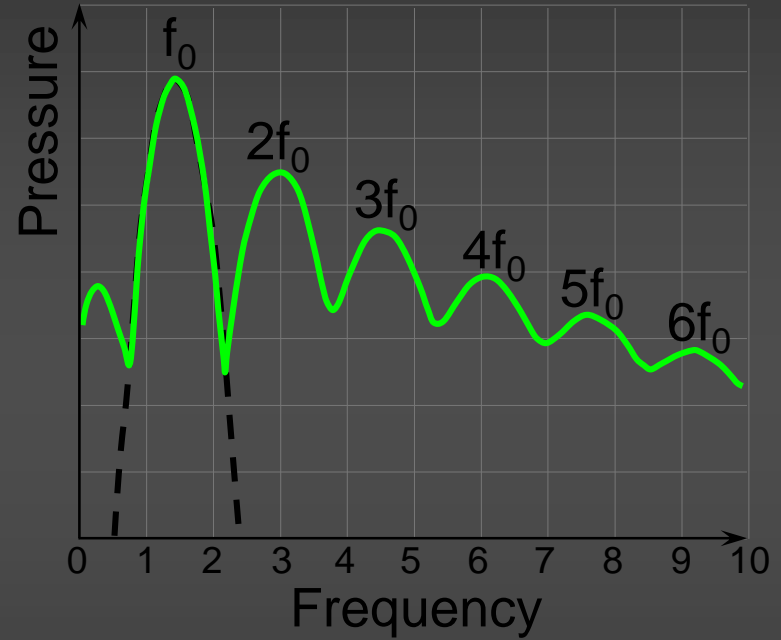
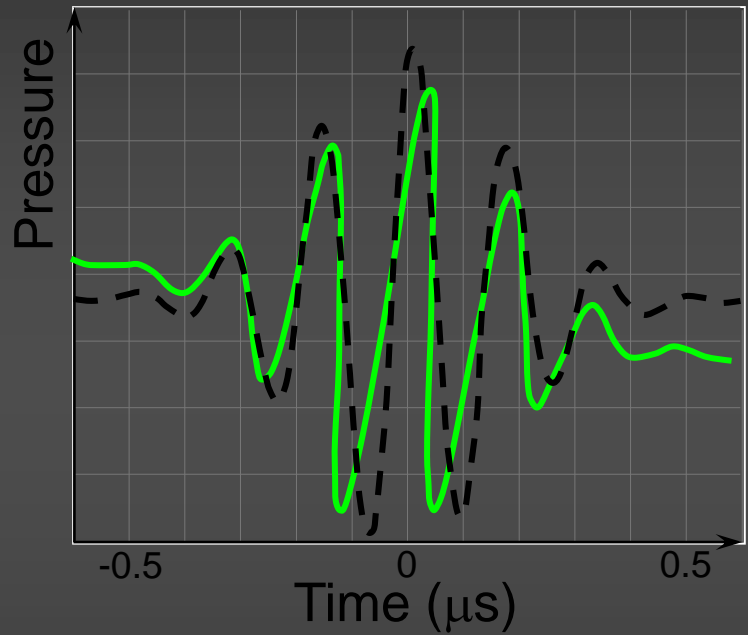
- Imagerie non linéaire
 - 2^e harmonique
 - Inversion de phase
- Imagerie composite

Réflexion linéaire



absence de distorsion du signal \Rightarrow imagerie B conventionnelle

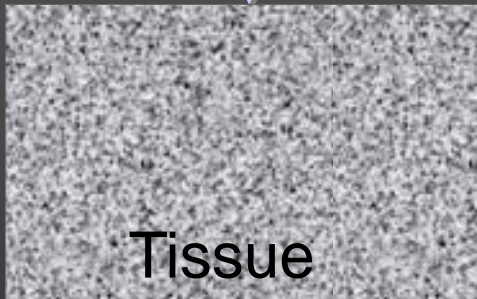
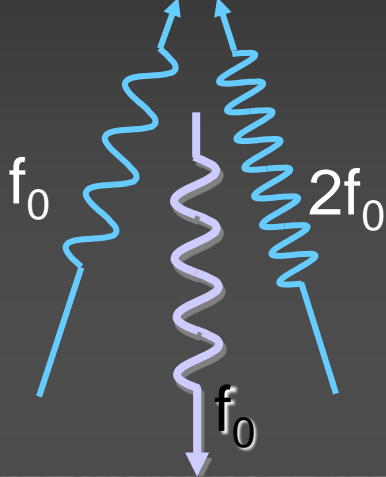
Résonance non-linéaire des tissus



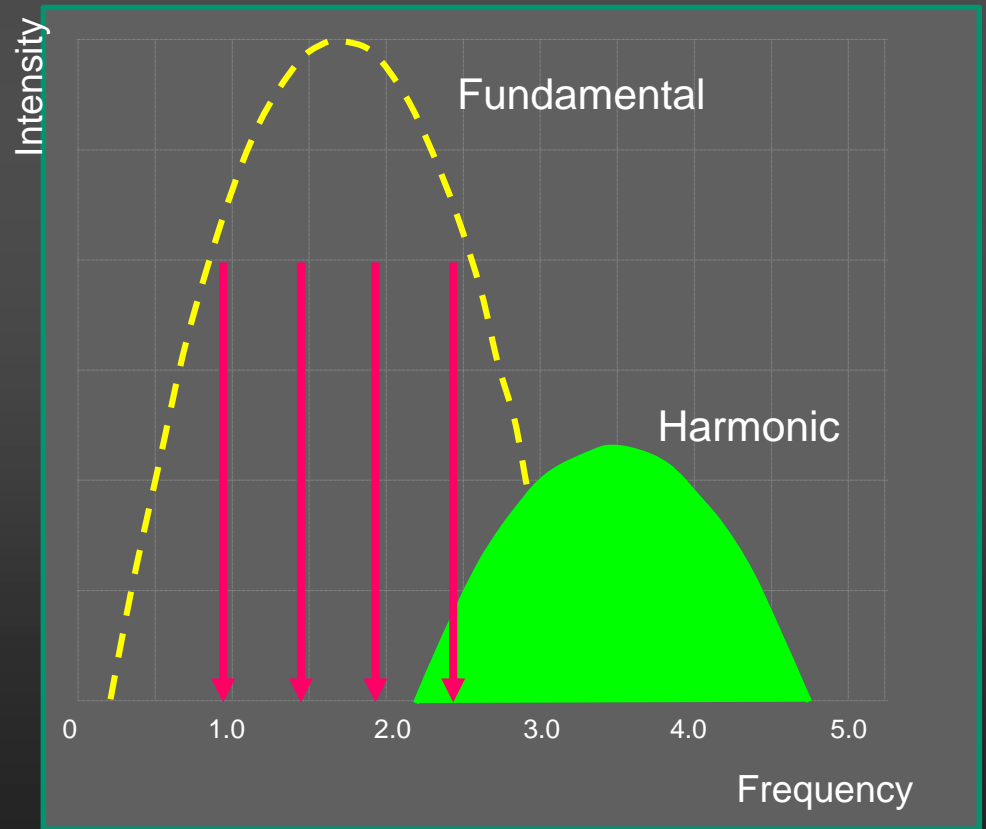
Imagerie de 2^e harmonique



Méthode "mono-pulse"



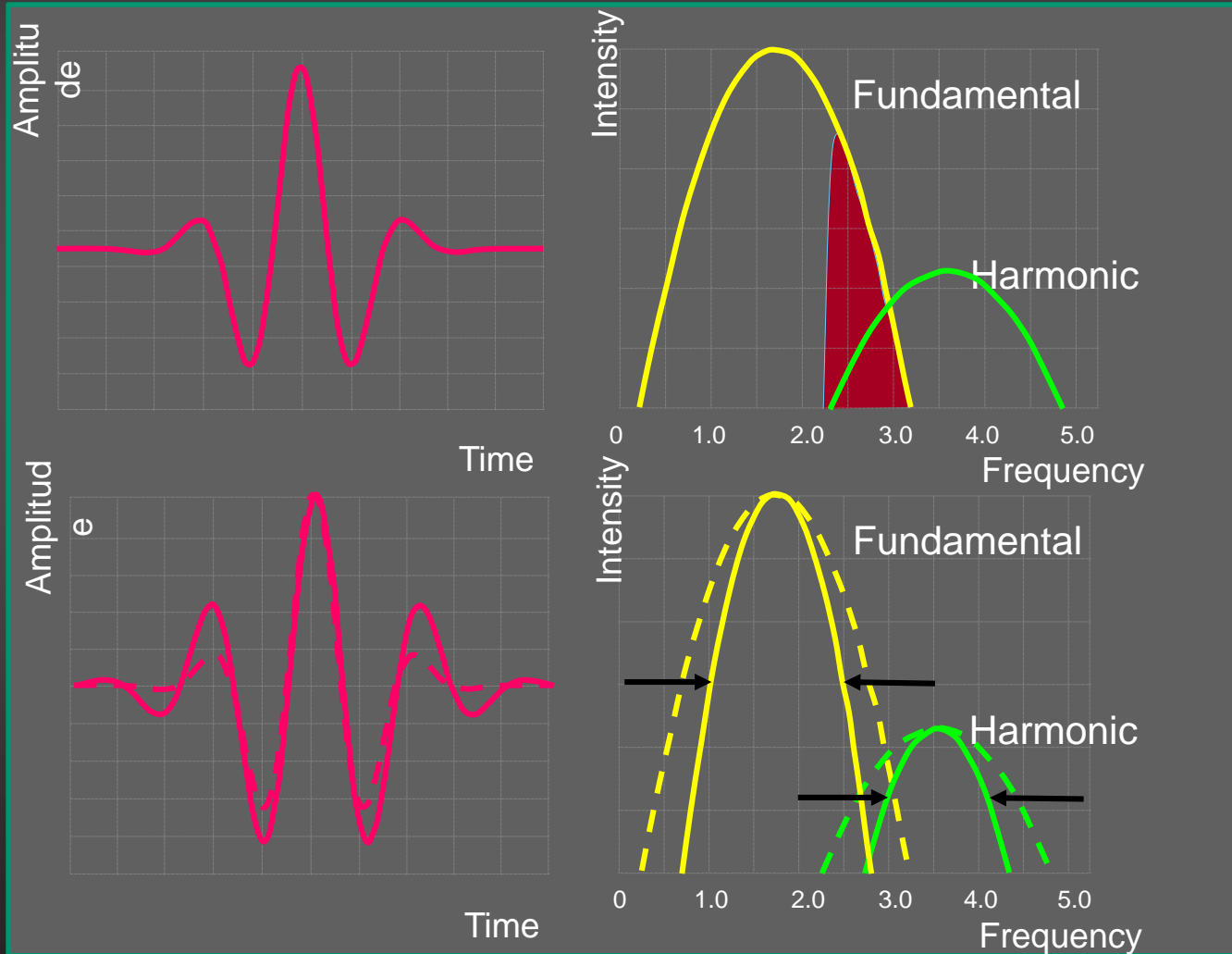
Filtrage de la réponse fondamentale par le récepteur



Nécessite une bande de fréquence à l'émission étroite et bien définie

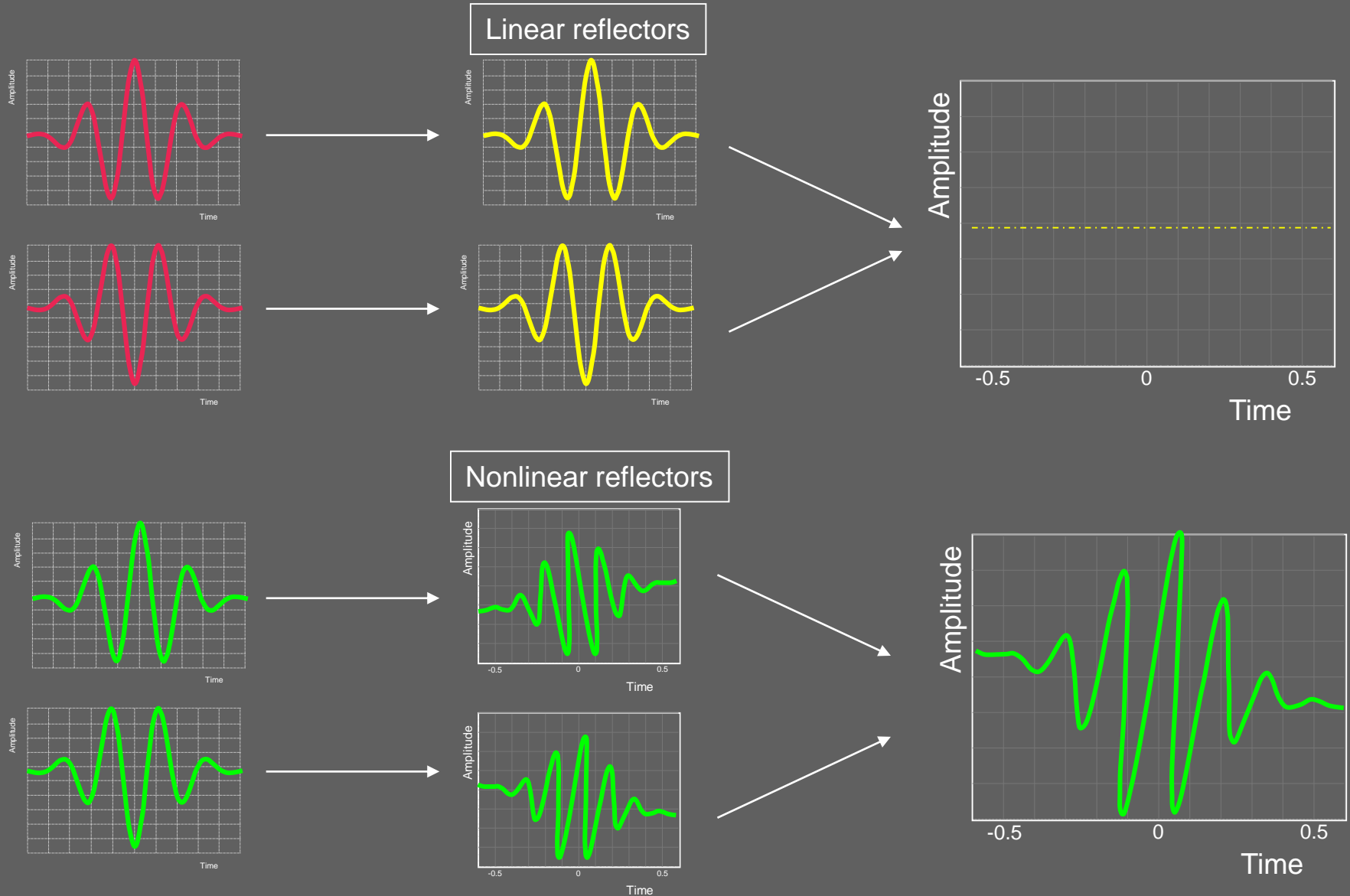
Imagerie de 2^e harmonique

Limite : Recouvrement des 2 composantes

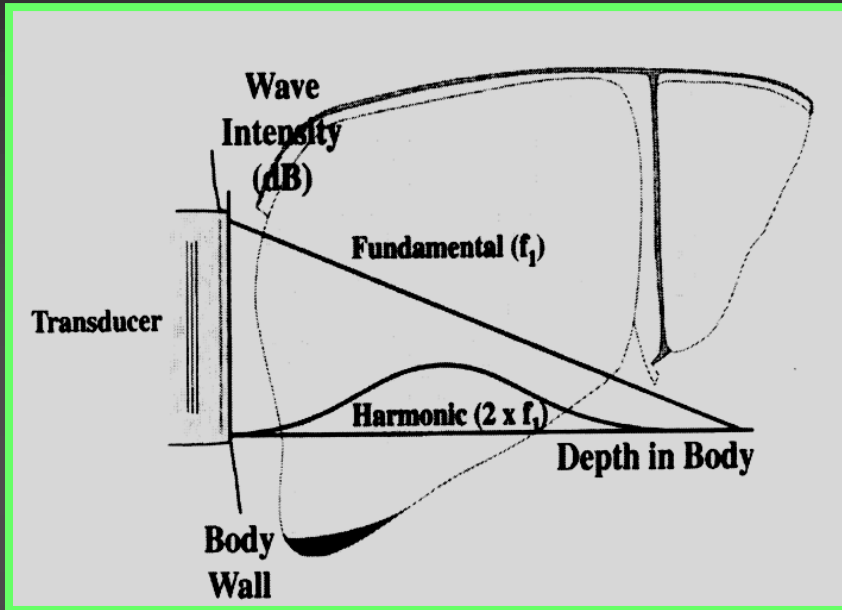


Imagerie en inversion de pulse ou de phase

Méthode "multi-pulse"

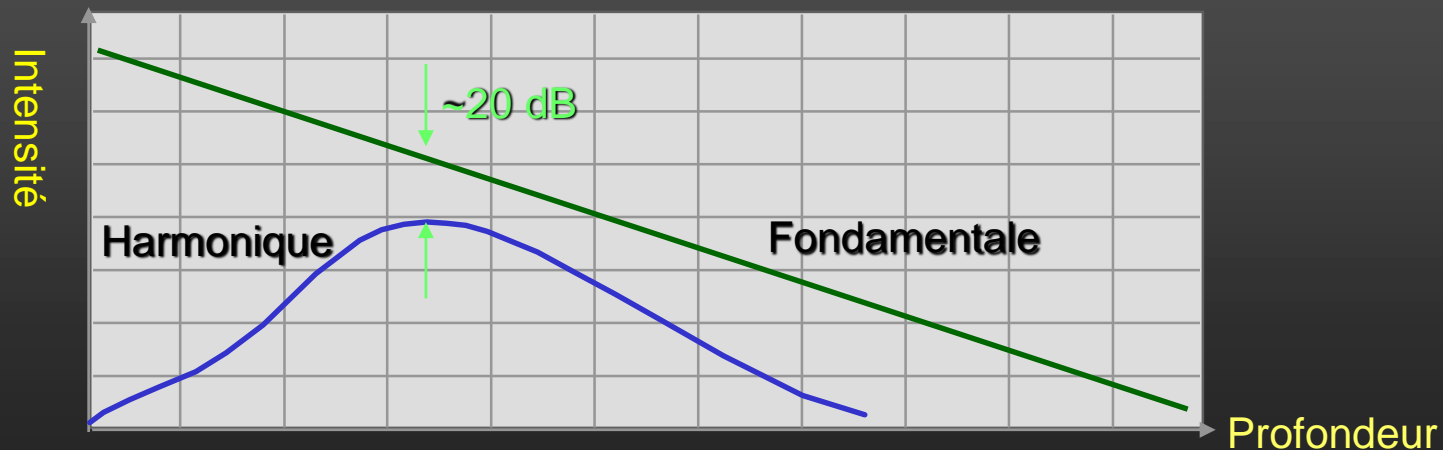


Variation d'intensité avec la profondeur



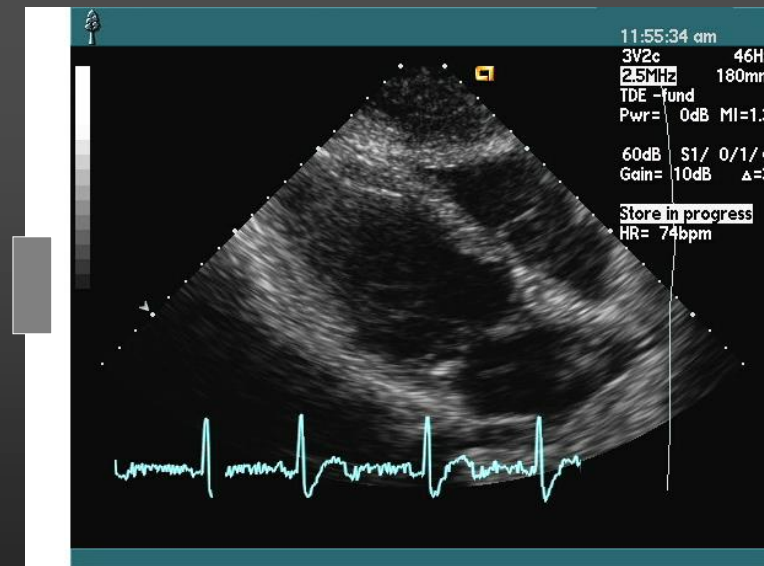
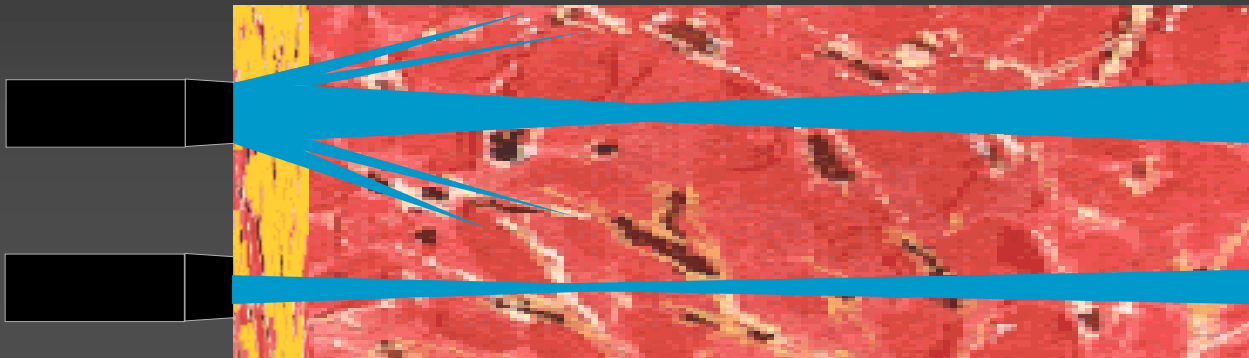
L'intensité :

- augmente avec la profondeur
- mais limité par l'atténuation

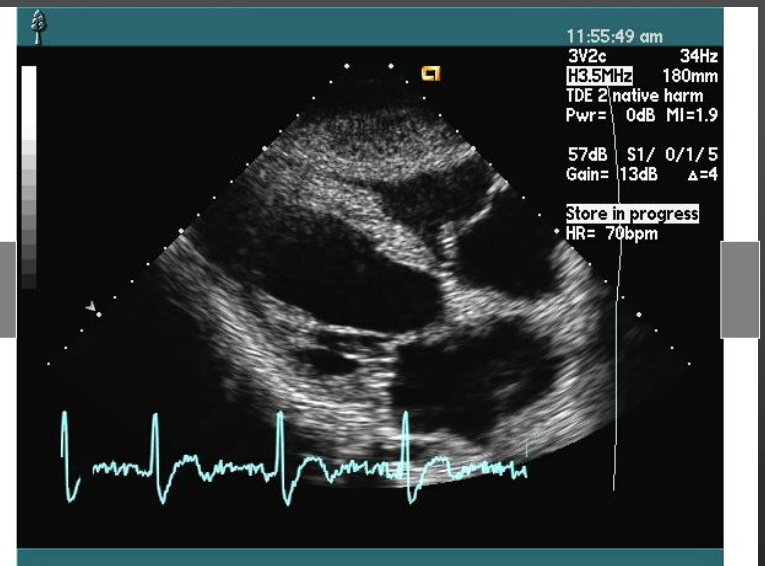


INL : Impact en imagerie

Diminue les échos en provenance des lobes latéraux



Fondamental

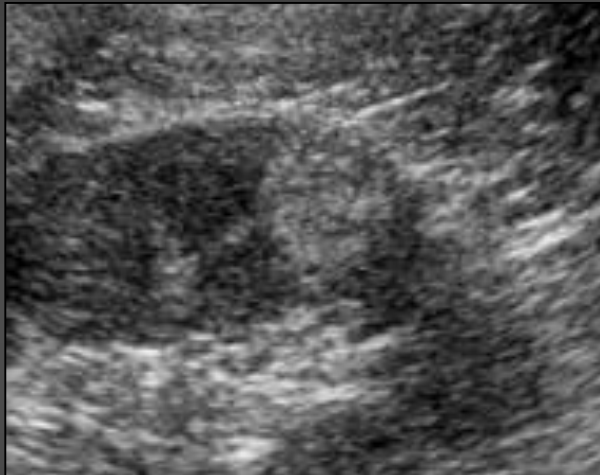


Non linéaire

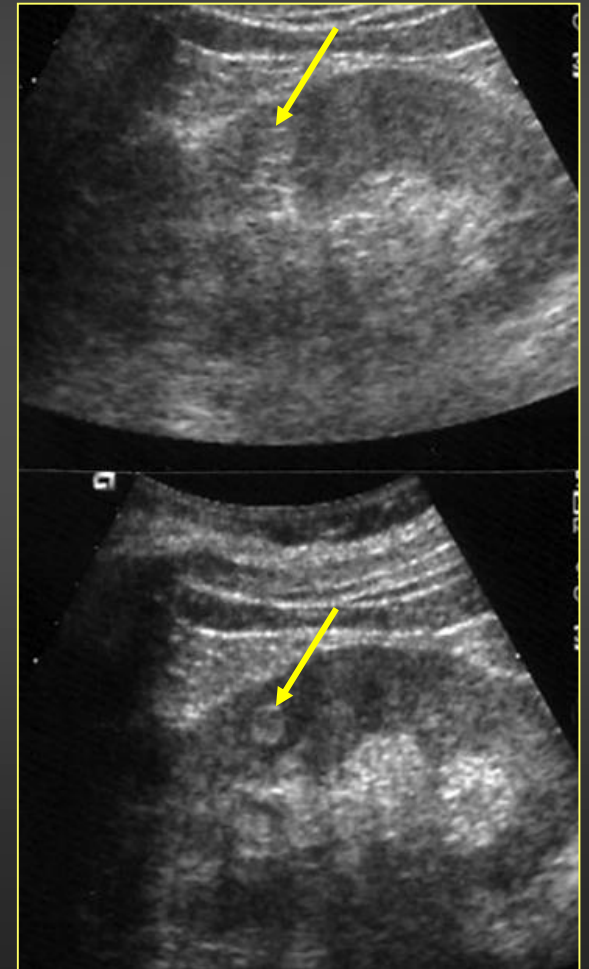
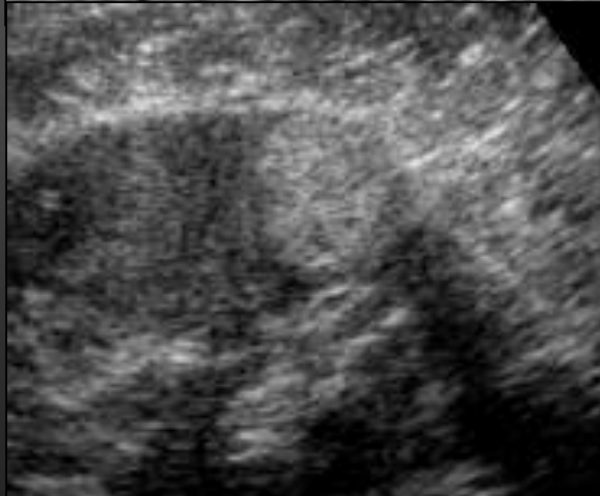
INL : Impact en imagerie

Améliore le contraste tissulaire

mode
fondamental



mode
harmonique



INL : Impact en imagerie

Améliore le contraste « liquidien »

mode fondamental

mode harmonique

Dissection aortique



Polykystose



Impact en imagerie

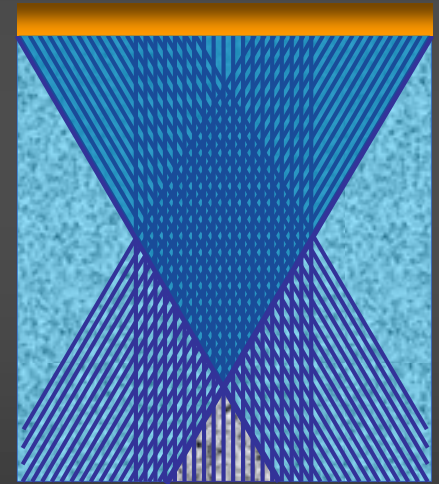
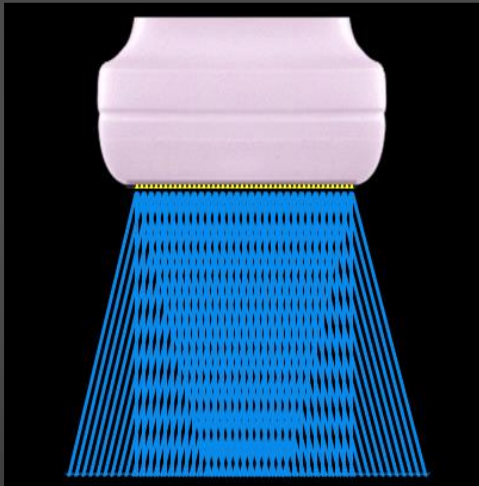
- Meilleure résolution axiale :
 - *pulses courts, sauf pour l'imagerie de 2ième harmonique (basses fréquences)*
- Meilleure résolution latérale :
 - *meilleure focalisation*
- Réduction des artefacts +++
 - *réduction des lobes accessoires*
- Image plus dure, limitée en profondeur

- Plus grande sensibilité de détection des lésions
- Meilleure caractérisation et délimitation des :
 - lésions kystiques,
 - nodules hyperéchogènes
 - structures vasculaires

- Indispensable pour l'utilisation des produits de contraste US +++

« Imagerie composite » temps réel

- Multiples tirs \pm inclinés (n= 6-12)
- avec ou sans changements de fréquences
- Combinés en une seule image composite
- rafraîchissement constant pour maintenir la cadence image



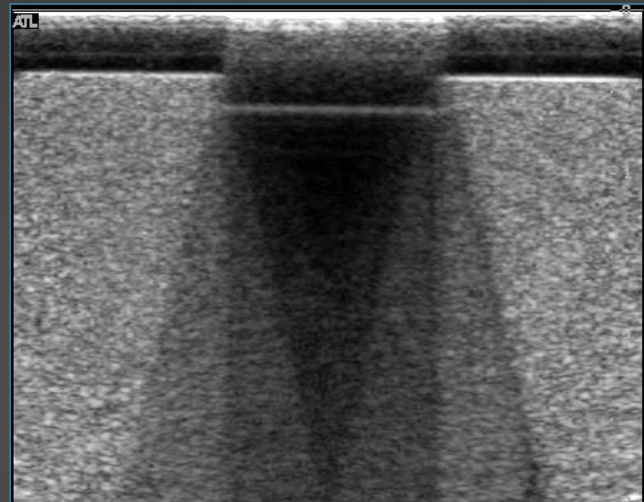
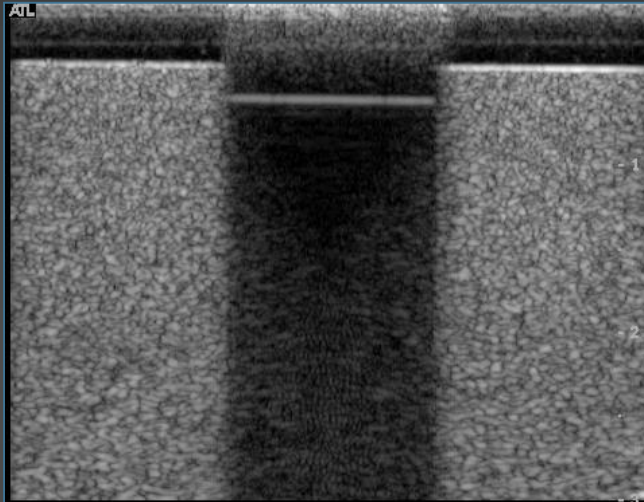
Sono CT (ATL-Philips)

Aplipure (Toshiba), Cross Beam (GE),

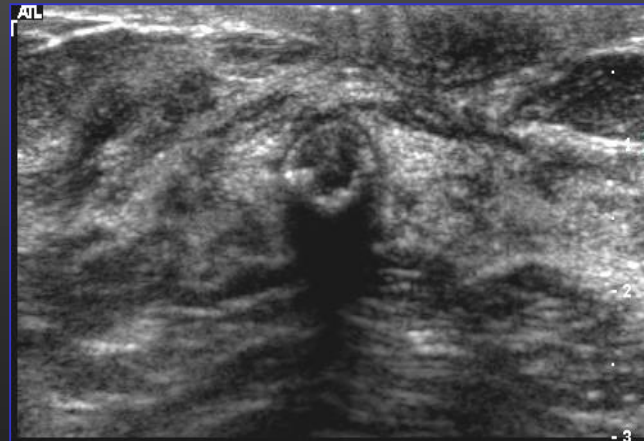
*Transmit frequency
Compounding
(SieClear/ Acuson-
Siemens)*

« Imagerie composite » temps réel

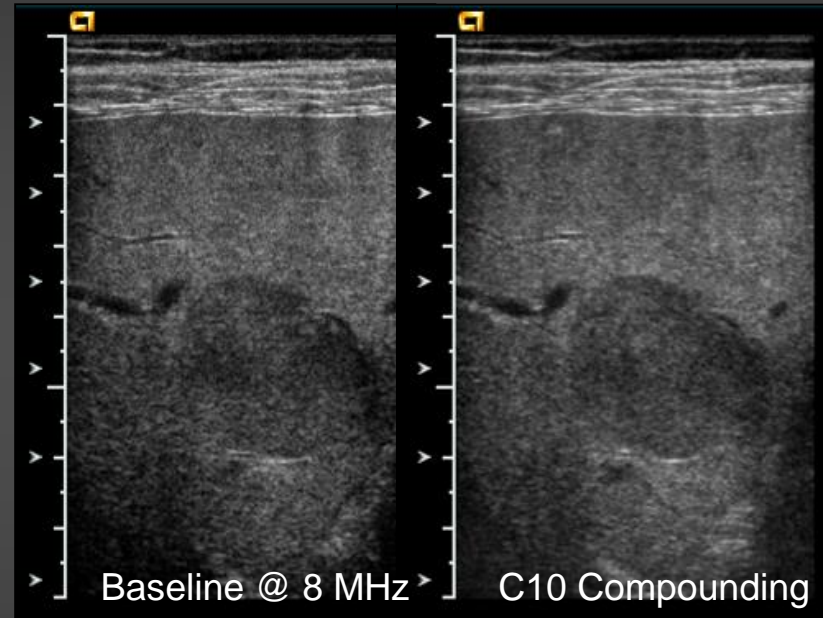
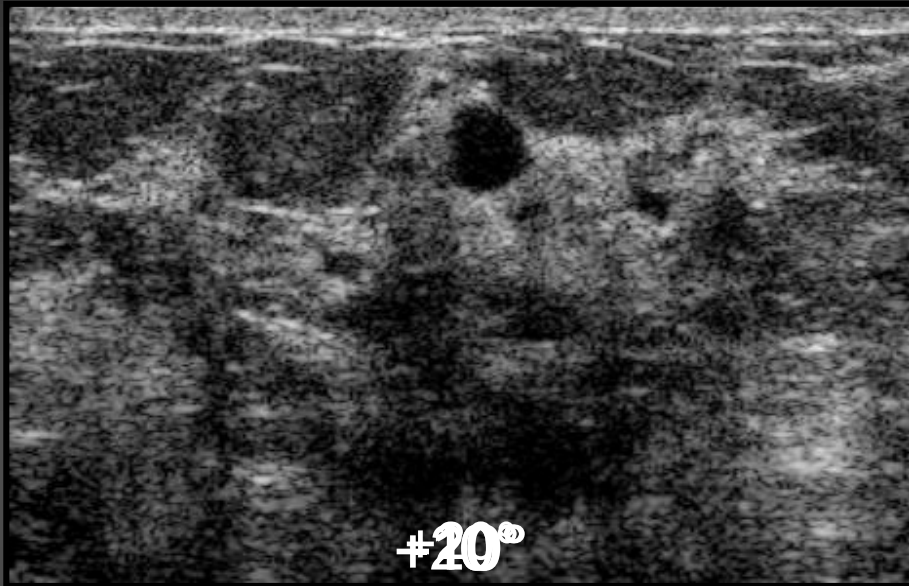
Réduction des artefacts : ombre acoustique



S



« Imagerie composite » temps réel



L'imagerie composite améliorerait :

- la résolution latérale
- la qualité d'image
- la résolution en contraste
- la différenciation tissulaire
- ...?

Artefacts en échographie

- Artefacts de réflexion
- Artefacts de résolution
- Artefacts de propagation
- Artefacts de réfraction

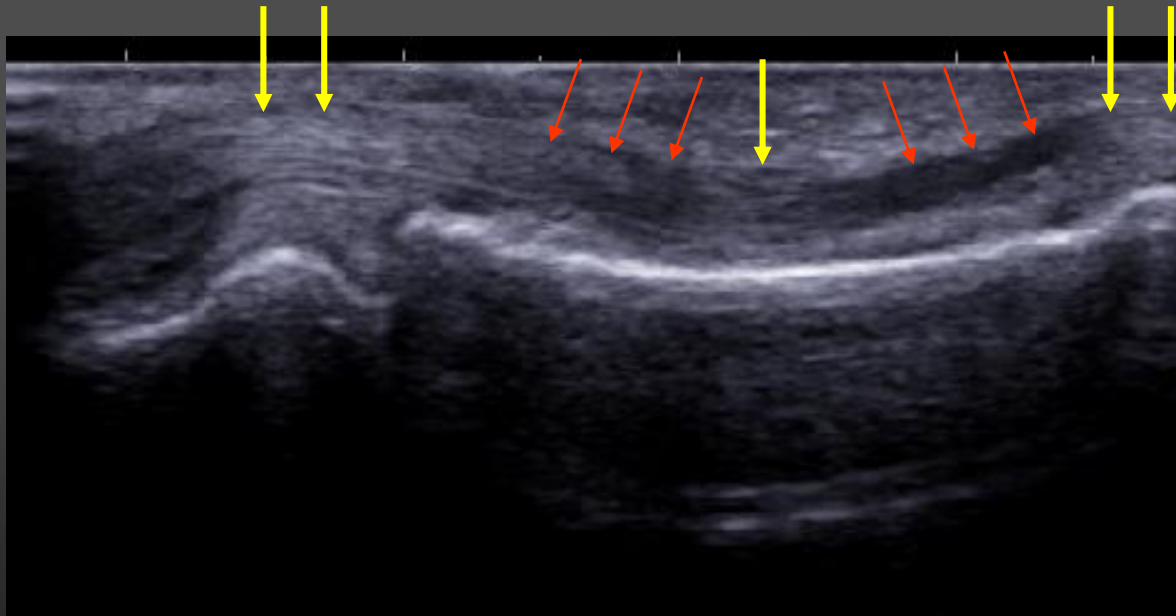
Artefacts en échographie

- Artefacts de réflexion
 - Anisotropie
 - Répétition
 - Réverbération

Artefact de réflexion

- Artefact d'Anisotropie sur les tendons

Les tendons, structures fibrillaires, créent un hyperéchogénicité lorsqu'ils sont à 90°
Ils deviennent hypoéchogènes lorsque l'obliquité / faisceau d'US augmente



Tendon fléchisseur de l'index

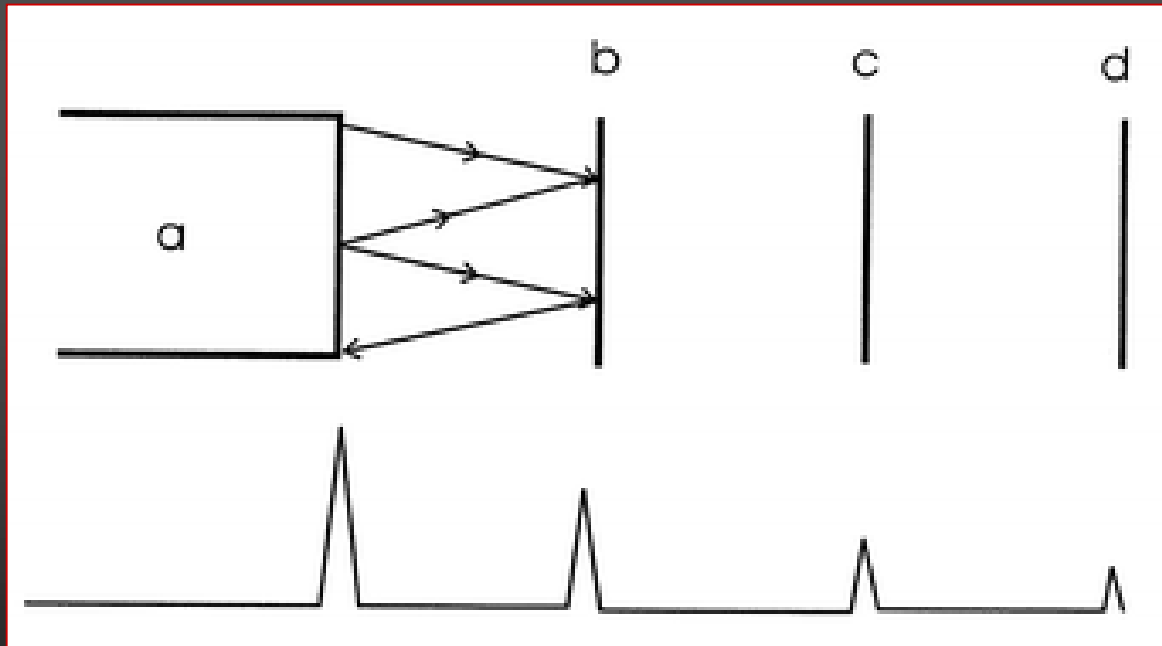
Artefact de réflexion

1) Miroir perpendiculaire au faisceau et de grande taille : **A. de Répétition**

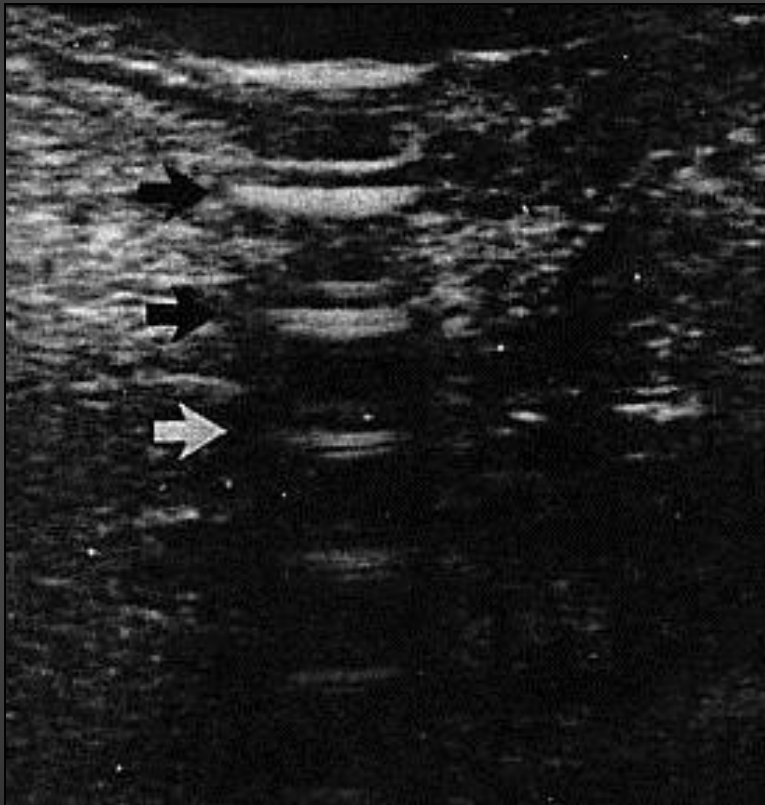
Chaque retour d'écho sur la sonde est à l'origine d'une image.

La profondeur des images est liée au délai entre l'émission du pulse et l'arrivée de l'écho

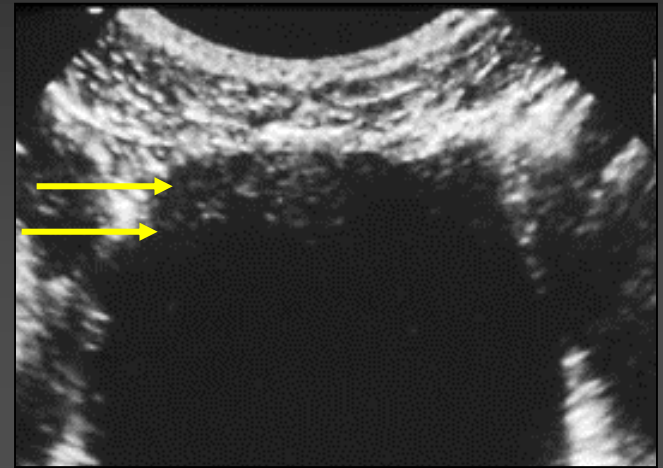
L'amplitude des échos diminue avec le temps et la profondeur



Artefact de répétition



source : peau par
insuffisance de gel



source : paroi antérieure
de la vessie



source : paroi vasculaire

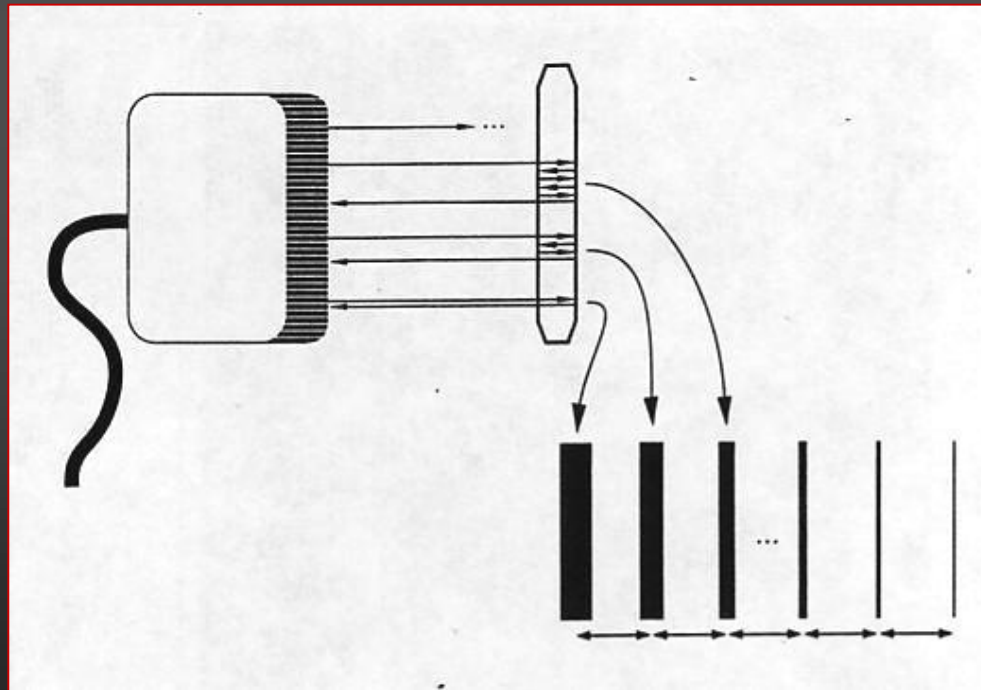
Artefact de réflexion

1) Miroir perpendiculaire au faisceau et de petite taille : A. de Réverbération

Un réflecteur de petite taille situé au sein des tissus piège le pulse qui renvoie toute une série d'échos très rapprochés qui se positionnent en arrière de lui

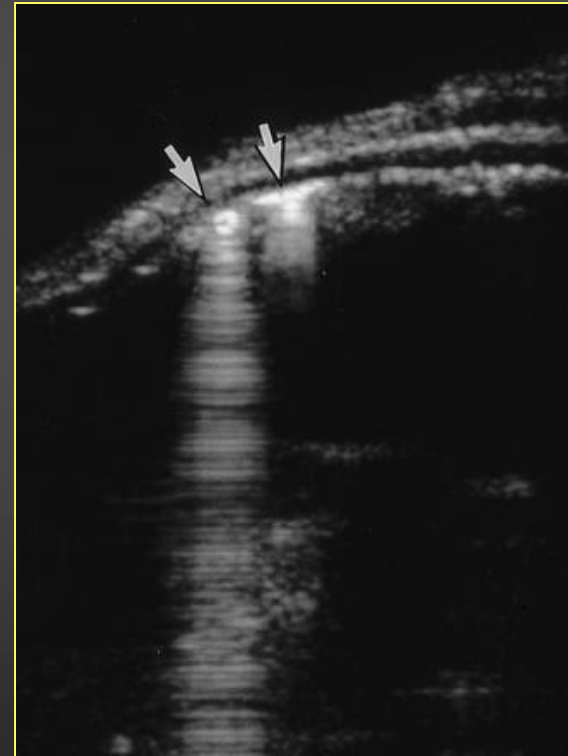
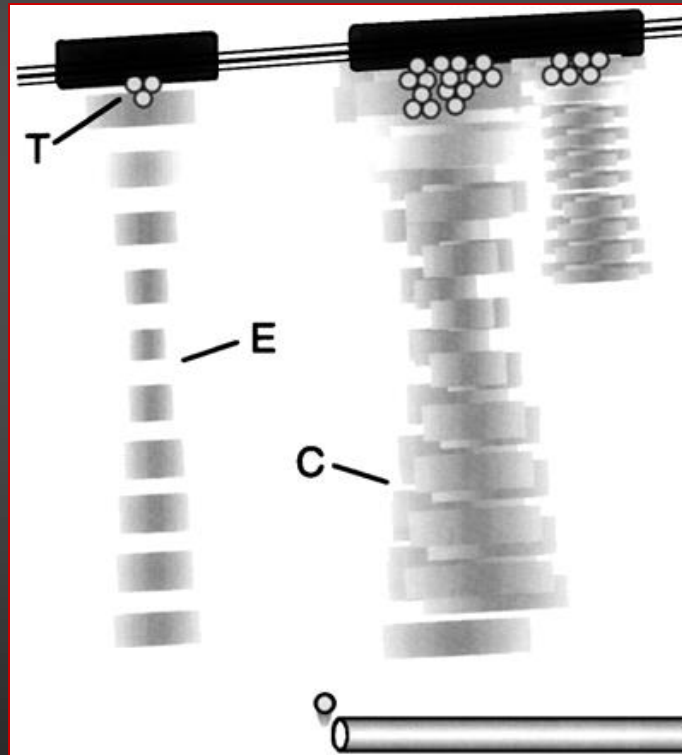
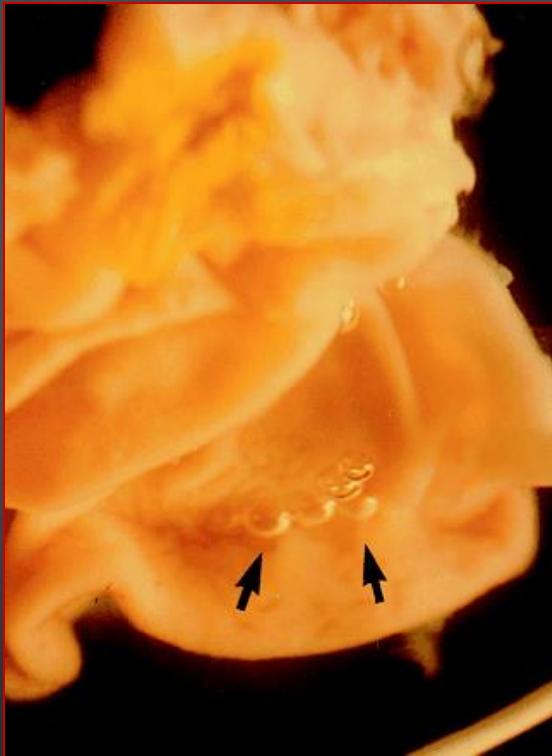
Aspect en « **queue de comète** »

L'amplitude des échos diminue avec le temps et la profondeur



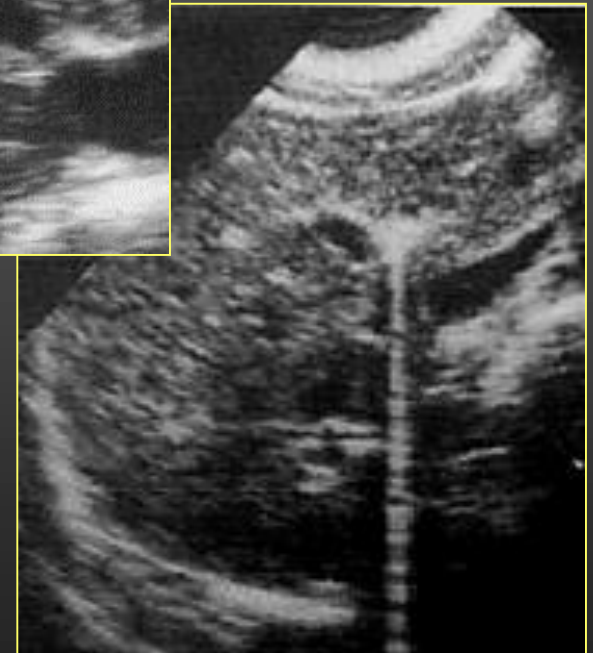
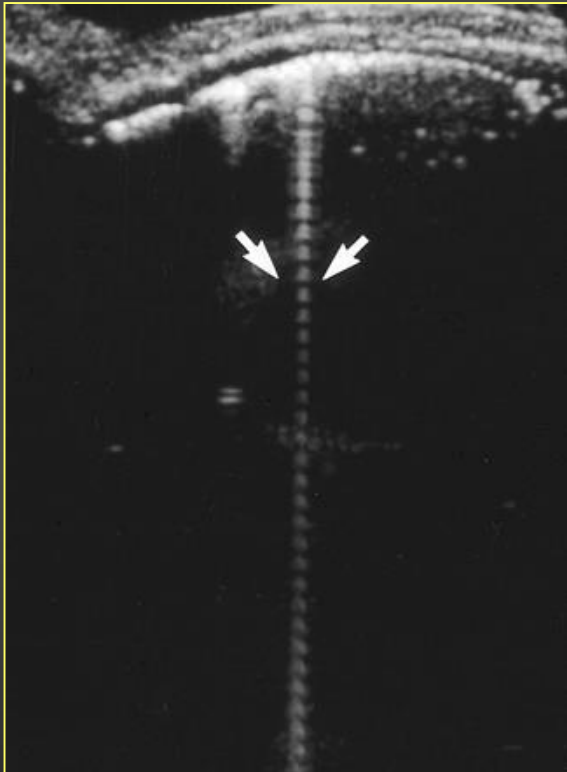
Artefact de réverbération

- Bulles de Gaz : image en « *queue de comète* »



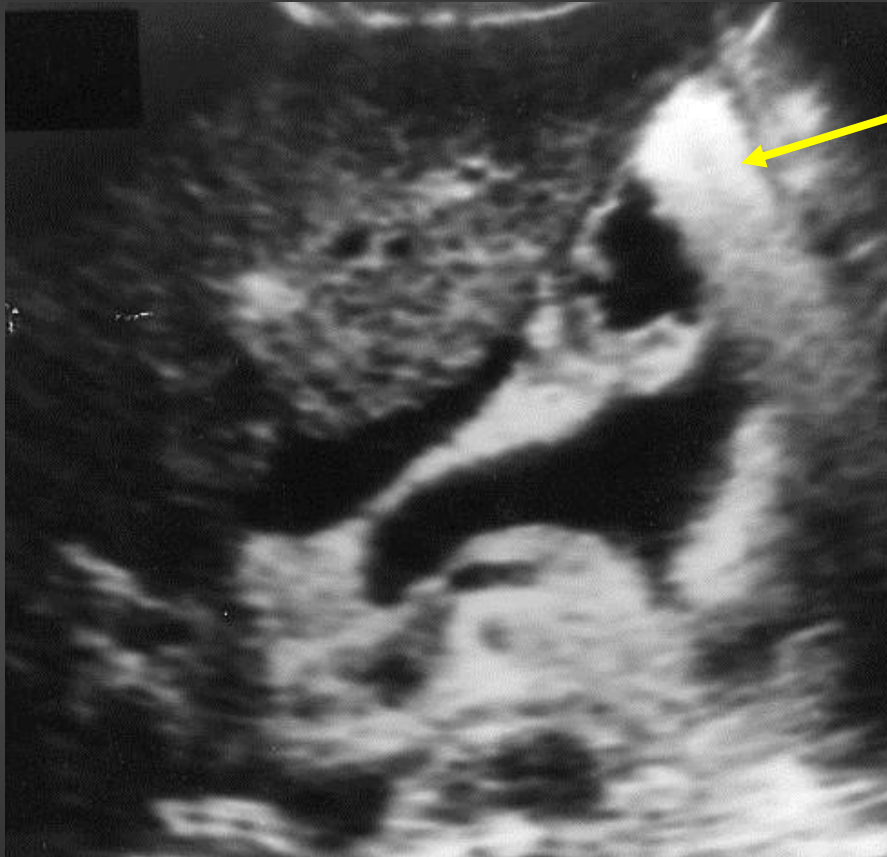
Artefact de réverbération

- Bulles de Gaz : image en « *queue de comète* »



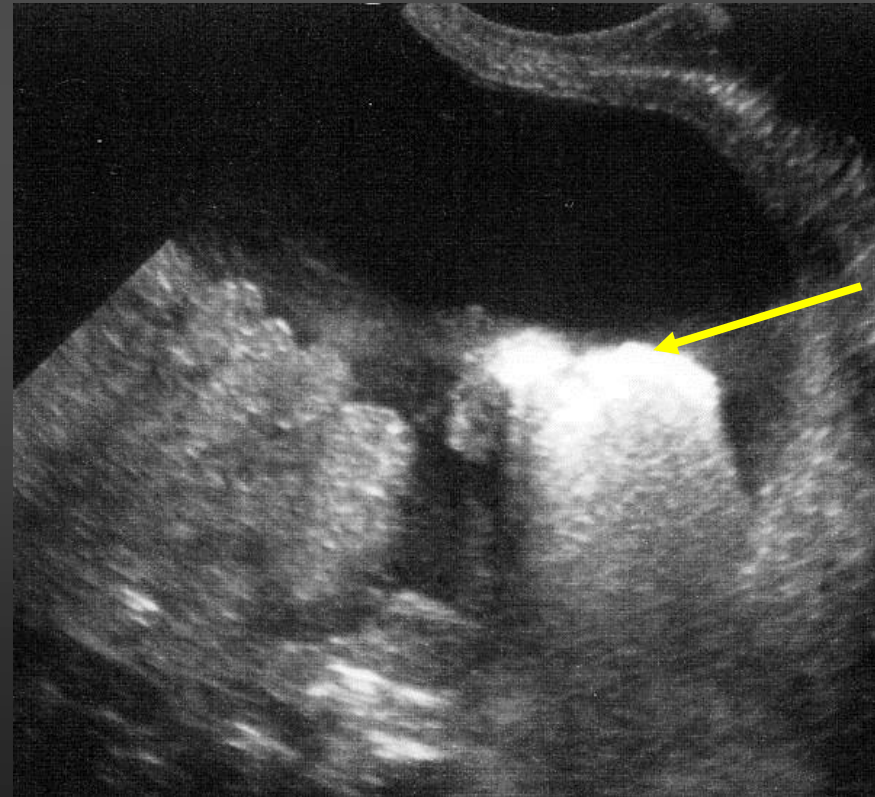
Artefact de réverbération

- Bulles de Gaz



Air dans l'estomac

Air dans le colon gauche



Artefact de réverbération : *micro-cristaux*

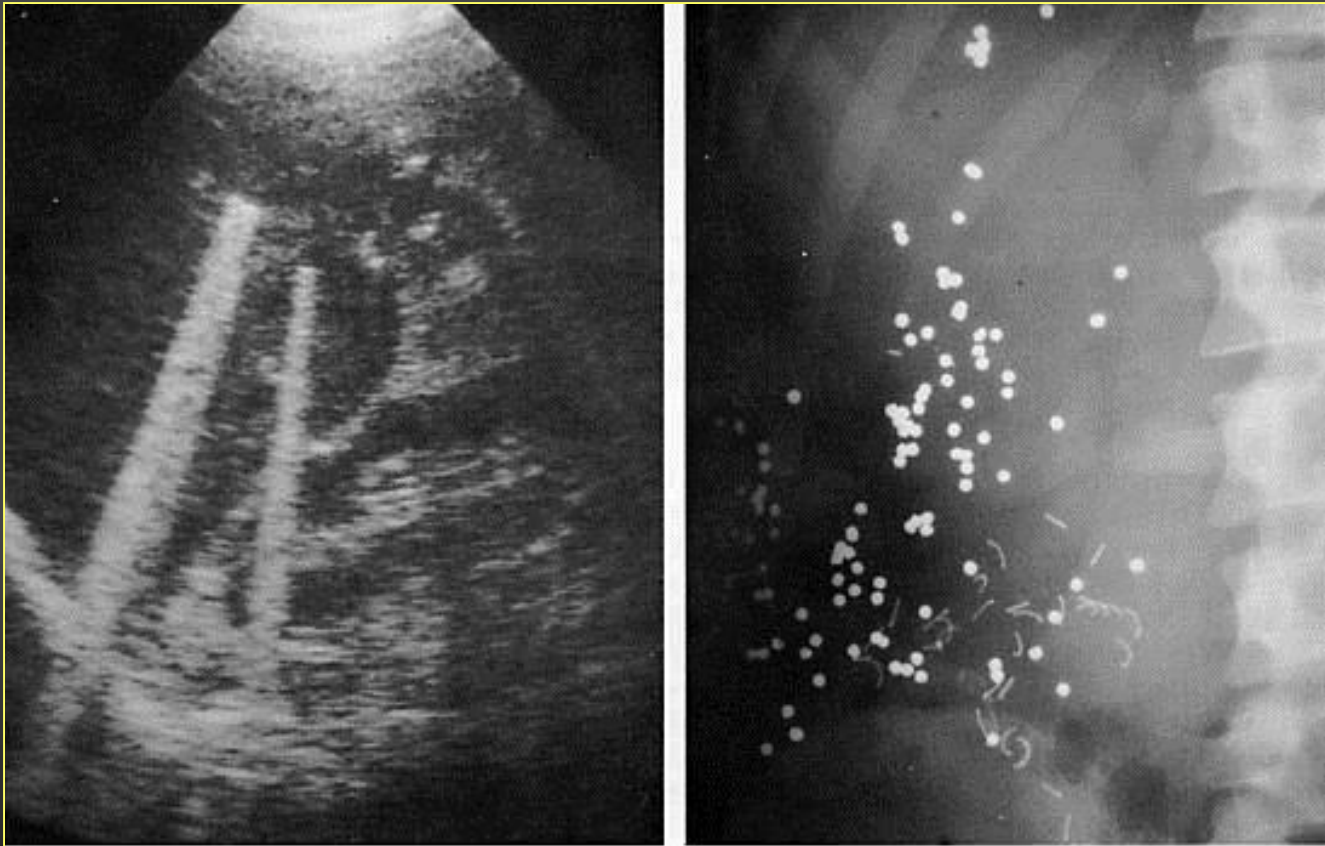
- Surfaces cristallines



lithiase urinaire

Artefact de réverbération : *métal*

- Plombs de chasse : image en « *queue de comète* »



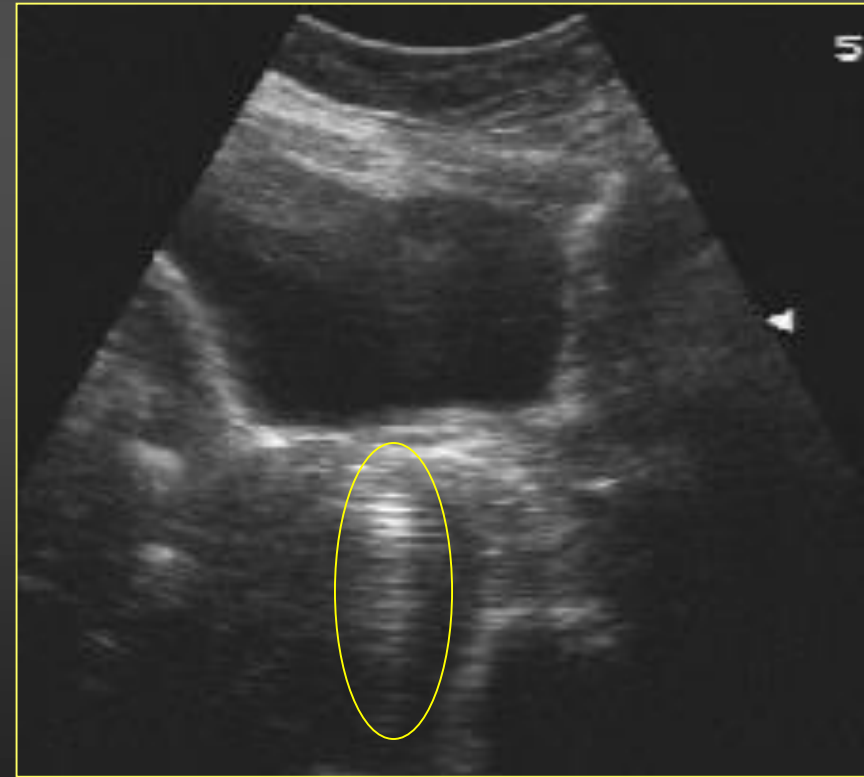
Artefact de réverbération

- Dispositif intra-utérin (métal) ou tampon vaginal (air) : image en « *queue de comète* »

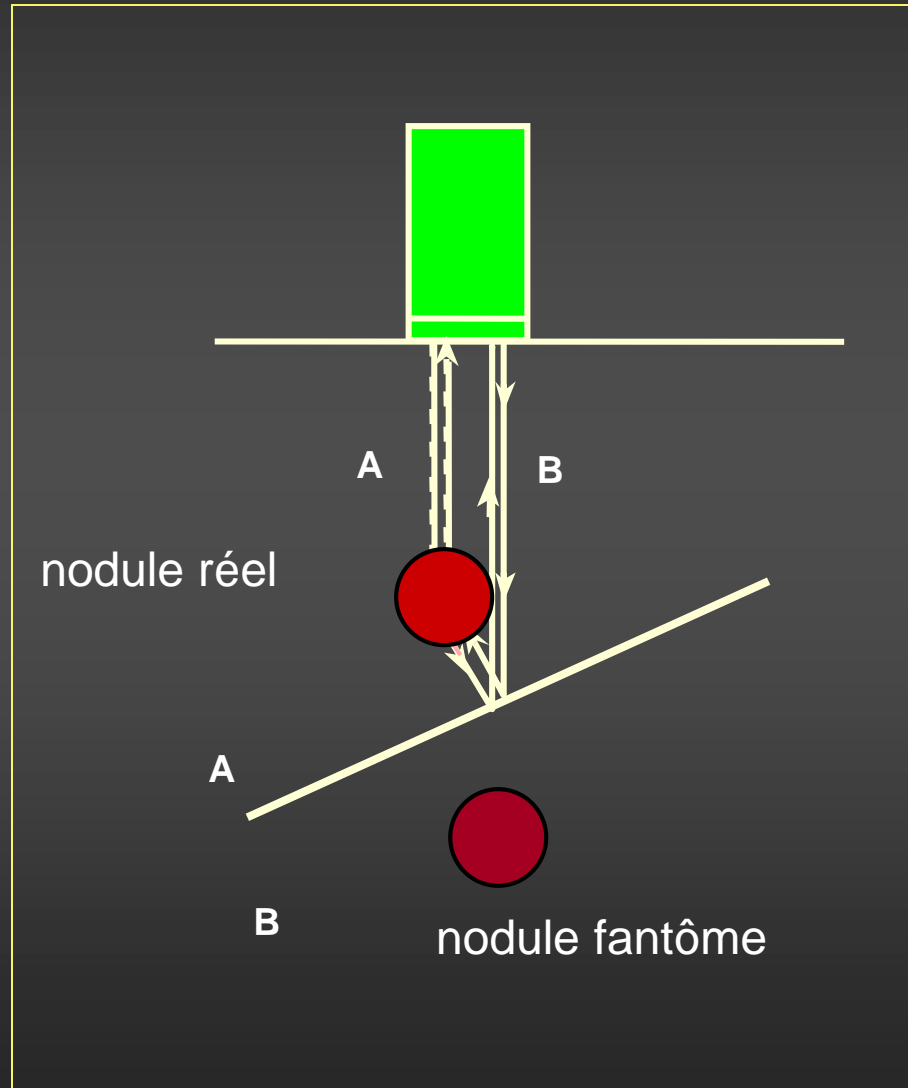
Métal : DIU



Air : Tampon vaginal



Artefact de réflexion: *artefact en miroir*



PT: US-LAB, IBMTP UNIV. WIEN

29-OCT-98
04:41:42PM
C3# 20HZ
3.5MHz 100mm
CAROTIS /V

PWR = 0dB
20dB 1/3/4
GAIN = 20dB

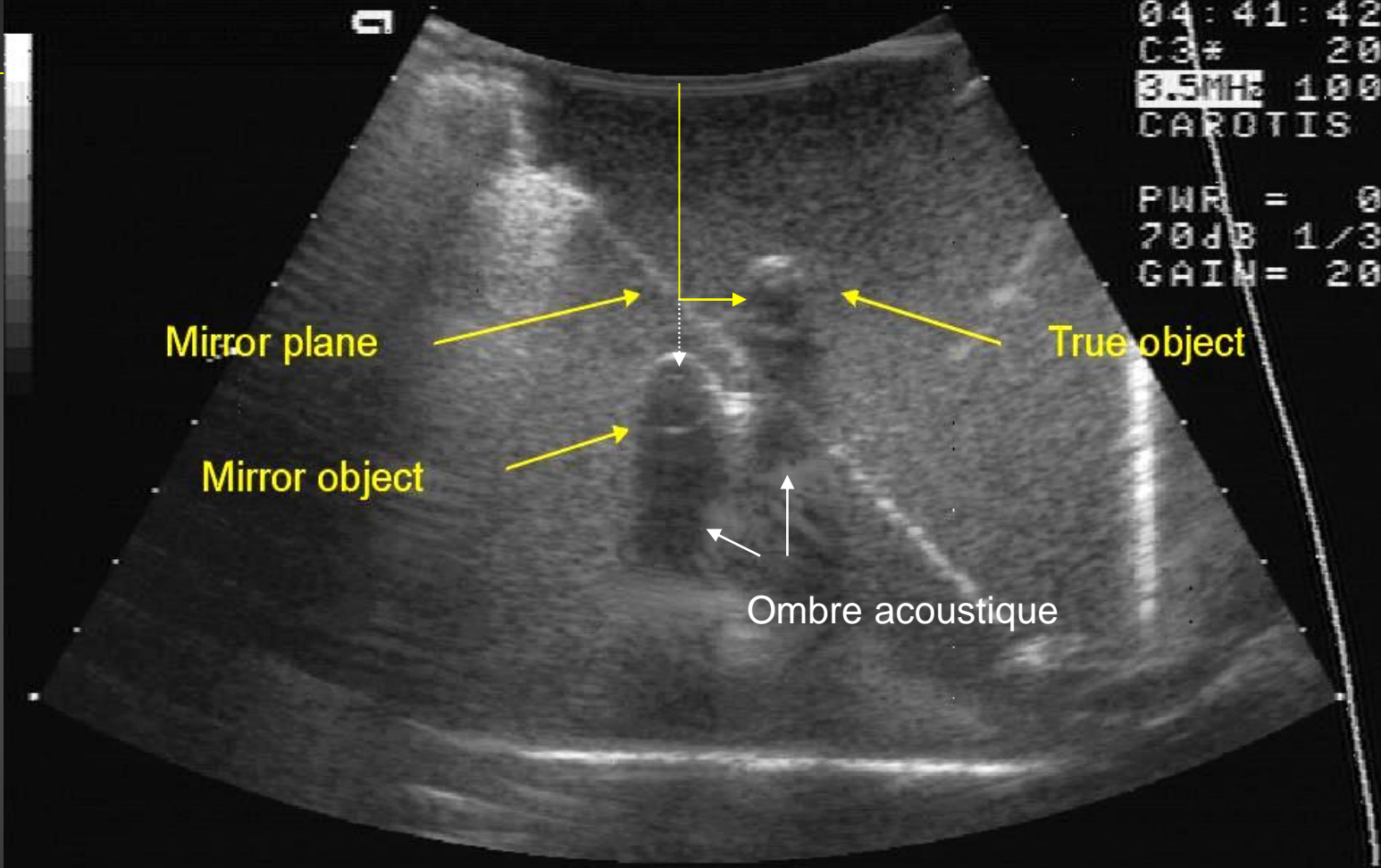
Mirror plane

True object

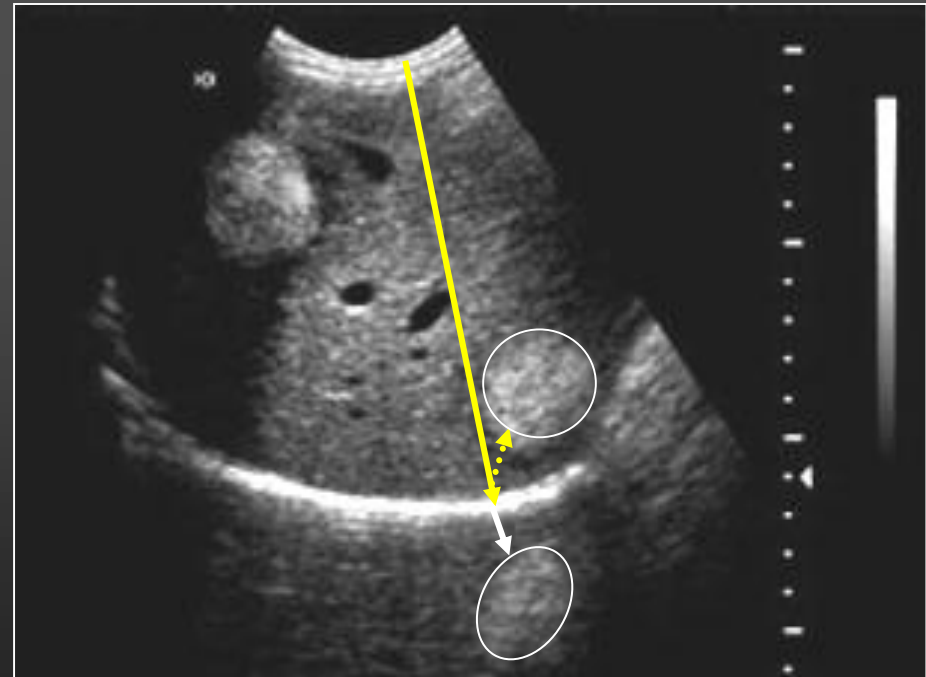
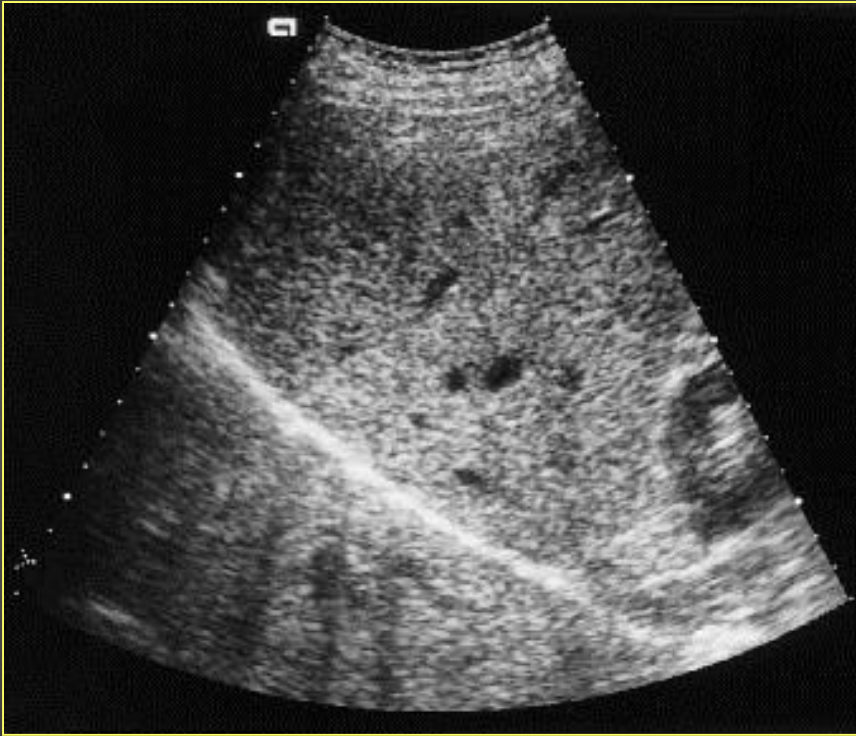
Mirror object

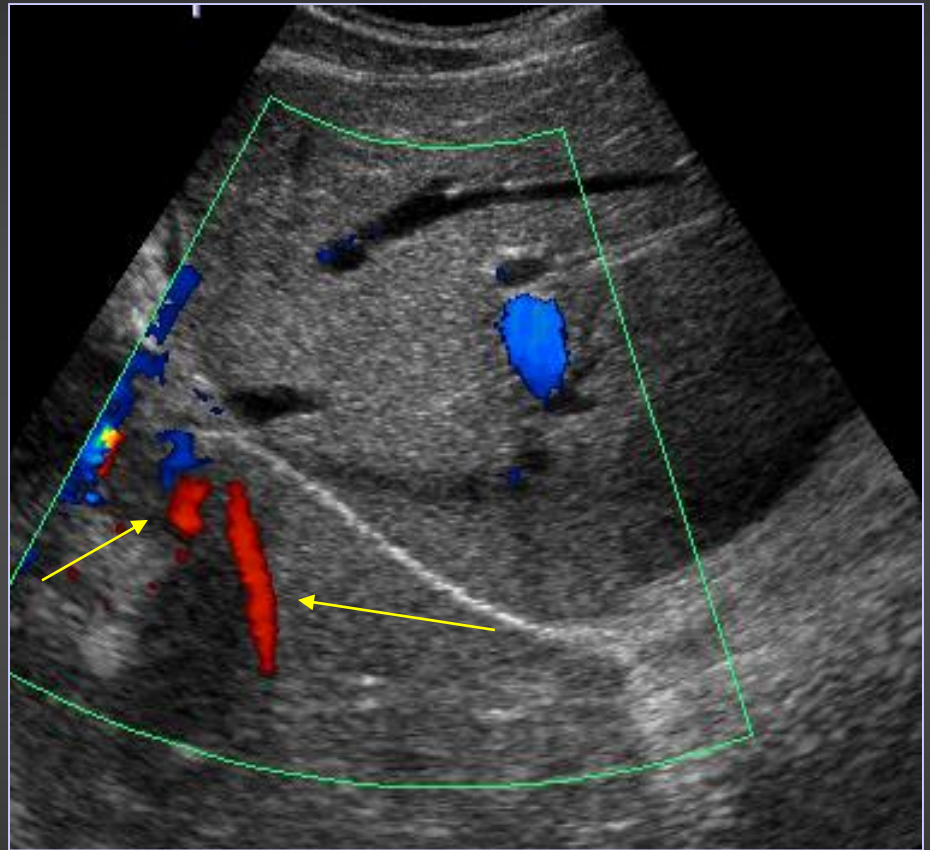
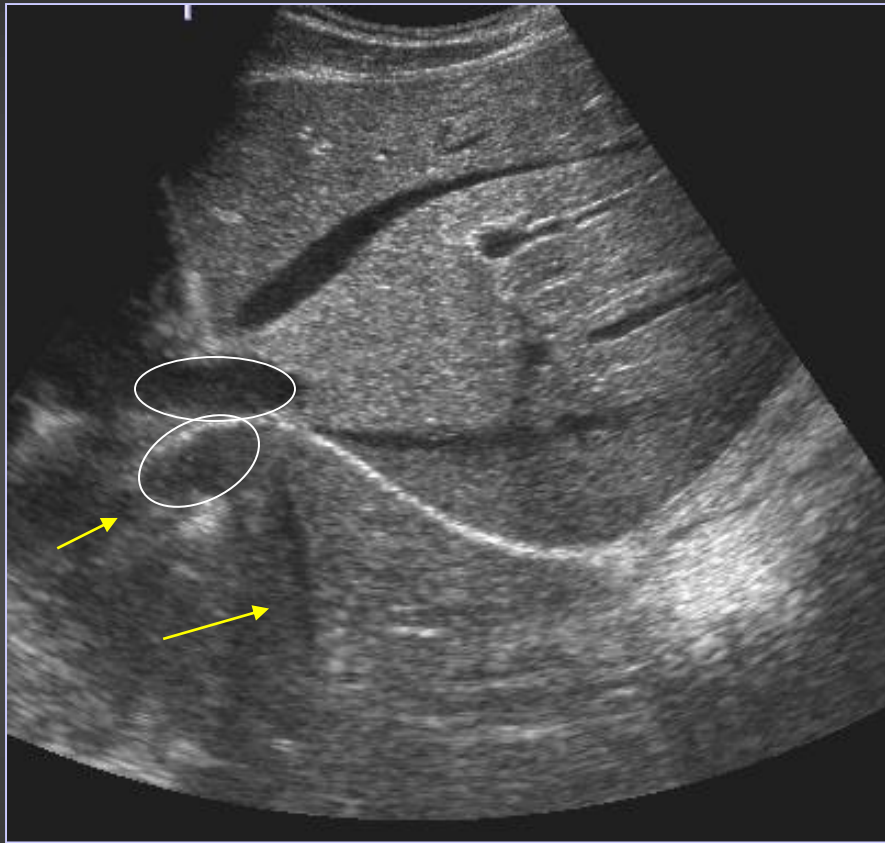
Ombre acoustique

Effet miroir



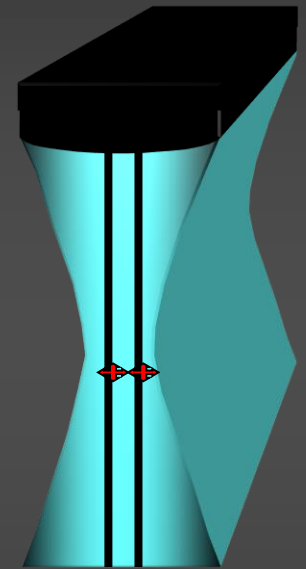
Artefact de réflexion: *artefact en miroir*





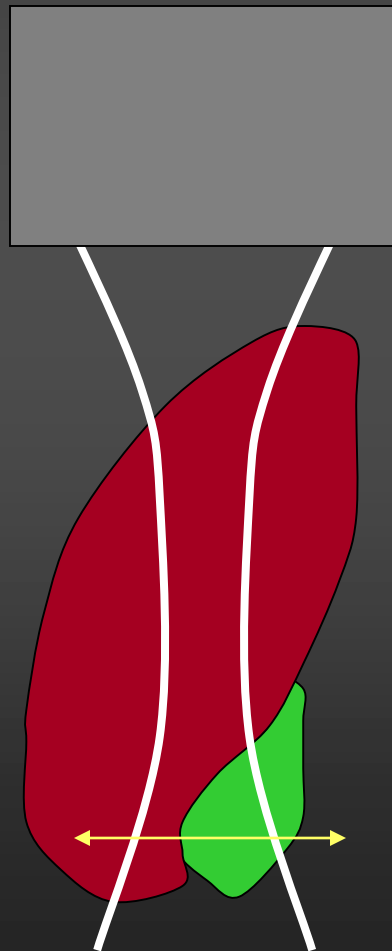
Artefacts d'épaisseur de coupe (volume partiel)

L'épaisseur du faisceau ultrasonore dans le plan perpendiculaire au grand axe de la sonde, dépend de la **Focalisation en épaisseur de la sonde**

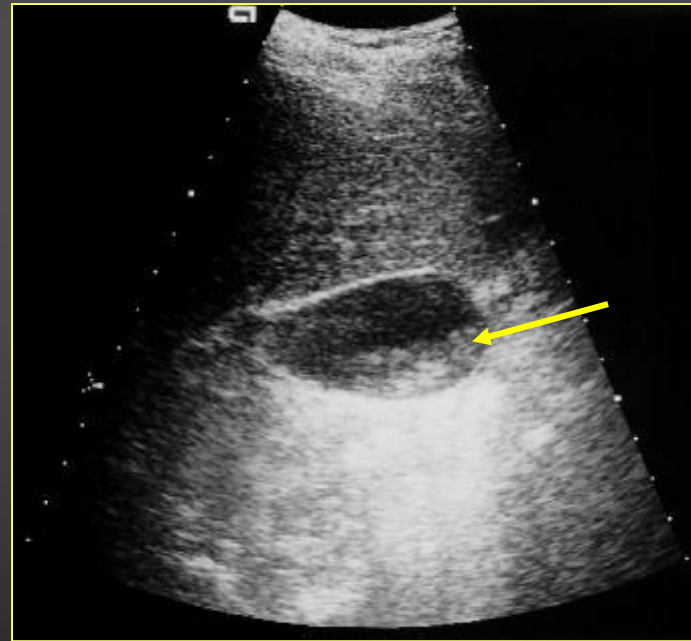


Artefact de résolution

- Direction de l'épaisseur de coupe

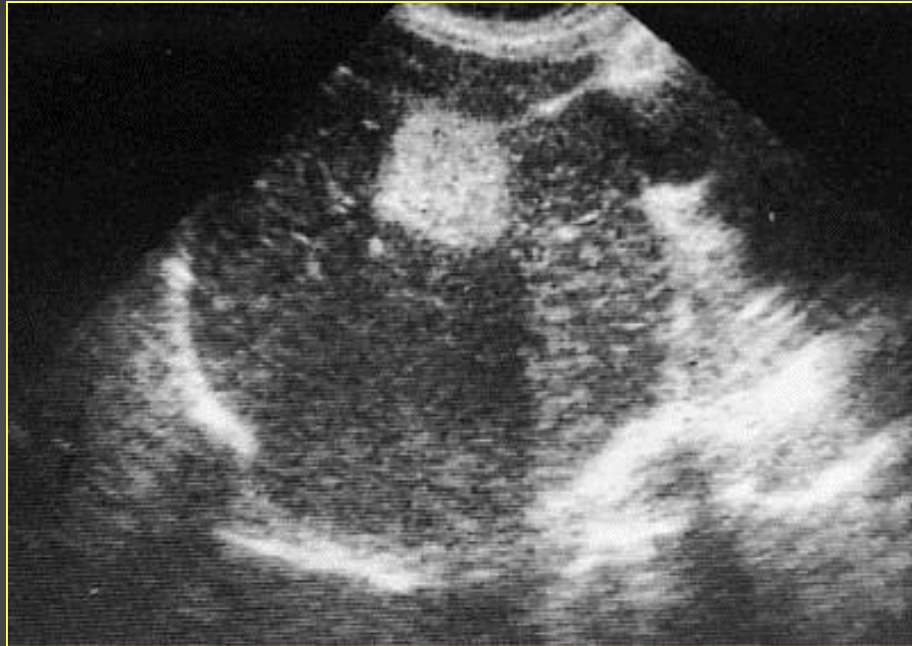


Effet de volume partiel



Tourner la sonde de 90° pour le supprimer

Artefact de propagation



tissu (1540 m/s)

graisse (1450 m/s)

INTERACTIONS US-MATIÈRE : Réfraction

- La réfraction du faisceau US :
 - Loi de Snell:

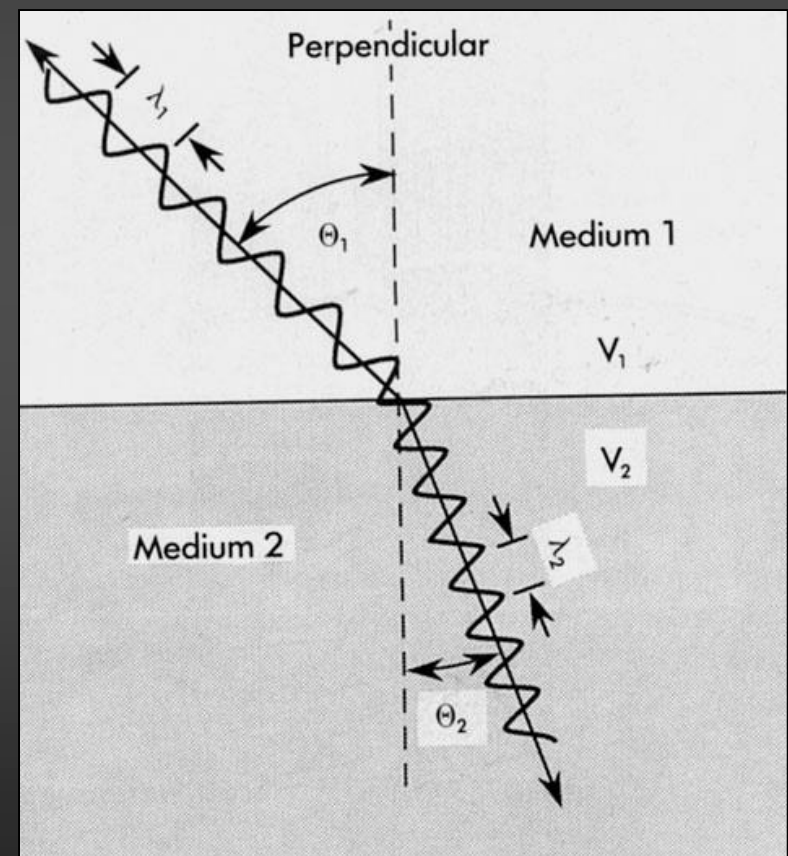
$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{C_1}{C_2}$$

θ_1 : angle incident

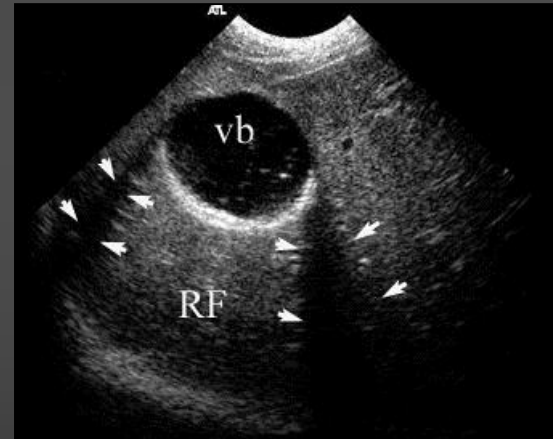
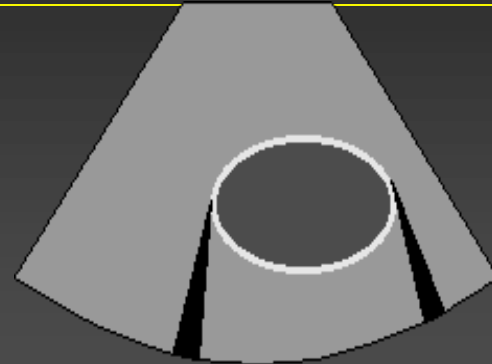
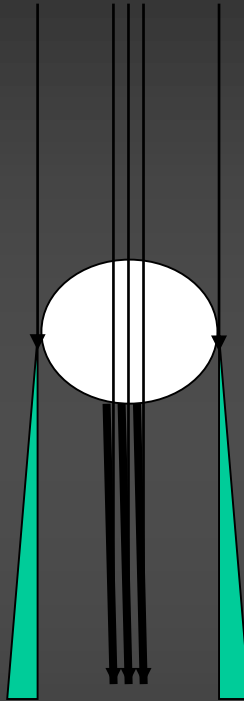
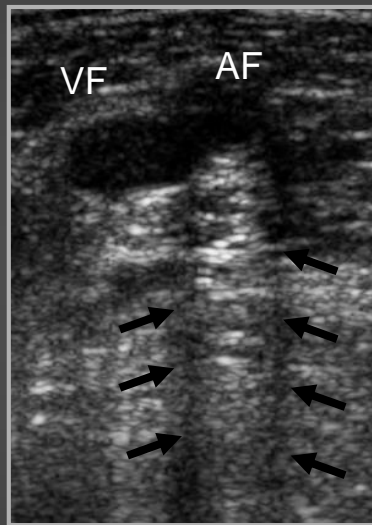
θ_2 : angle transmis

C_1 : célérité dans le milieu 1

C_2 : célérité dans le milieu 2



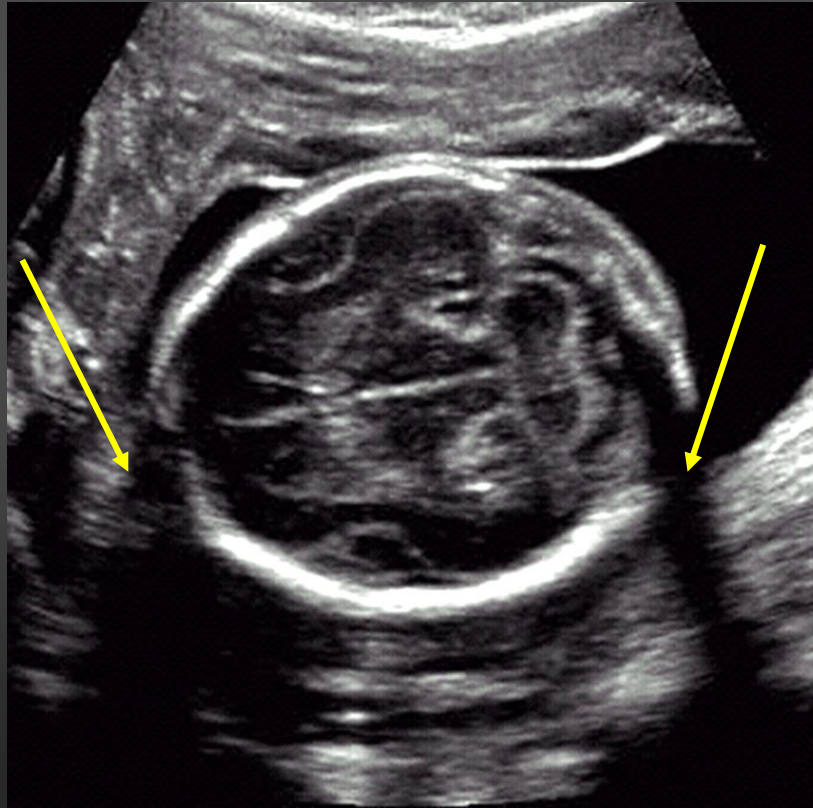
Artefact de réfraction : *ombre de bord*



- Le cône d'ombre latéral est dû à une réfraction du faisceau d'ultrasons sur des structures rondes.
- Ce phénomène se produit en bordure des structures rondes: kystes, vésicule biliaire, vaisseaux, etc....

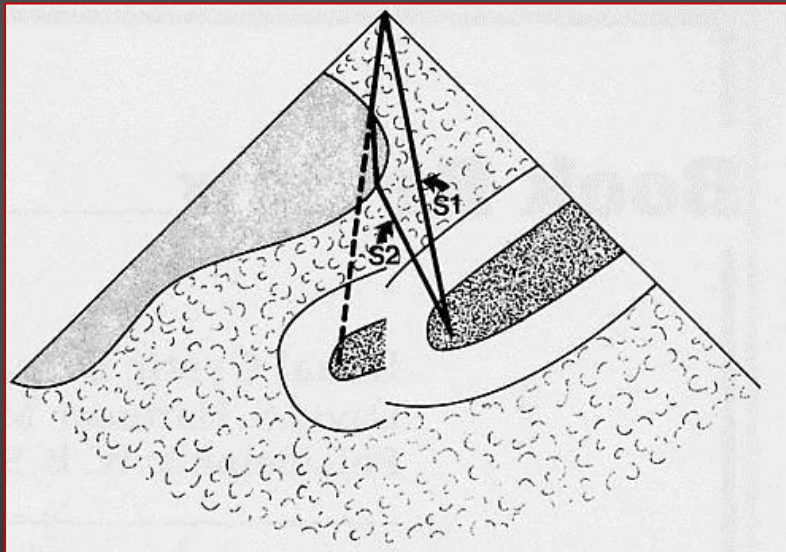
Artefact de réfraction

Réfraction sur les bords d'un crâne de fœtus



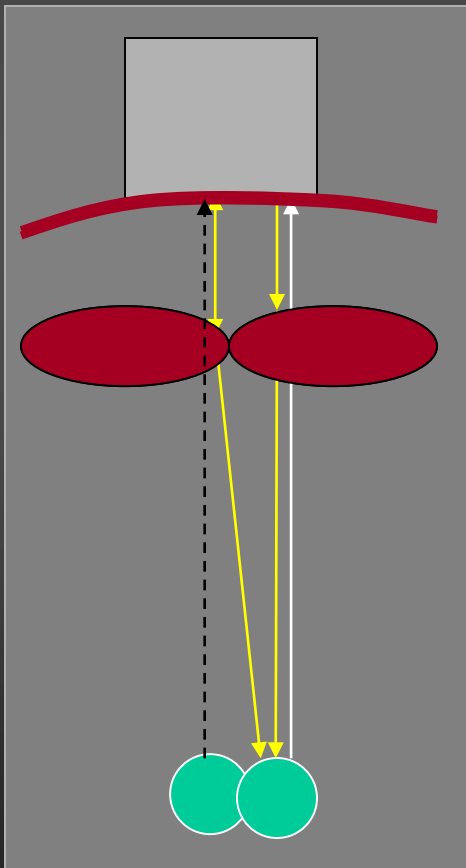
Artefact de réfraction

Dédoubllement du pôle supérieur du rein gauche



Artefact de réfraction

- Effet de **duplication** : *sur la ligne médiane*



lié à un effet de réfraction
sur la paroi postérieure des
muscles grands droits

Artefact de réfraction

- Effet de duplication : *sur la ligne médiane*

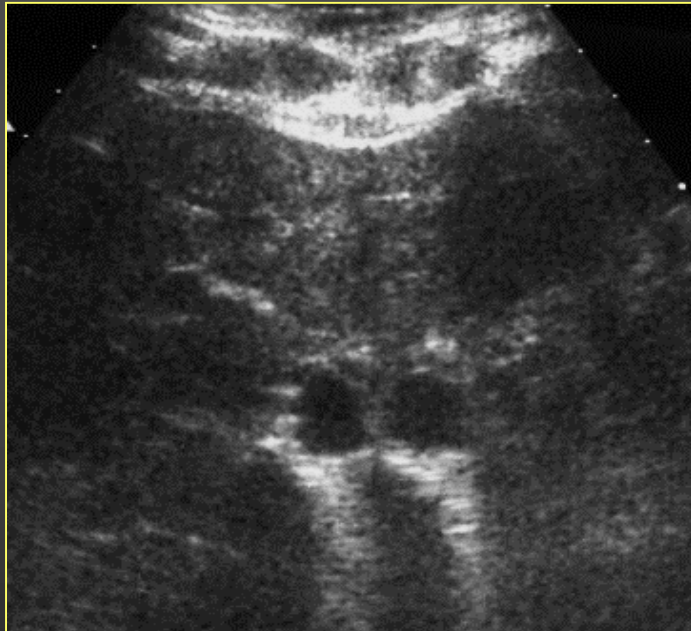


image de double aorte



image de double ballonnet

Artefact de réfraction

- Effet de duplication

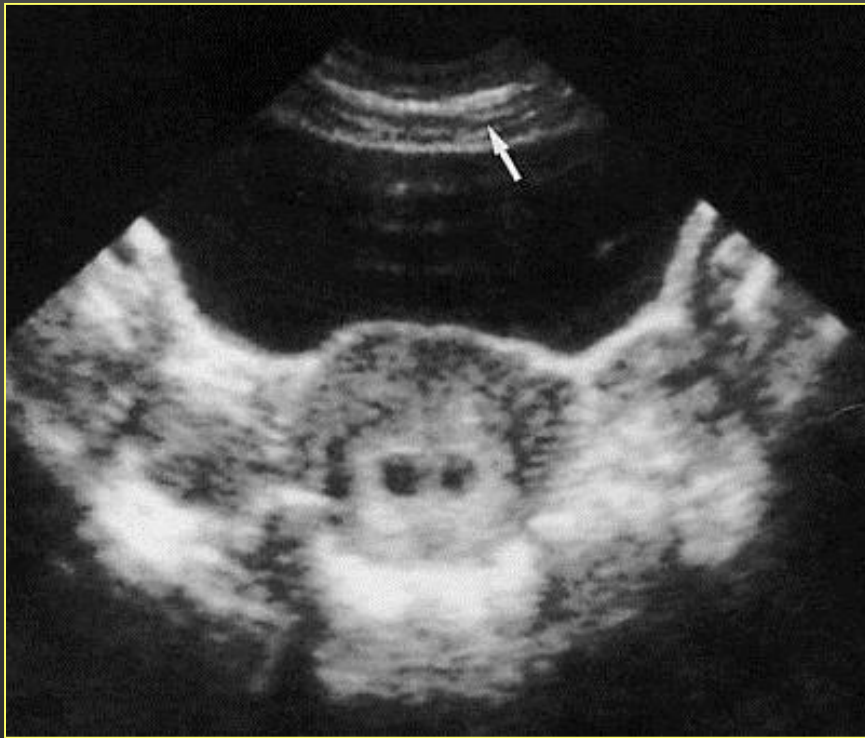
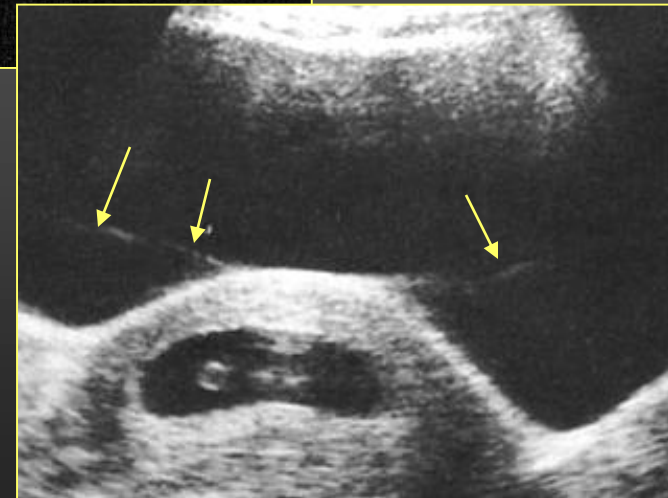
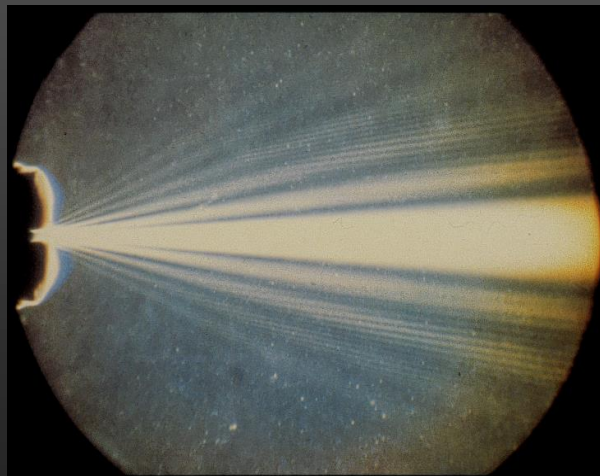
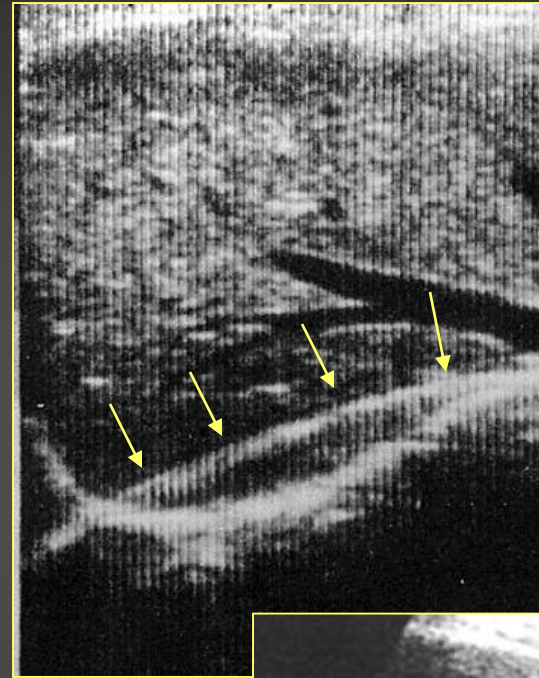
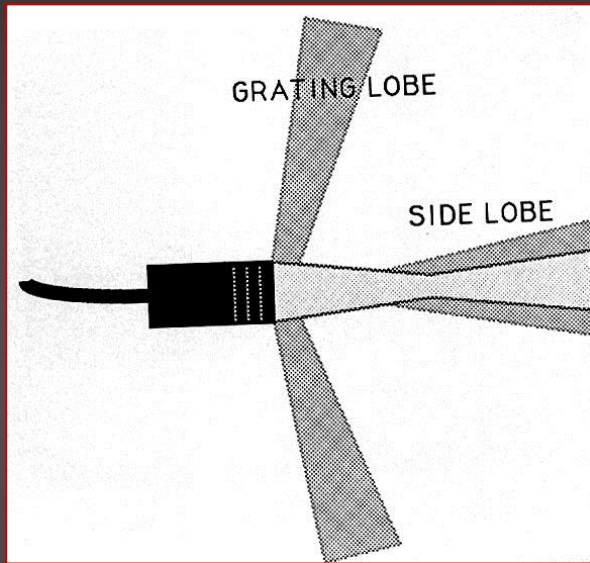


image de double « sac »



image de double « DIU » !!

Lobes latéraux



BIBLIOGRAPHIE

- Ultrasound : Physics and technology

Gibbs V, Cole D, Sassano A. Churchill Livingstone-Elsevier, 2009

- Diagnostic Ultrasound : Physics, Biology and Instrumentation

Bushong SC, Archer BR. Mosby, 1991