

Formation de l'image et artéfacts en échographie

Léandre Pourcelot

Professeur émérite



L'image échographique

- **Ce n'est pas une tomographie par rétro-projection. C'est une vue en coupe des tissus par déplacement d'une ligne d'acquisition.**
 - ⇒ La lecture de l'image doit se faire de la surface du capteur vers la profondeur.
 - ⇒ La perte de qualité du faisceau US lors de sa propagation (défocalisation, atténuation, ombre acoustique,...) retentit sur le reste de la région explorée.
- **De nombreux échos parasites se superposent aux échos réels.**
- **La formation des échos tissulaires est un phénomène complexe.**

Formation de l'image en échographie-Doppler

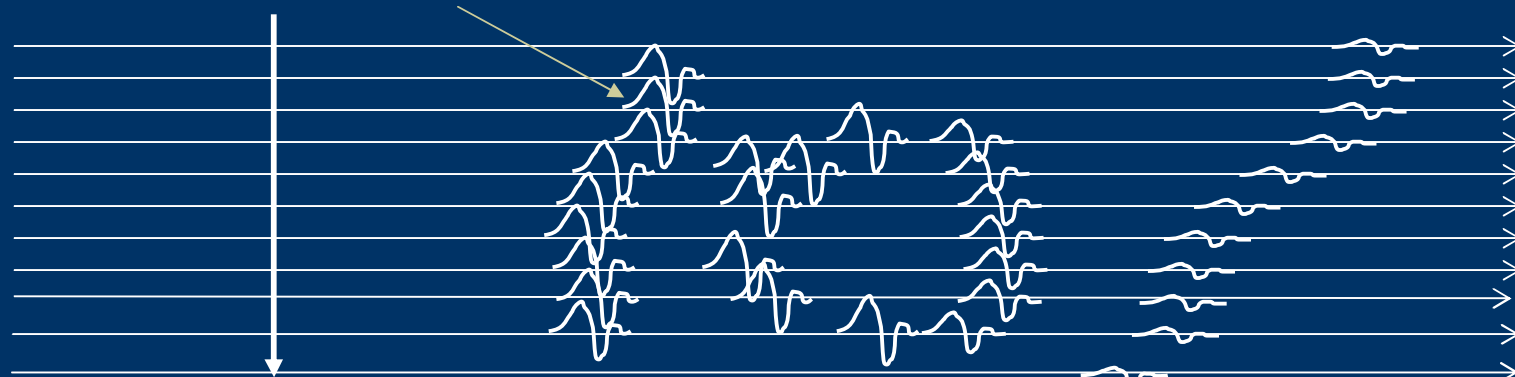
Balayage
(Déplacement
émission/réception)

Manuel
Mécanique
Electronique



Structures explorées

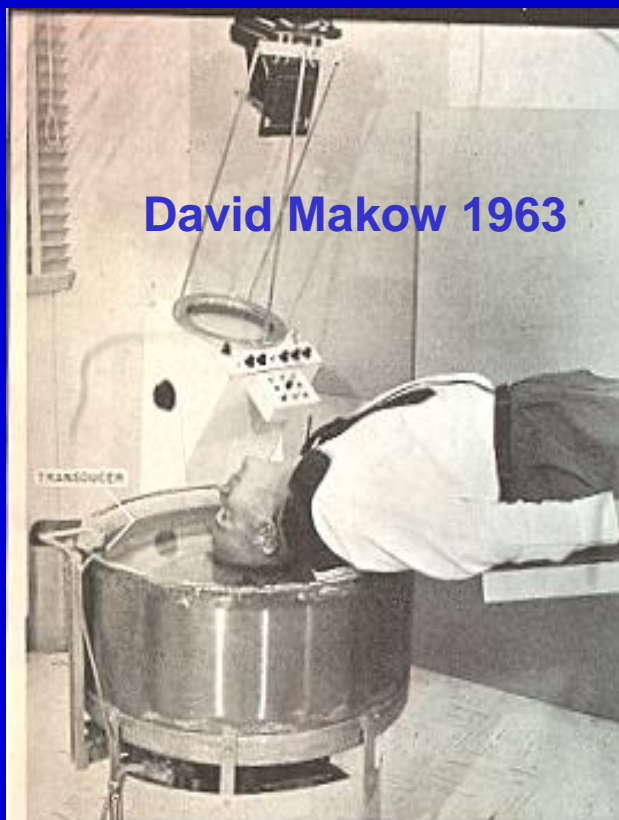
Amplitude des échos



Lignes
de l'image

Temps (s)
(Profondeur)

Early attempts of echographic brain imaging in a water tank !



David Makow 1963

Figure 40A David Makow's first prototype of a water-bath echoencephalographic scanner, c. 1963; Makow is the subject in the water tank.

May be you
would prefer
echography in
immersion ...

B mode cross
section of the
neck
D. H. Howry,
1955 ?

Can you see my
carotids,
jugular veins
& vertebrae?



Fig. 1-3. Scanning position for transverse cross-section of the neck. The 2 1/2-inch focused transducer is seen just below the water level. The transducer carriage travels around the tank on the outside track.

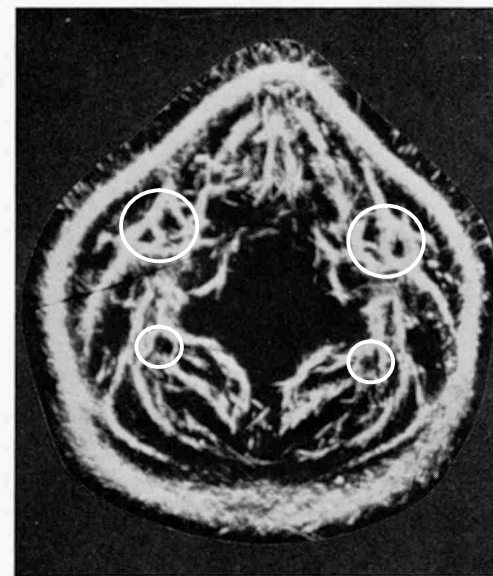
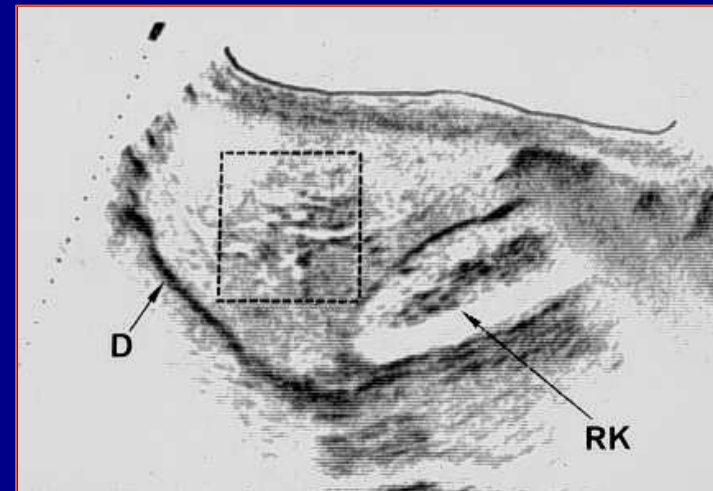


Figure 4. A two-dimensional ultrasonic scan made around 1955 by D. H. Howry, showing a horizontal section through the neck. The skin surface, trachea, carotid artery, internal jugular vein, vertebra, and other structures can be identified (53).



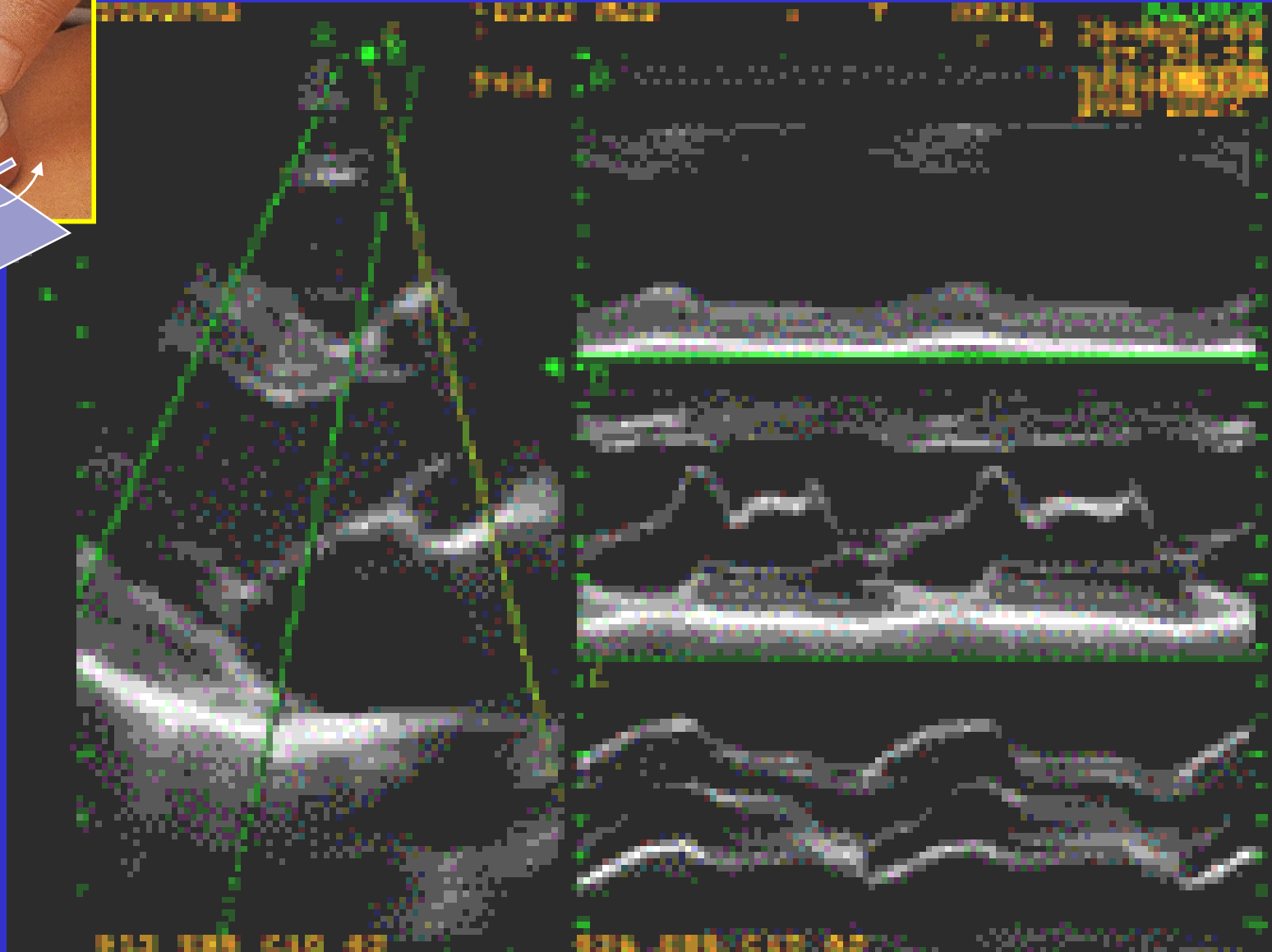
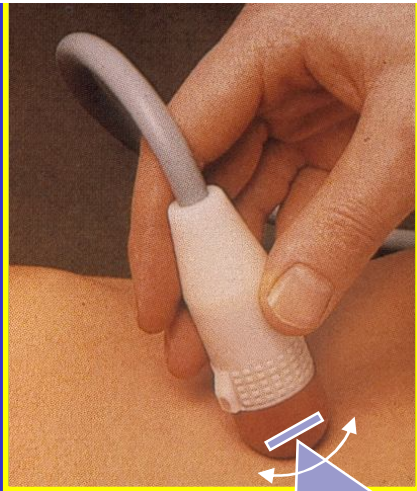
Echographe à balayage manuel et échelle de gris, 1973

**L'imagerie
échographique
des années 1970**



Coupe parasagittale droite passant par le foie et le rein dt

Balayage mécanique rapide Echocardiographie et Temps/Mouvement TM





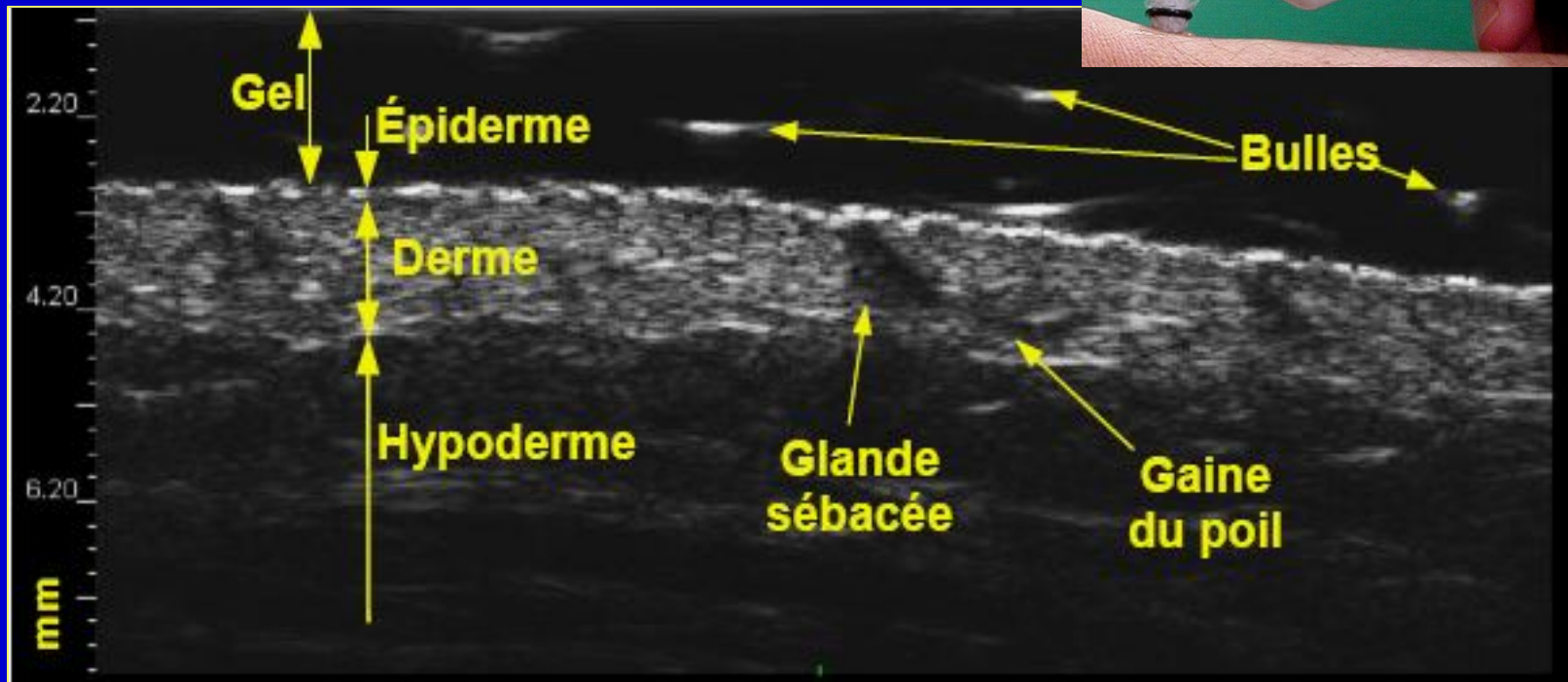
Balayage mécanique

Appareil et sonde d'imagerie haute résolution

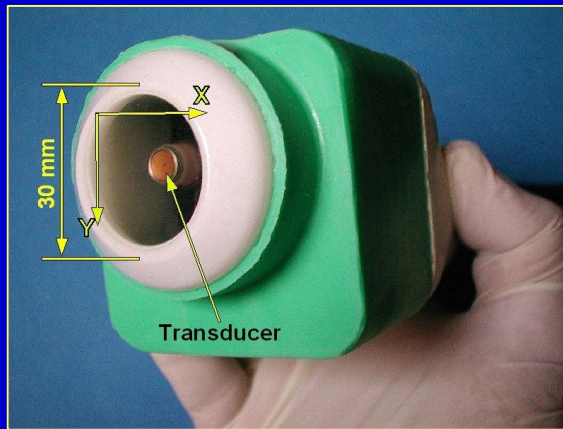
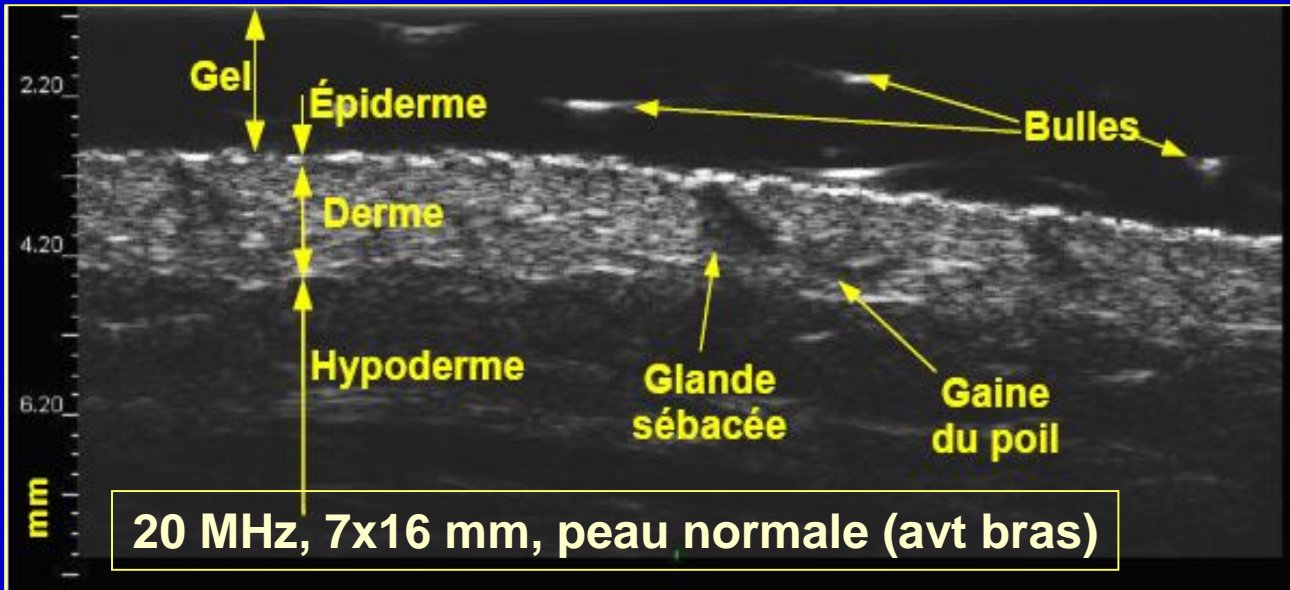
20 à 45 MHz

Echographie cutanée

20 MHz 7x16 mm peau normale (avt bras)

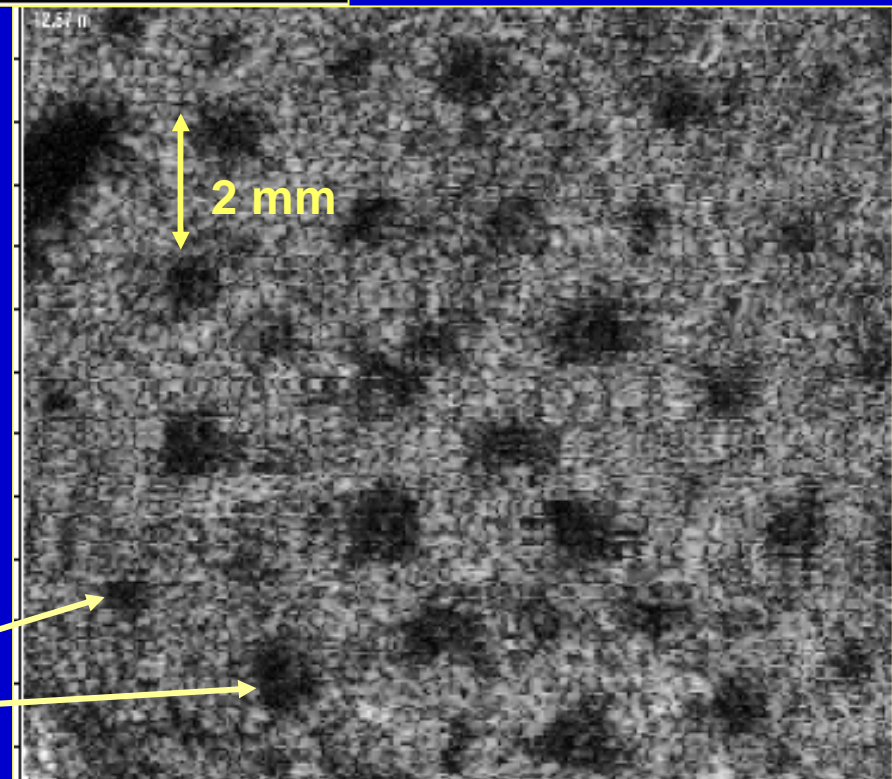


Imagerie de la peau

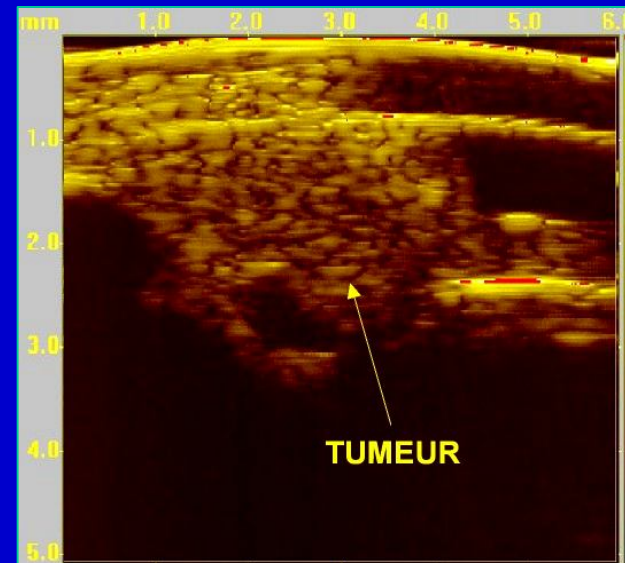
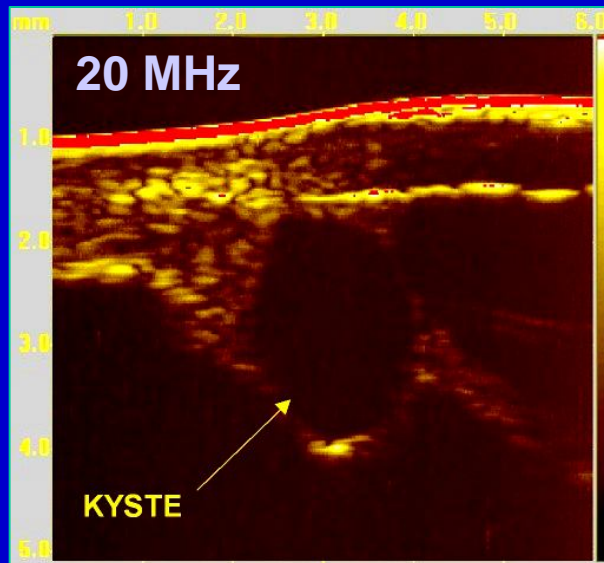
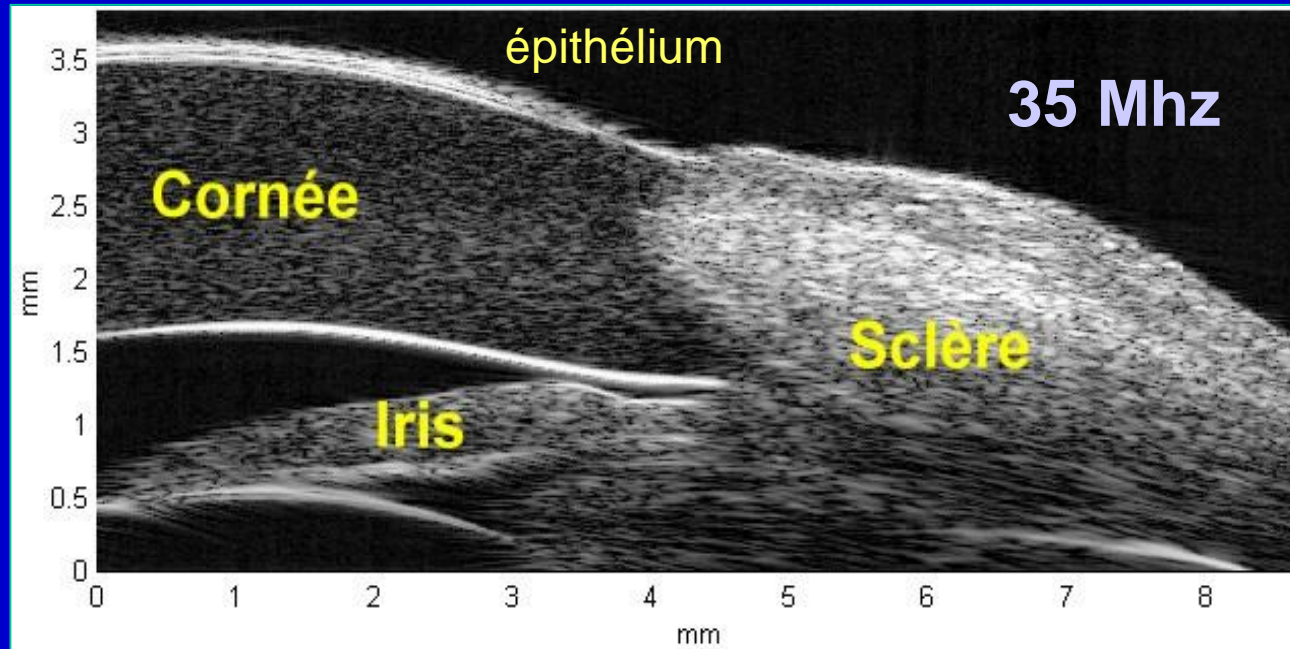


13 mm

**20 MHz 3D: section de peau
parallèle à la surface
d'exploration (C scan)
Follicules pileux dans le
derme**

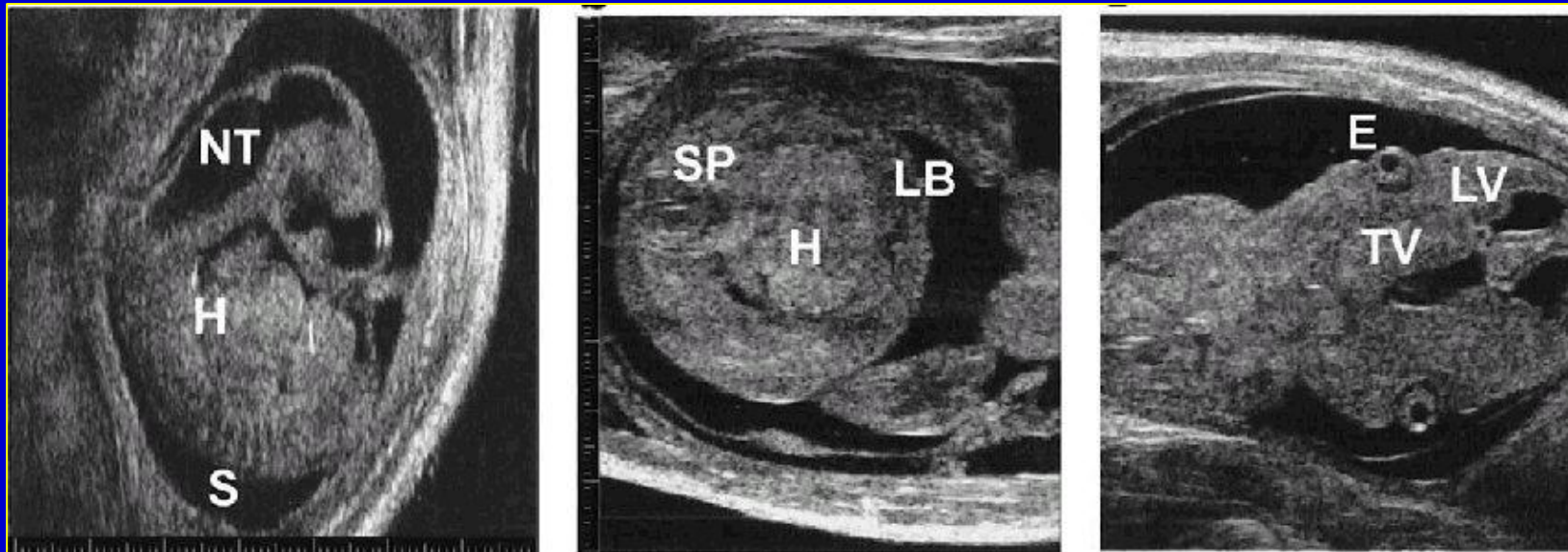


35 MHz Imagerie de l'œil (4x8 mm)



40 MHz Echographie du petit animal

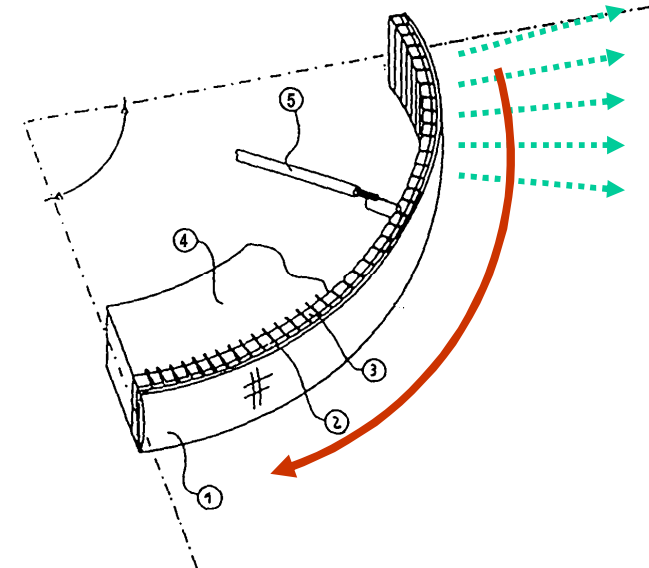
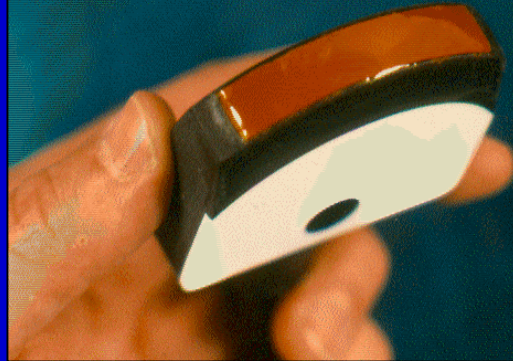
Biologie du développement du fœtus chez la souris:
11.5 et 13.5 jours



- a) 11.5 jours : tube neural NT, cœur H, ébauche colonne vertébrale S
- b) 13.5 jours (section transversale): ébauche membres LB, cœur H, colonne vertébrale SP
- c) 13.5 jours : ventricules cérébraux LV, TV, yeux E.

Balayage par commutation électronique

Tours, 1980



Tours 1973-76

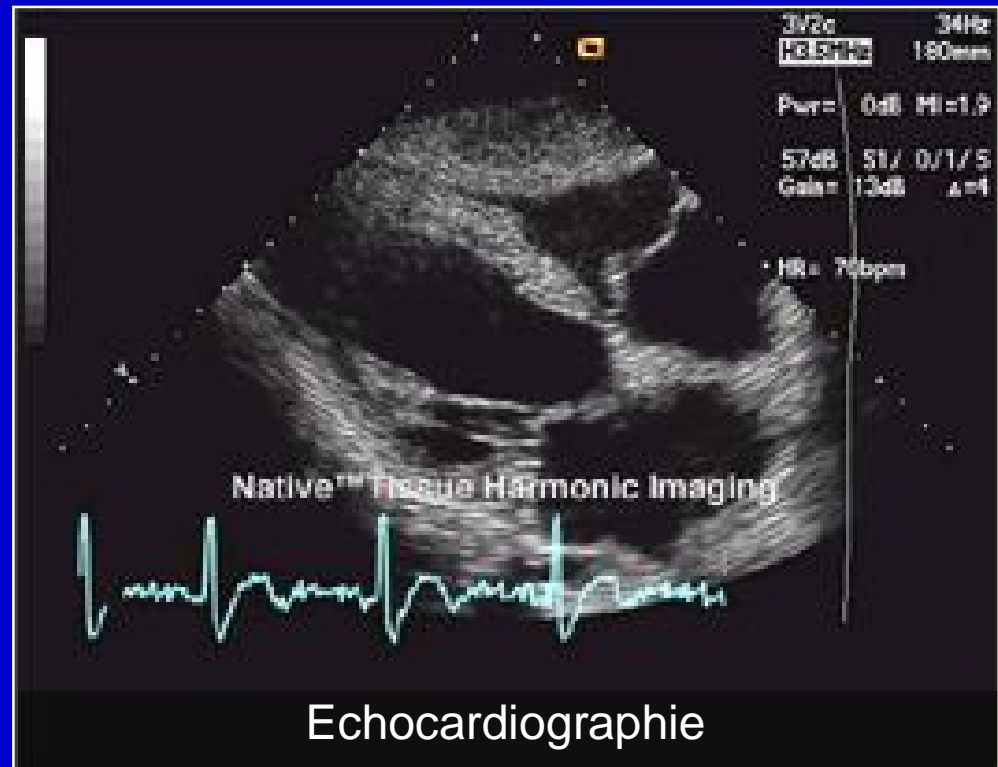


Balayage sectoriel

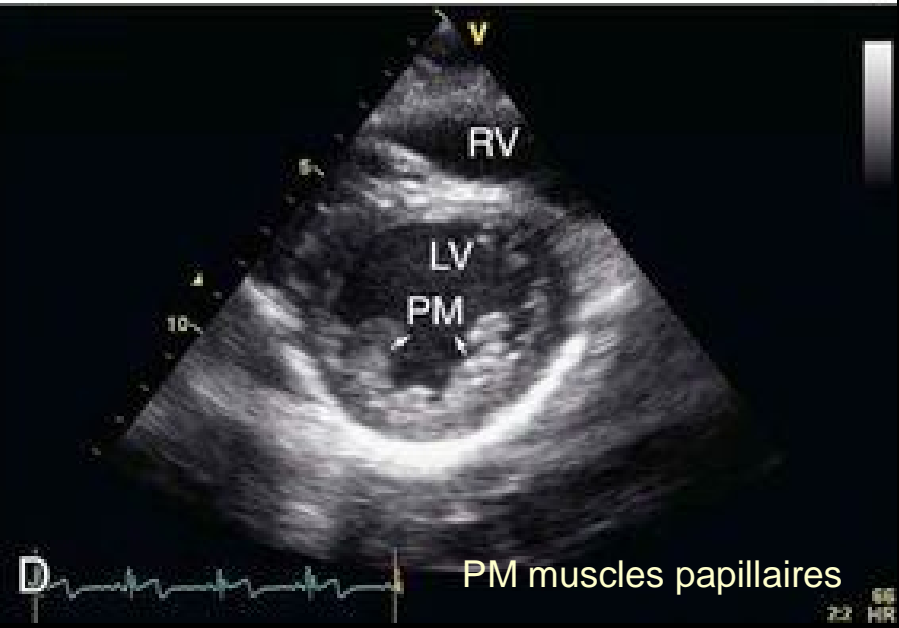
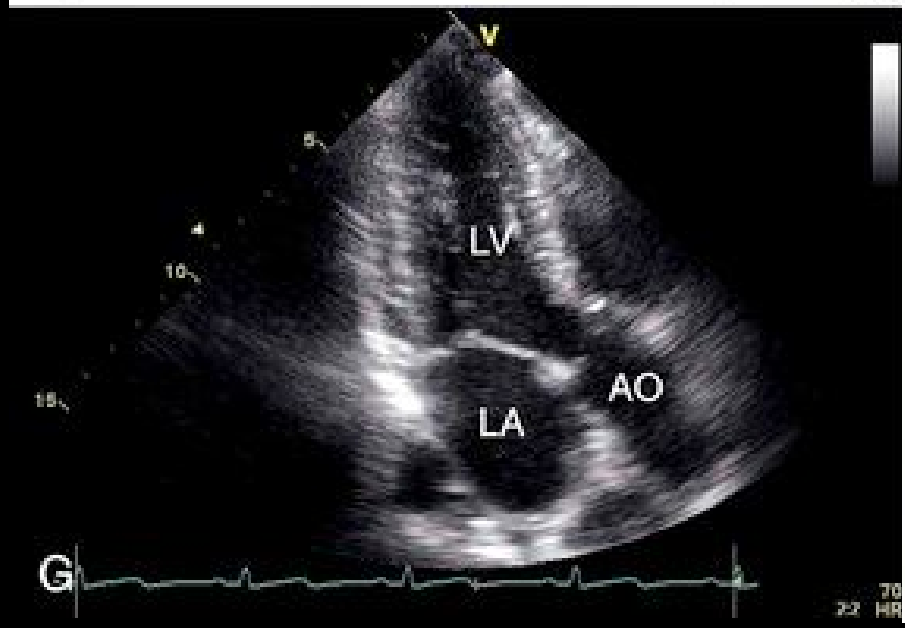
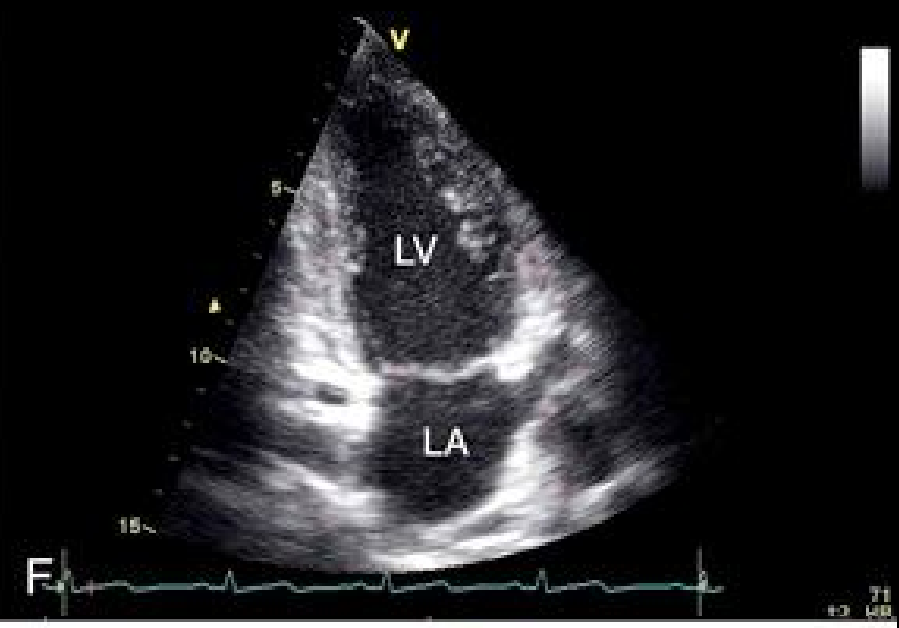
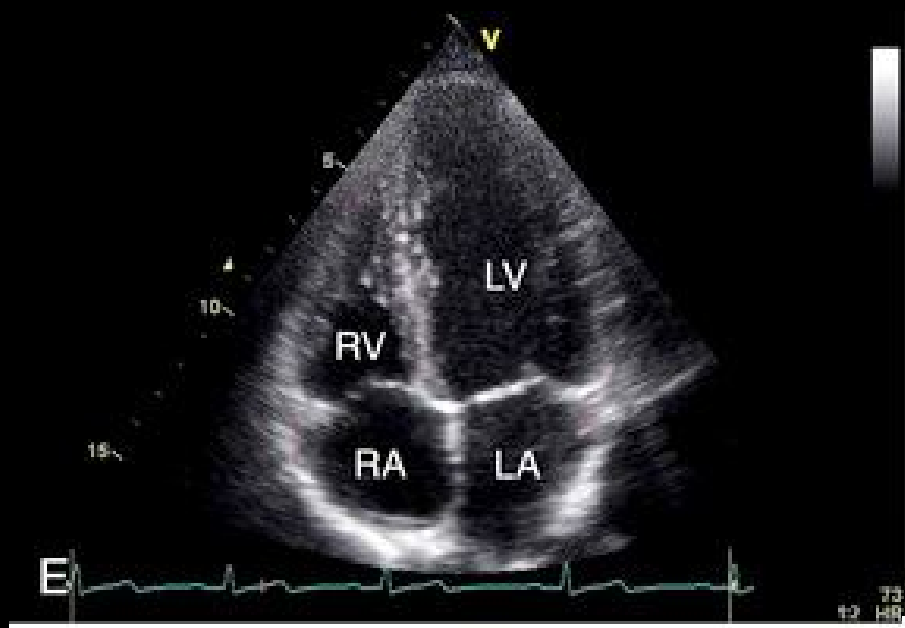


Déphasage

Commutation



Echocardiogram: vues apicales (E,F,G) + petit axe (D)



Map 3
170dB/C 4
Persist Med
2D Opt:Res
Fr Rate:Max
XRes™

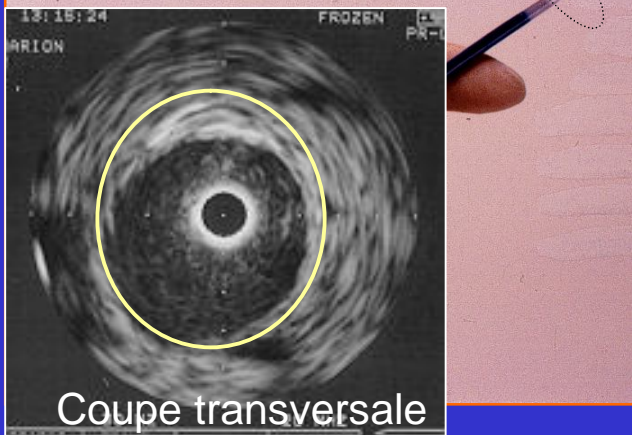


Sac gestationnel

Sondes endocavitaires



Sonde endoartérielle



Coupe transversale

Se rapprocher d'organes difficiles d'accès, ou de petite taille ...

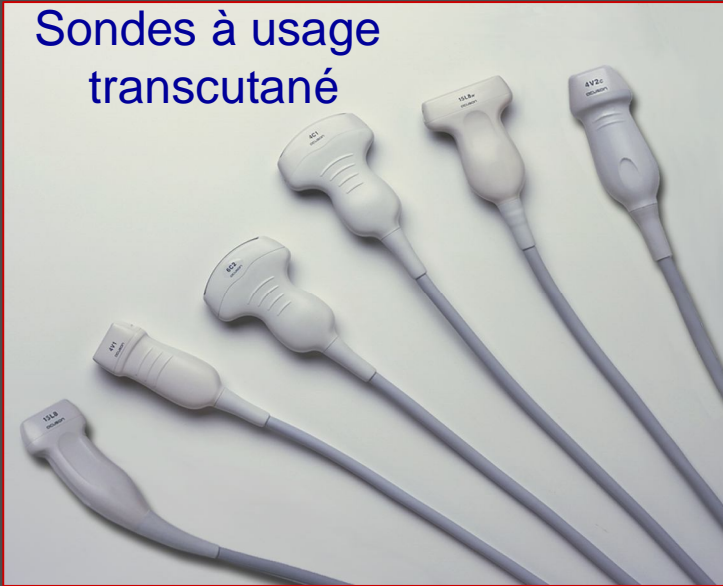
Map 3
170dB/C 3
Persist Med
2D Opt:Res
Fr Rate:Max
XRes™



11e semaine plexus choroides, trophoblaste

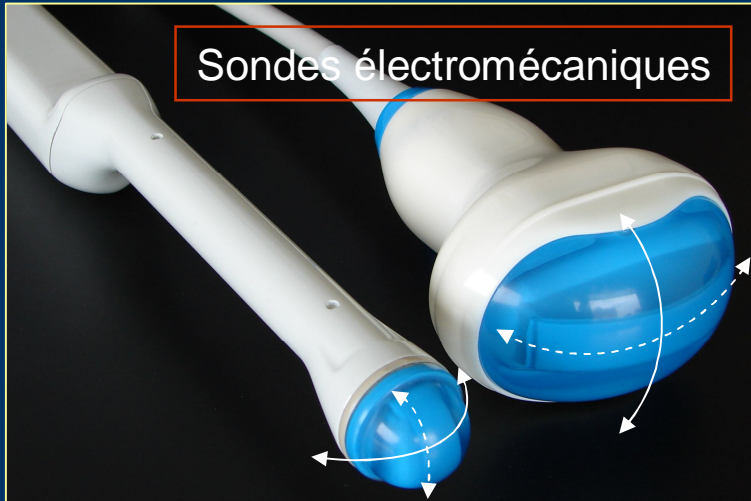
Miniaturisation des échographes

Sondes à usage
transcutané

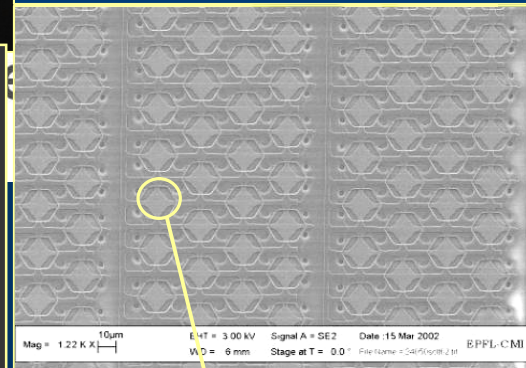
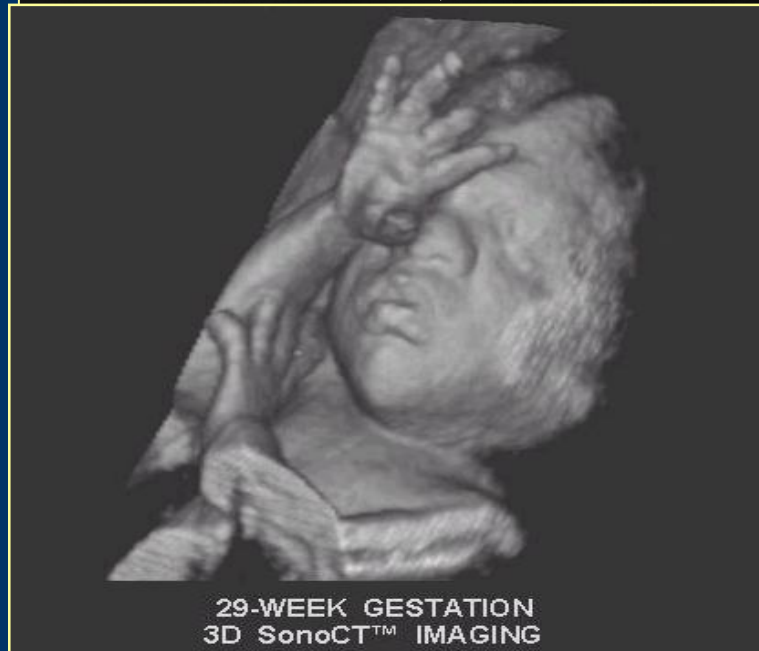
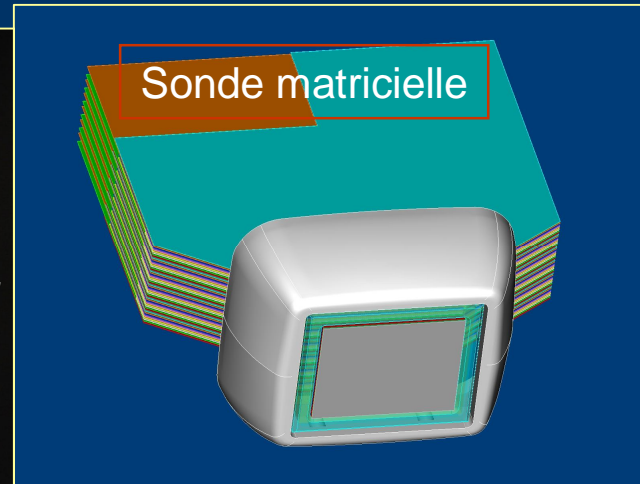


Imagerie 3D et 4D (3D + temps)

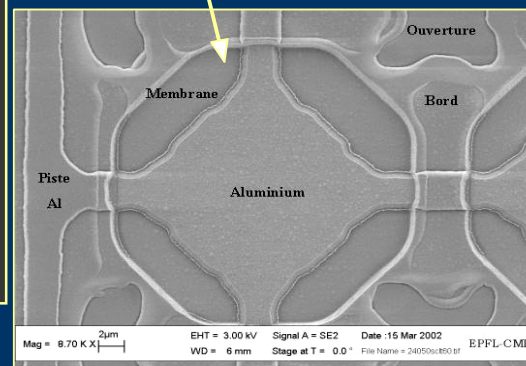
Sondes électromécaniques



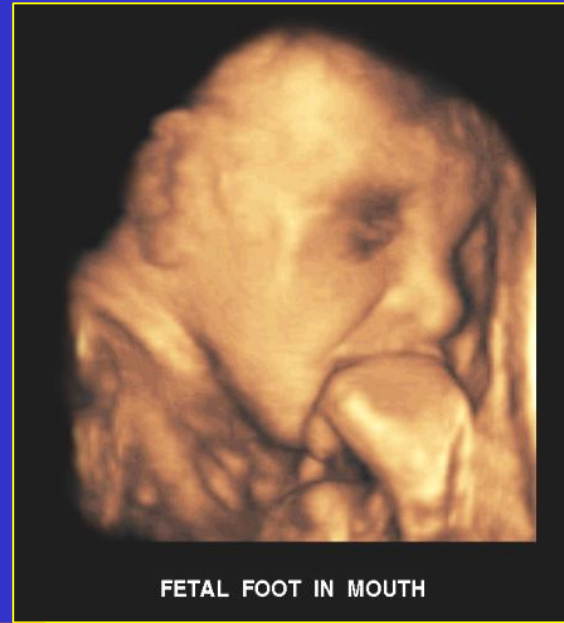
Sonde matricielle



Capteurs diélectriques
Micro-capacités
40µ en Silicium
(rétines US)



3D rendu de surface



Echocardiographie 4D (3D + temps)

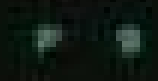
M3:0.9
114

Philips Medical
Systems
Product

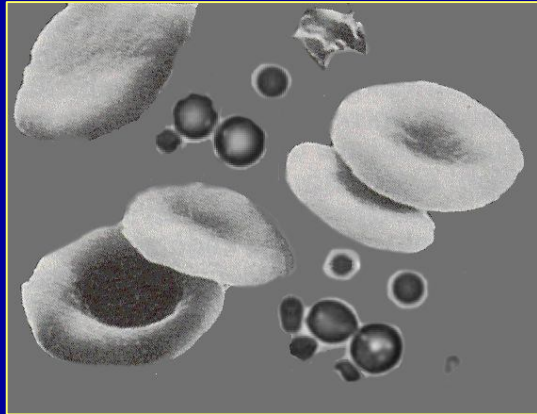
3D GAST: 50
3D COMP: 49
1200PM

16CM
19HZ

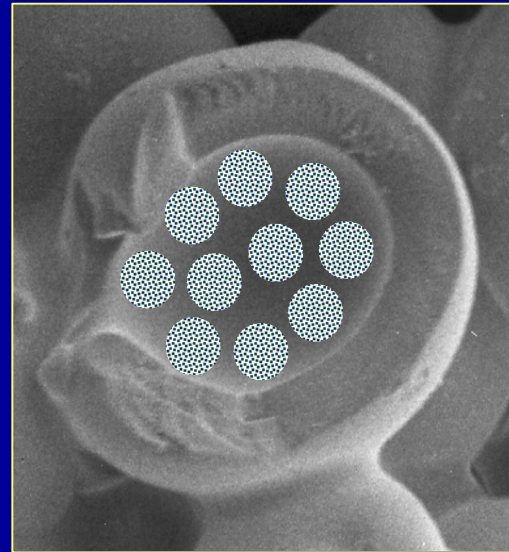
0.65
SEC



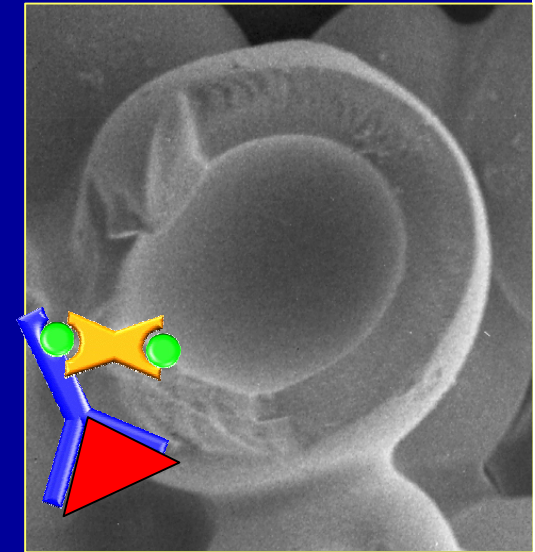
Ultrasons et microbulles



**Albumine, lipides,
polymères**



**Imagerie et transport
de principes actifs**



Ciblage



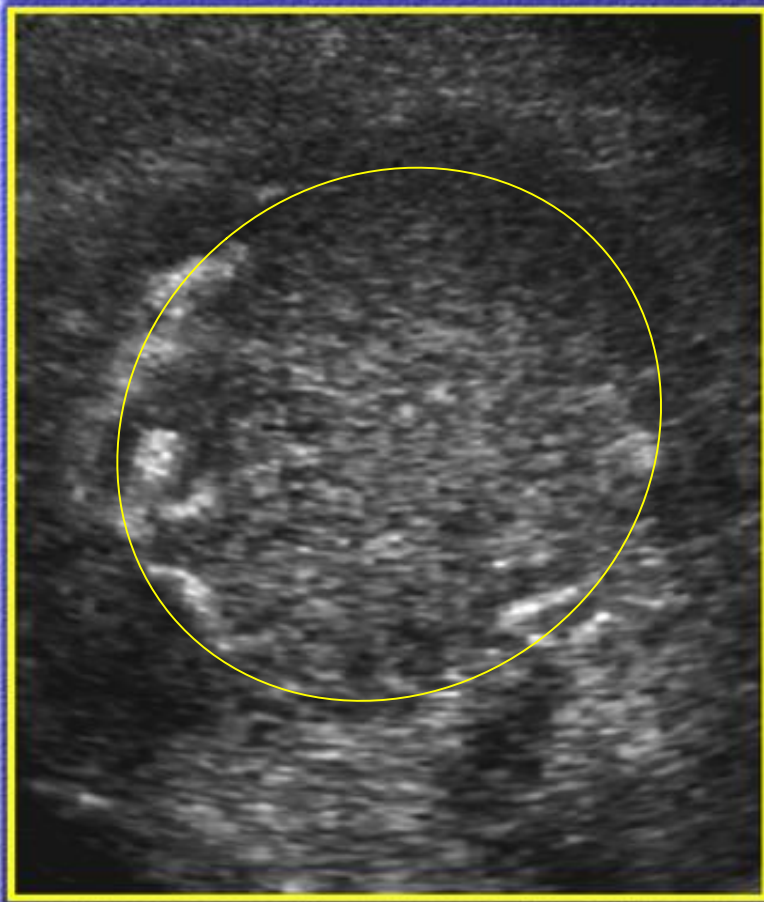
- 1-Imagerie de contraste, perfusion
- 2-Transport et libération de médicament
- 3-Sonoporation membrane cellulaire (gène/médicaments)



Microbulles et vascularisation du rein

Contraste ultrasonore par injection de microbulles

Tumeur vasculaire du foie



Contrast enhanced US

34 SEC

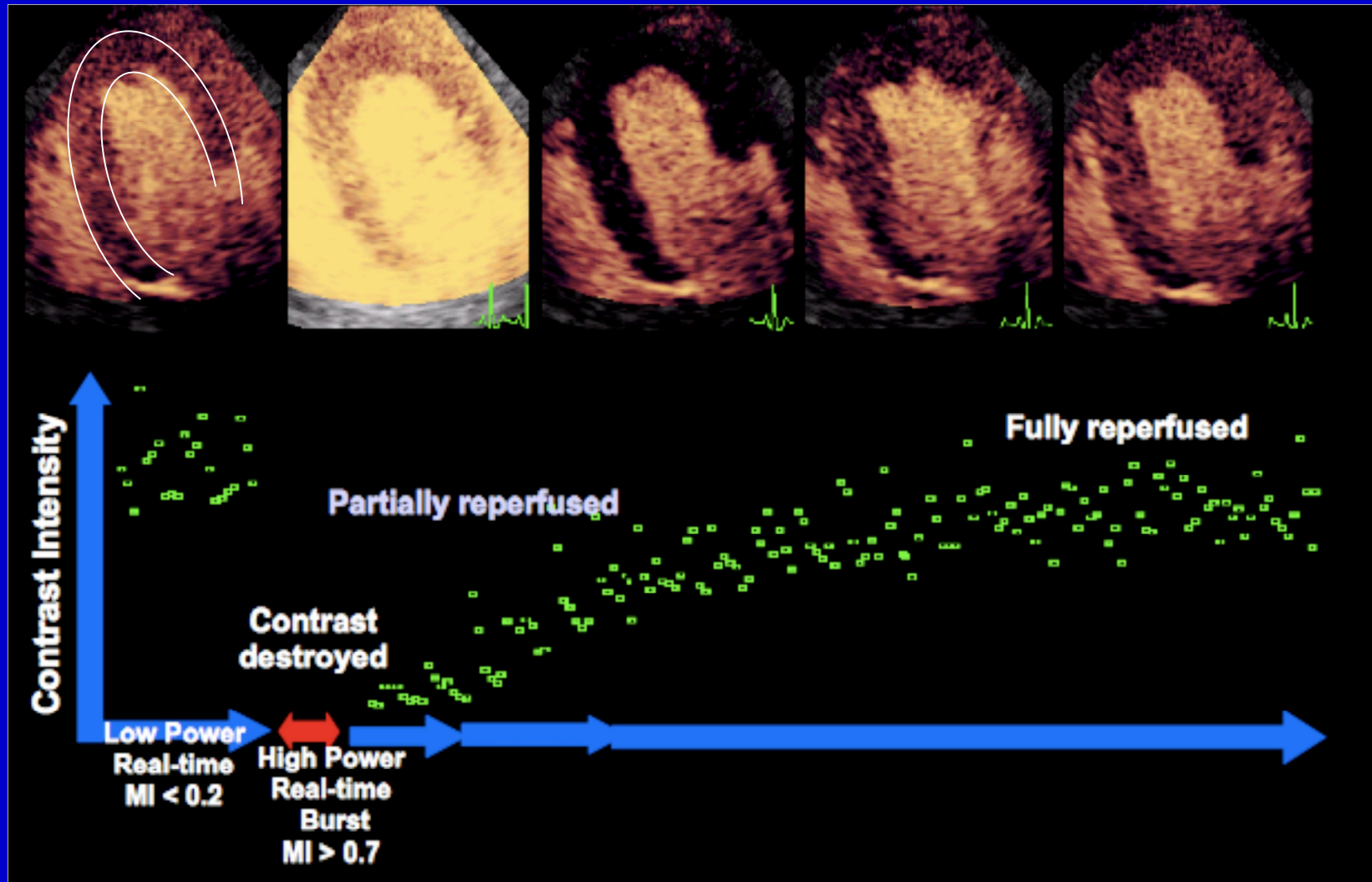
Temps après injection IV
des microbulles



Contrast enhanced US

40 SEC

Vg et myocarde - Microbulles : destruction/reperfusion



Echocardiographie de contraste destruction/reperfusion de microbulles

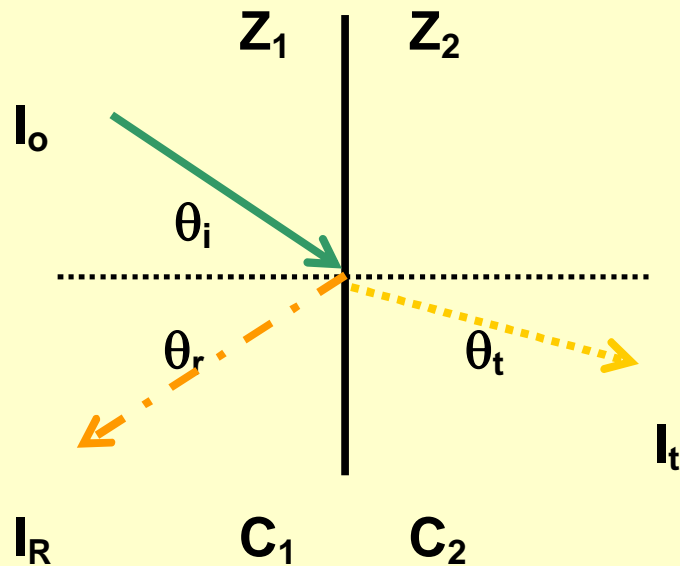


PARAMETRES IMPORTANTS

- **Diagramme de rayonnement des capteurs**
- **Résolution axiale et longitudinale**
 - Focalisation**
 - Lobes latéraux**
 - Epaisseur du plan de coupe**
- **Propagation: réflexion, diffusion, atténuation**
 - Réflexion spéculaire**
 - Speckle**
- **Imagerie Harmonique**
- **Caractérisation tissulaire**
- **Artéfacts**

PARAMETRES ULTRASONORES

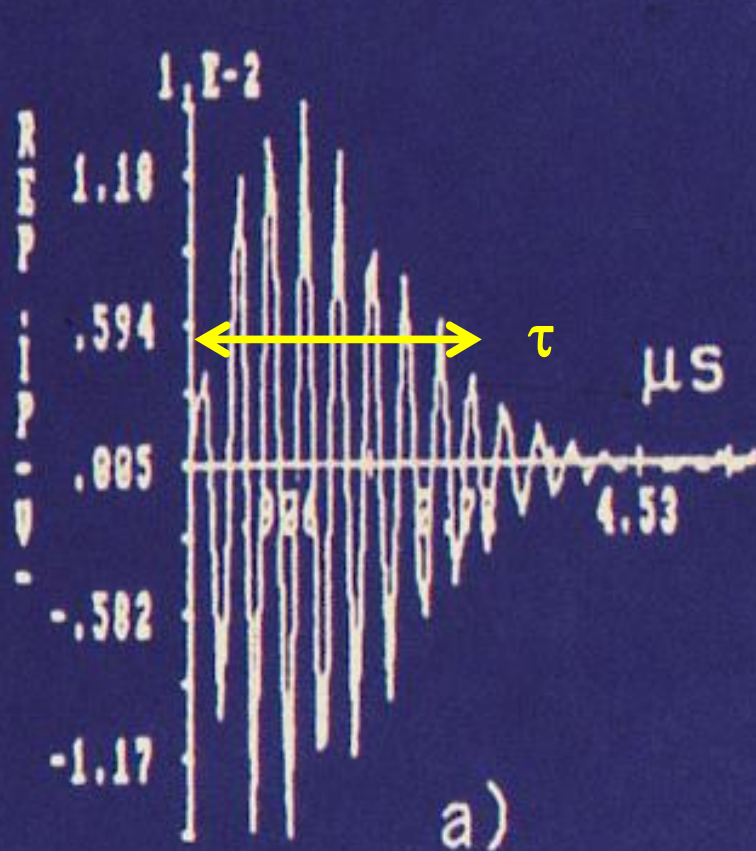
- Fréquence ultrasonore $F \cong 2 - 40 \text{ MHz}$
- Vitesse de propagation $C = 1540 \text{ m/s} = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$
- Longueur d'onde $\lambda = \frac{C}{F} \text{ (0,75 mm - 0,037mm)}$
- Impédance acoustique $Z = \rho \cdot c$
- Coefficient de réflexion en énergie: $R = \frac{I_R}{I_o} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$



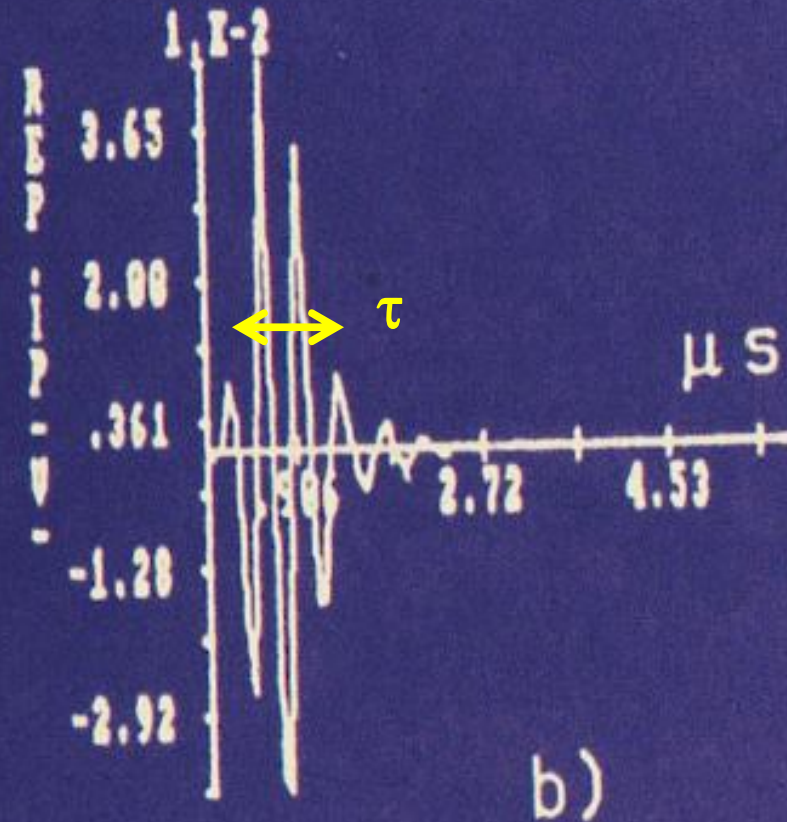
Résolution axiale : $\frac{1}{2}$ longueur de l'impulsion mécanique d'émission

Résolution axiale R_a : $c \cdot \tau / 2$

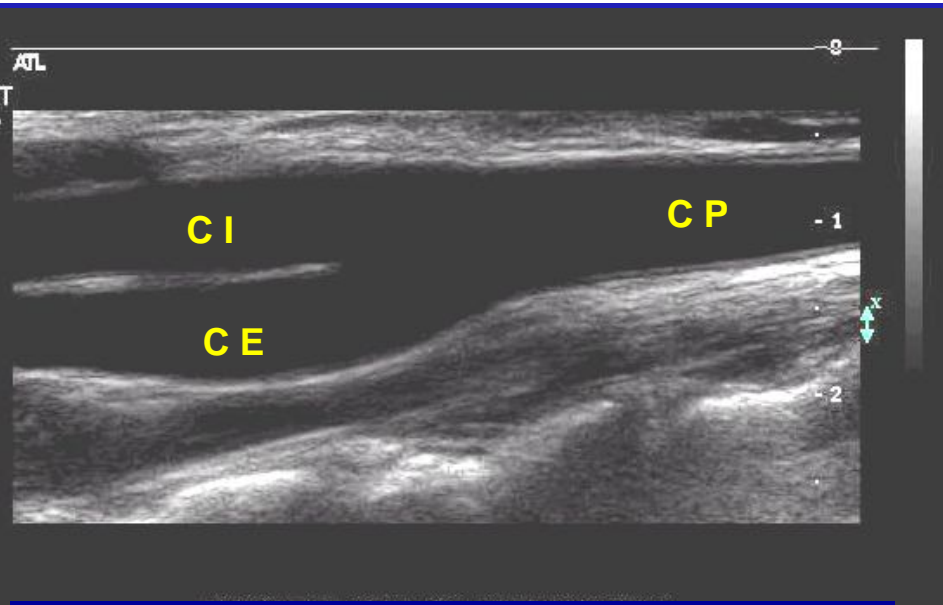
Exemple: $F=4$ MHz, si $\tau=2T=0,5 \mu\text{s}$, $\rightarrow R_a=1,5 \times 0,25=0,375$ mm



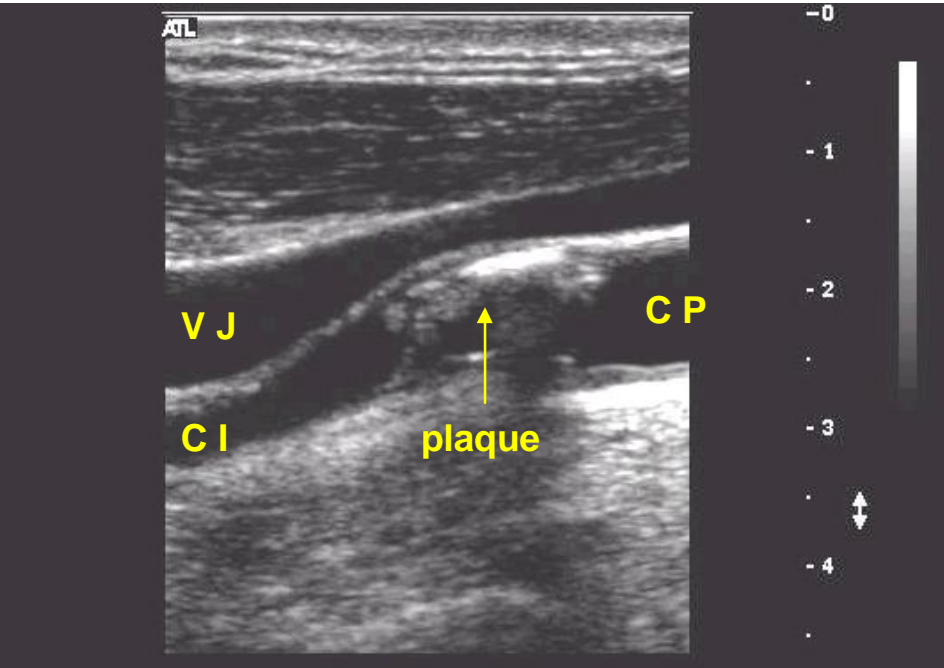
Mauvais capteur (impulsion trop longue)



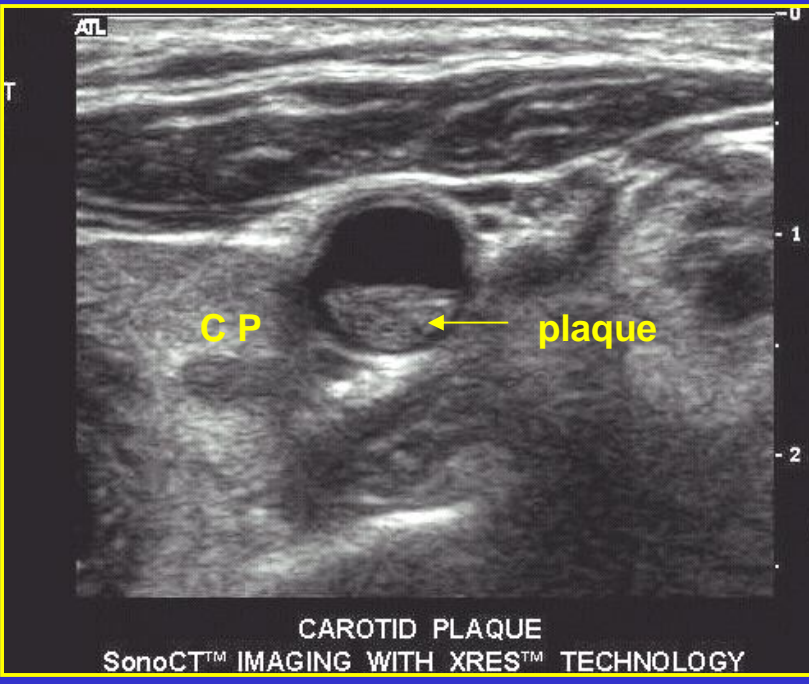
Assez bon capteur



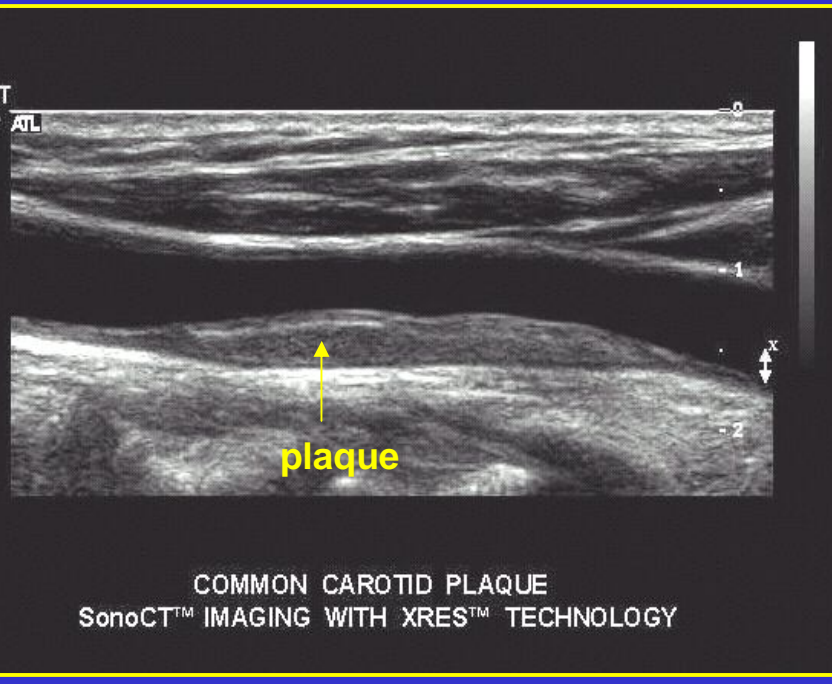
Carotides normales et pathologiques



CAROTID BULB PLAQUE

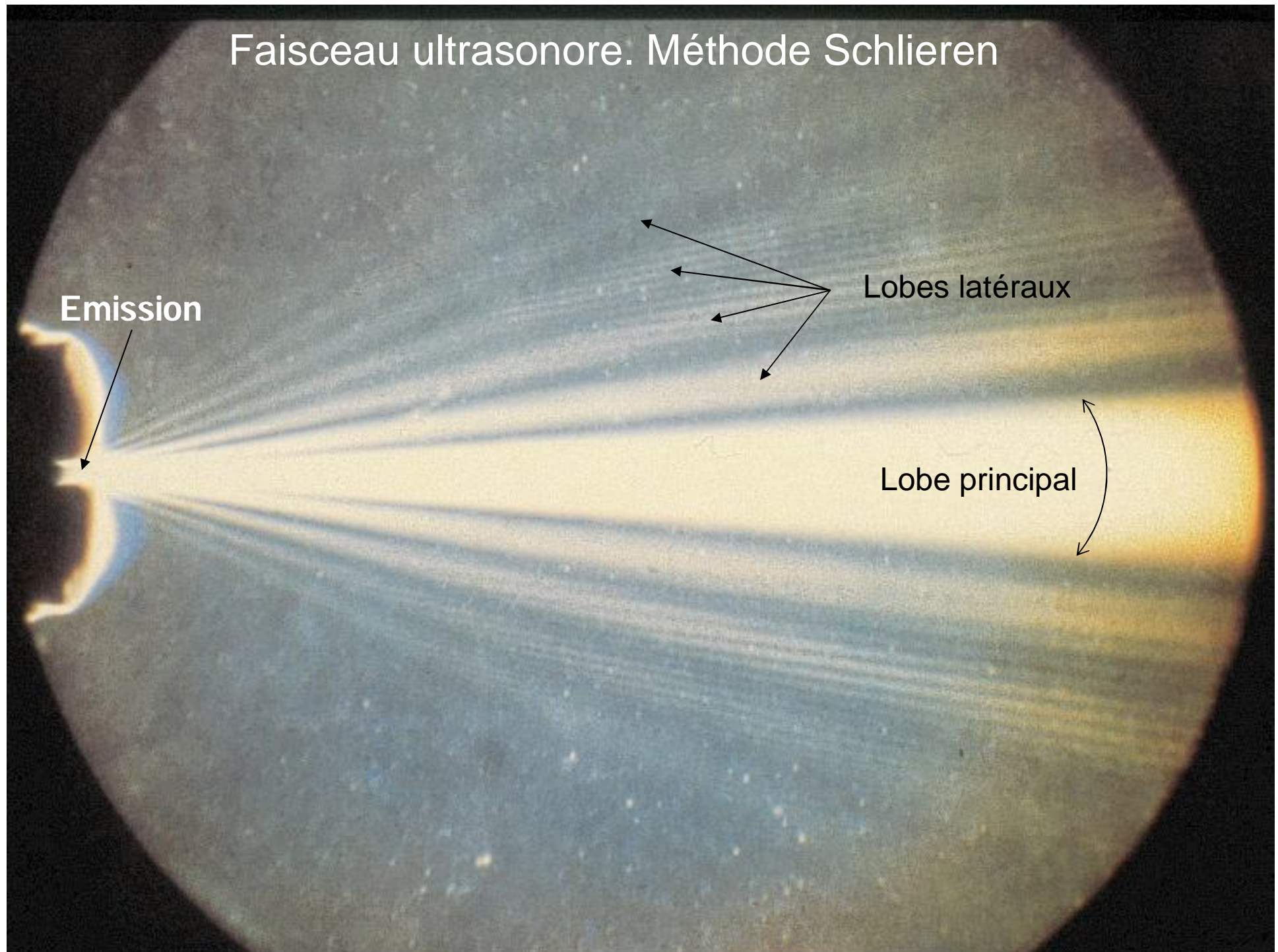


CAROTID PLAQUE
SonoCT™ IMAGING WITH XRES™ TECHNOLOGY



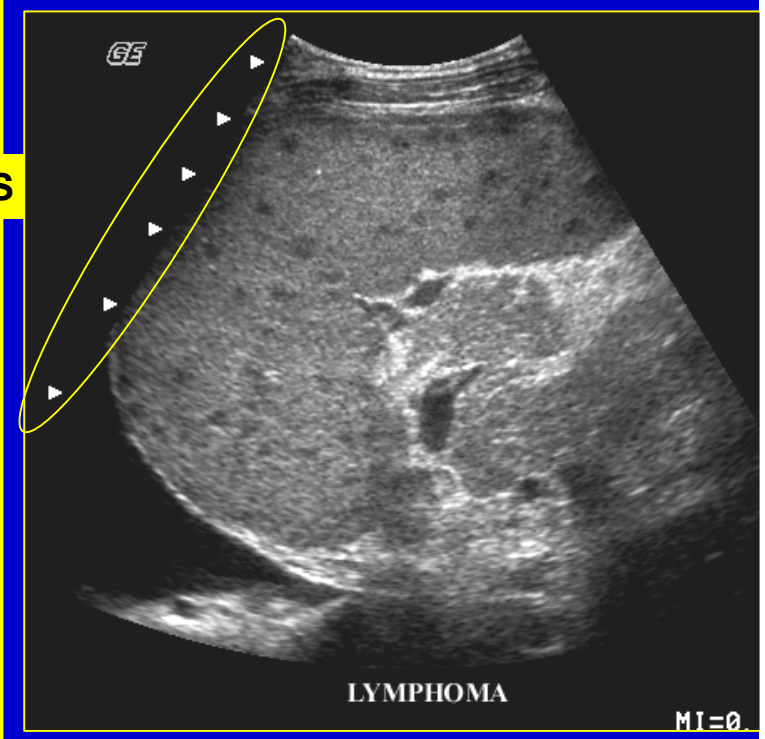
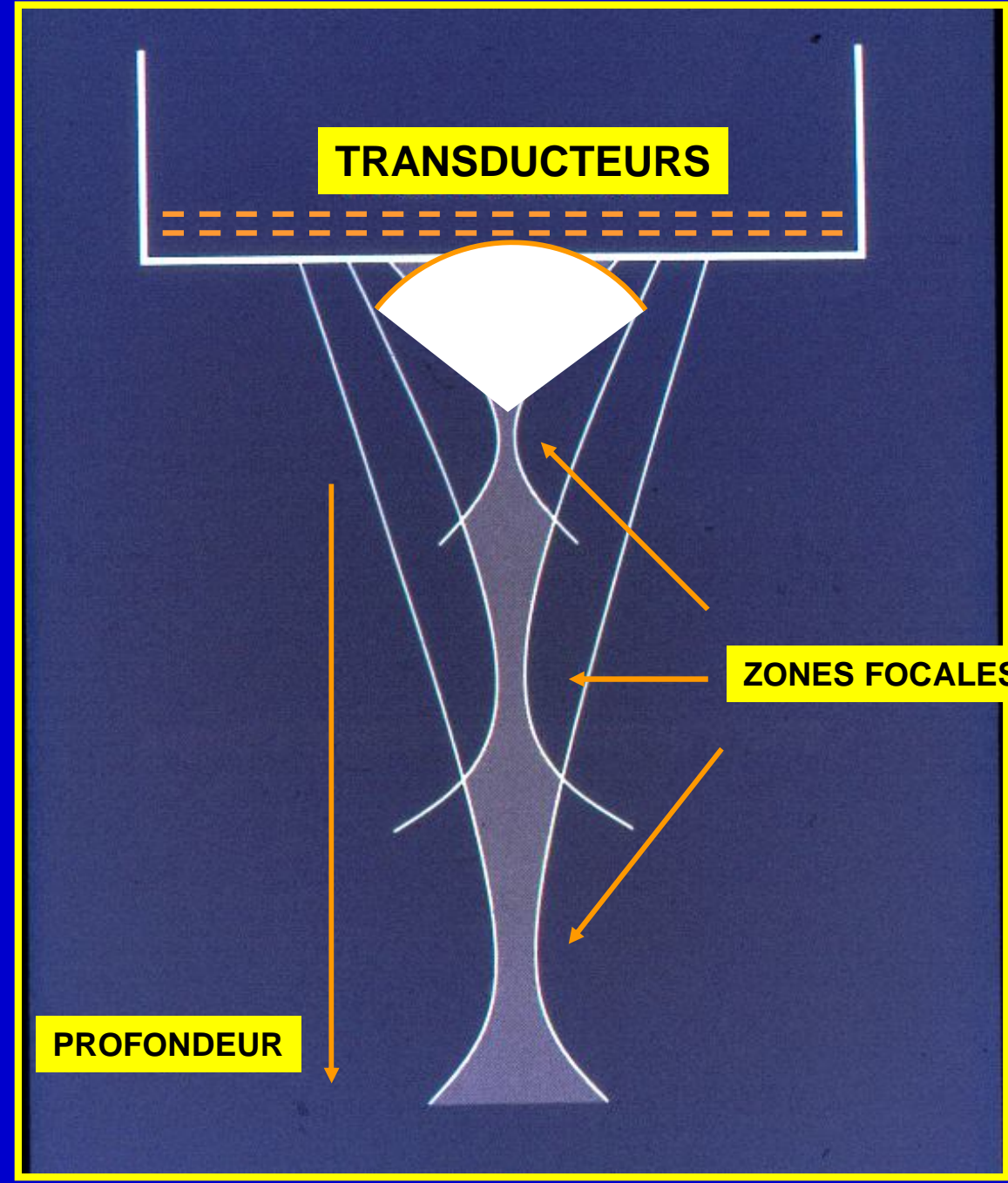
COMMON CAROTID PLAQUE
SonoCT™ IMAGING WITH XRES™ TECHNOLOGY

Faisceau ultrasonore. Méthode Schlieren

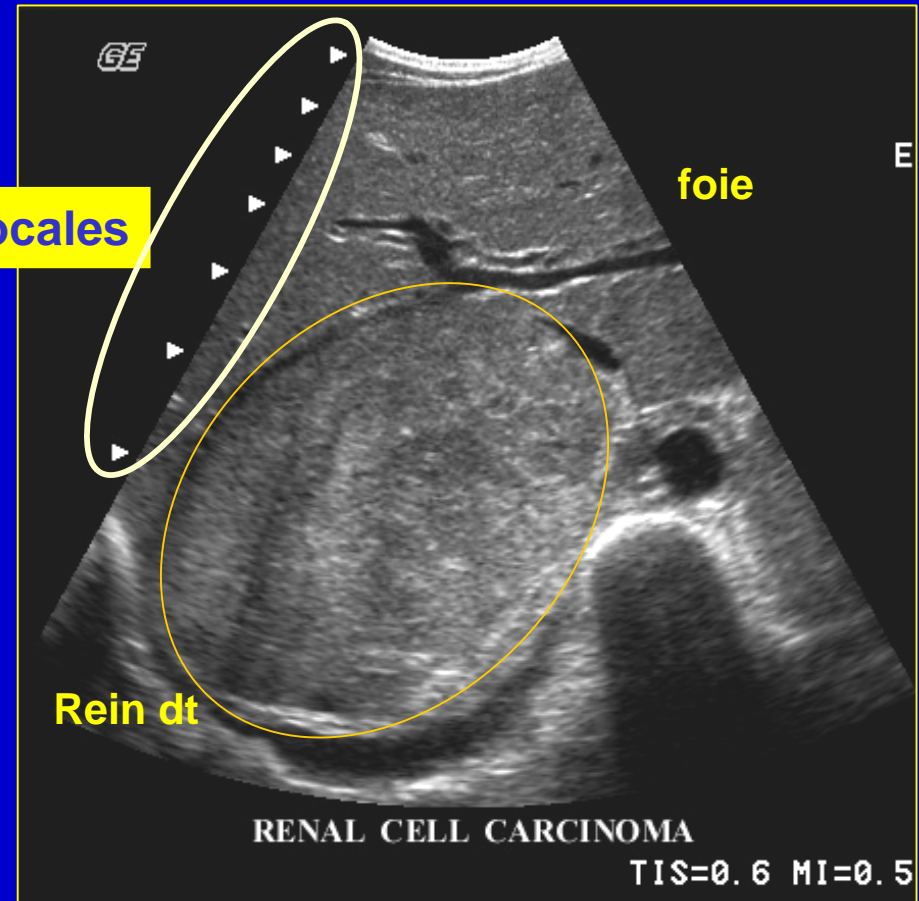
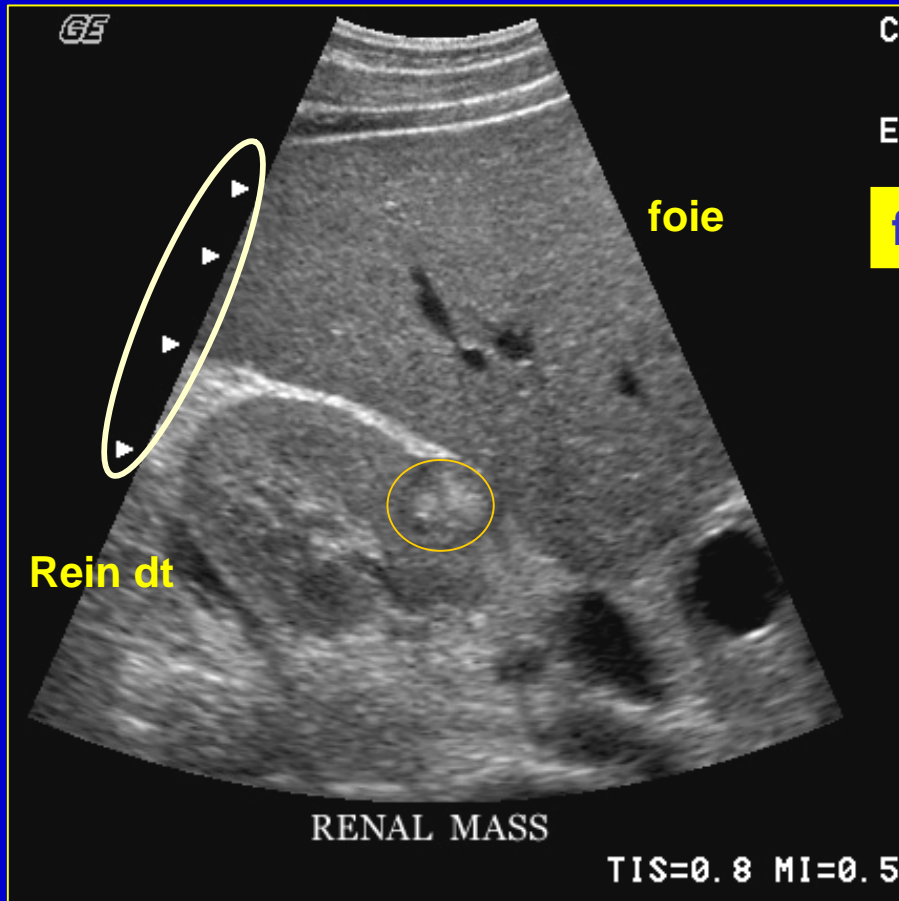


Focalisation électronique en poursuite d'échos

Résolution latérale: largeur à mi-hauteur du diagramme de rayonnement (faisceau)



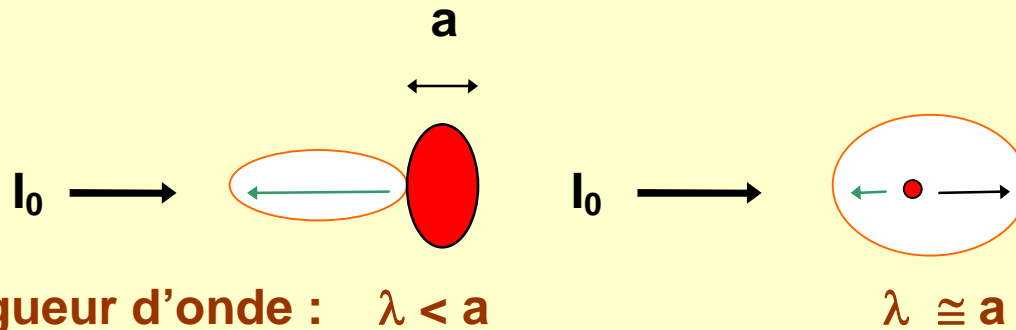
Tumeurs rénales



focales

REFLEXION / DIFFRACTION

Dépend du rapport longueur d'onde λ / dimensions de l'obstacle
⇒ diagramme de réémission



longueur d'onde : $\lambda < a$

$\lambda \cong a$

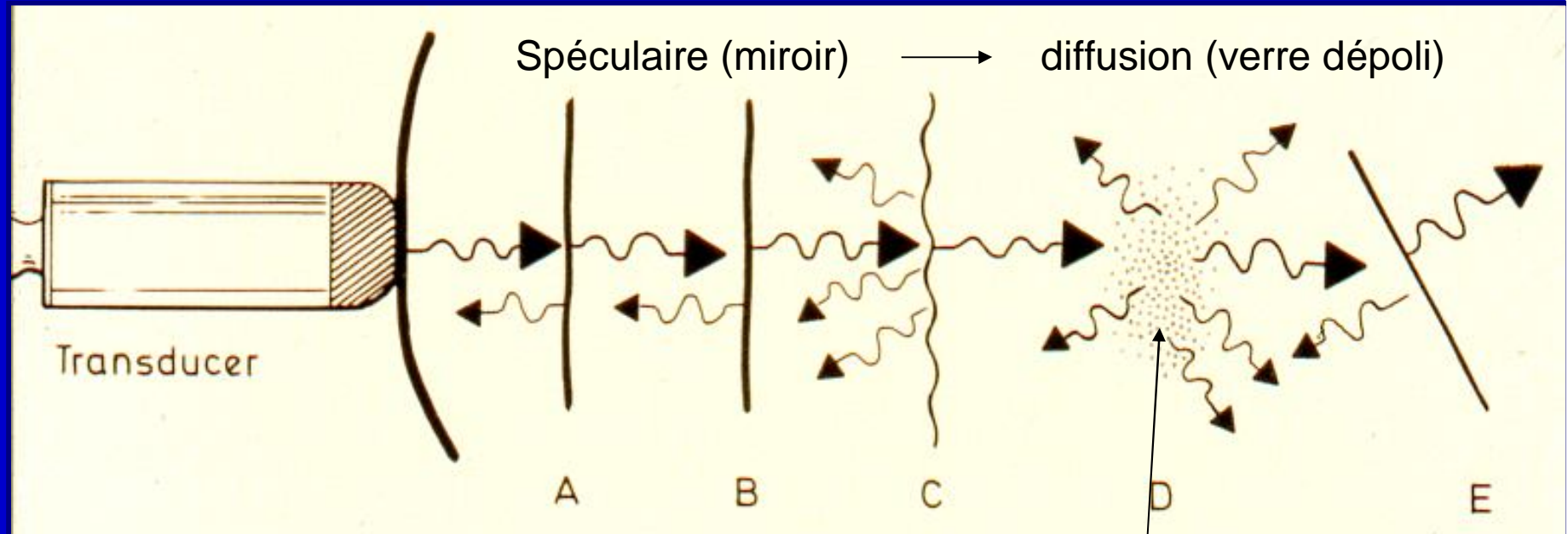
Réflexion spéculaire: structure bien individualisée (miroir plan en optique)

Speckle / diffusion: réflecteurs de taille inférieure à la longueur d'onde

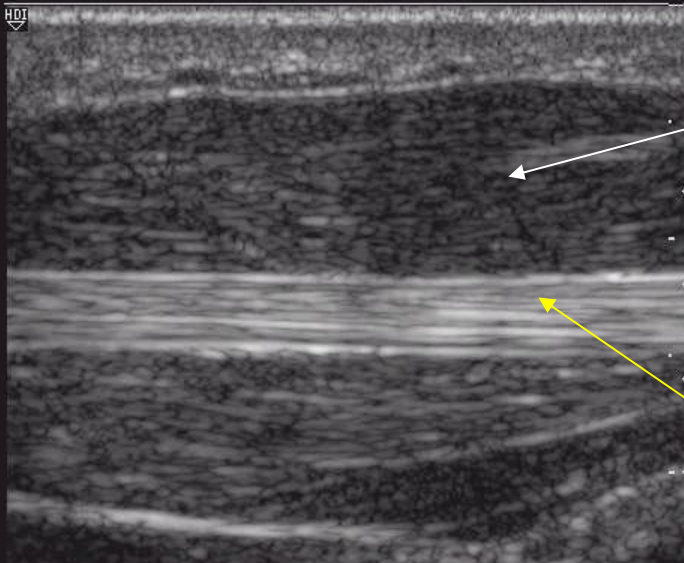
⇒ l'écho final est l'addition de plusieurs échos élémentaires (miroir dépoli en optique)

L'échographie est en pratique une forme de microscopie (étude de structures dont les dimensions sont voisines de λ)

Interaction ultrasons/milieu de propagation



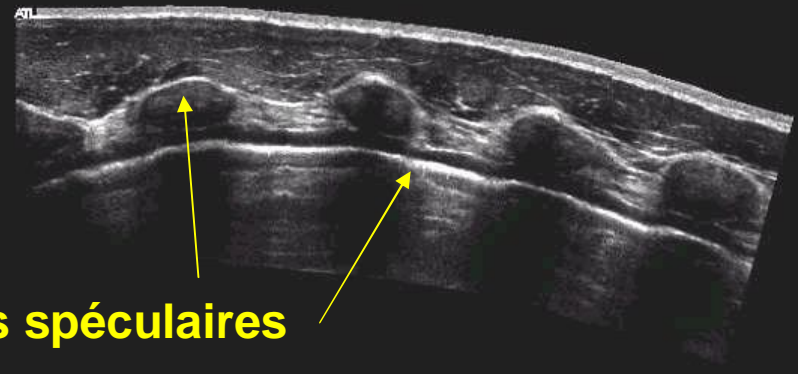
Map 3
150dB/C4
Persist Med
Fr Rate Med
2D Opt:Res



THENAR FLEXOR POLLICIS LONGUS

Map 2
170dB/C 3
2D Opt:FSCT
SonoCT

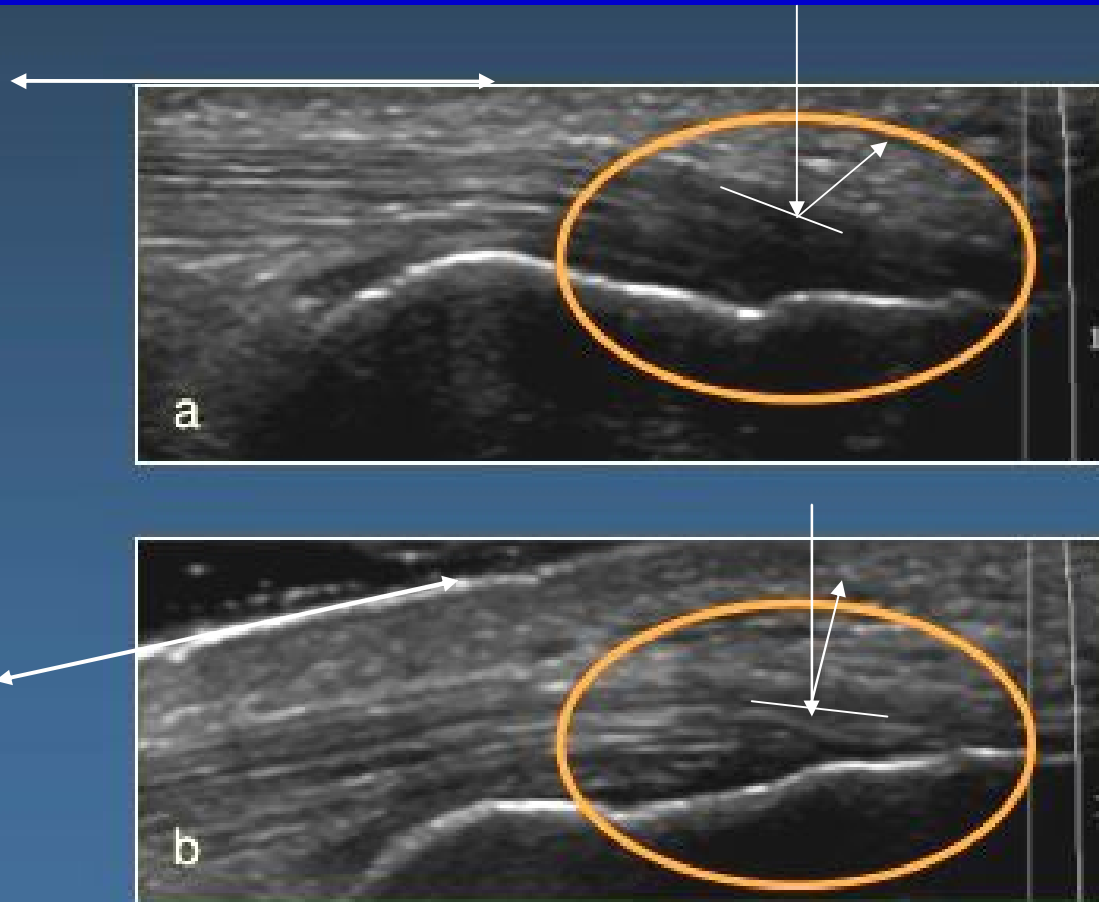
Échos de diffusion speckle



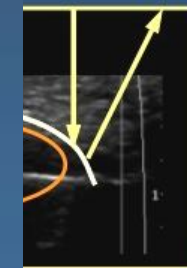
Échos spéculaires

INTERNAL MAMMARY ARTERY
PANORAMIC SonoCT™ IMAGING

→ Réflexion spéculaire
Echographie du tendon d'Achille



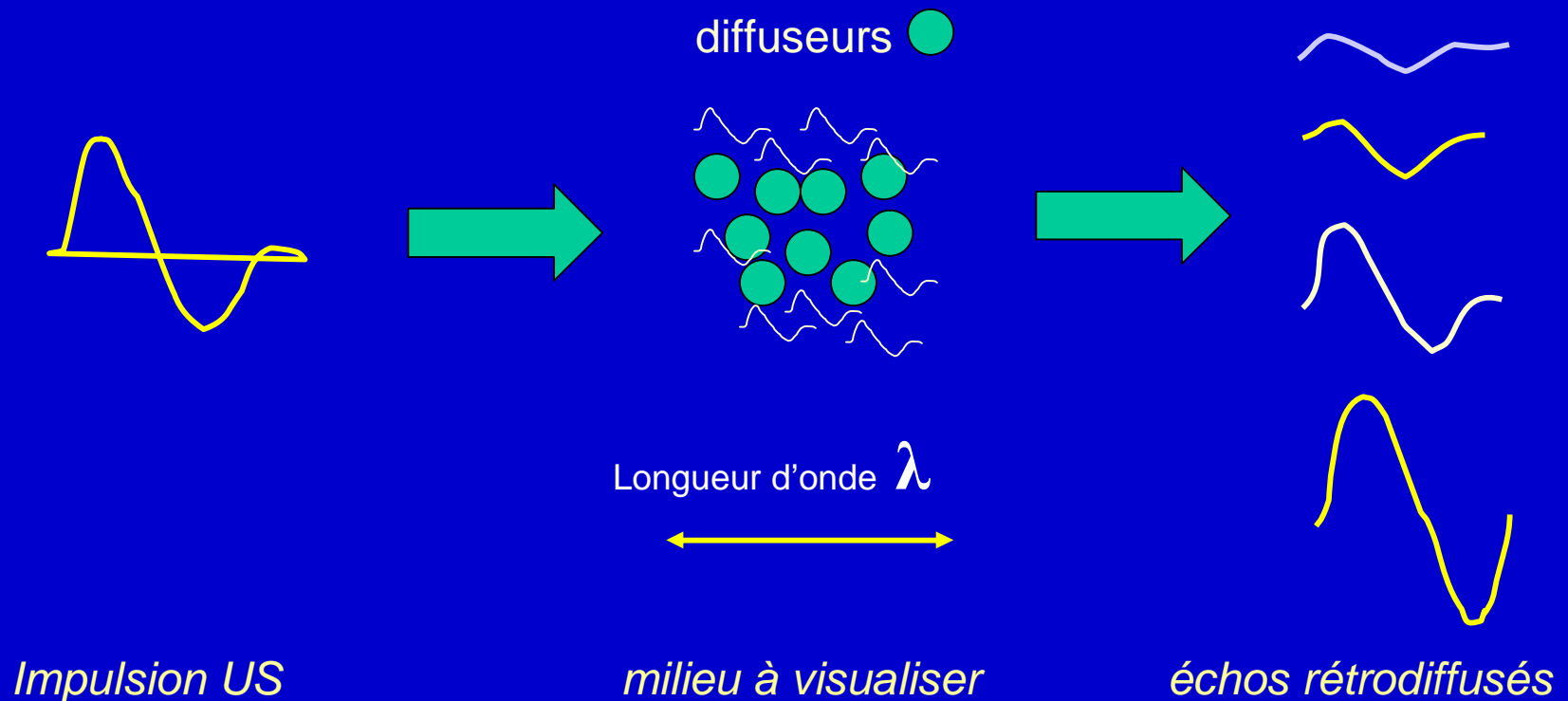
pendiculaires aux
ouvant mimer des
chogènes).
sitifs à l'échographie



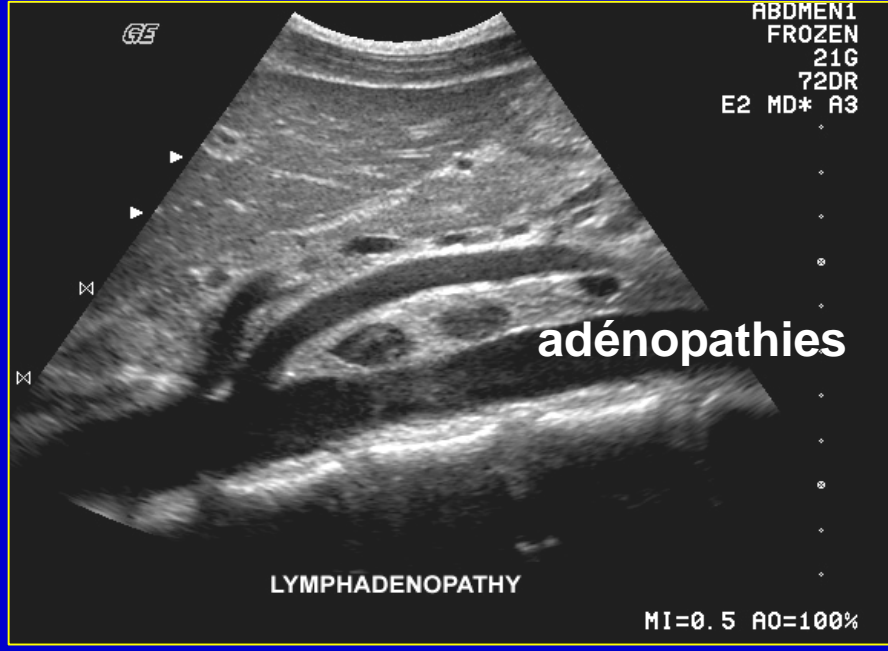
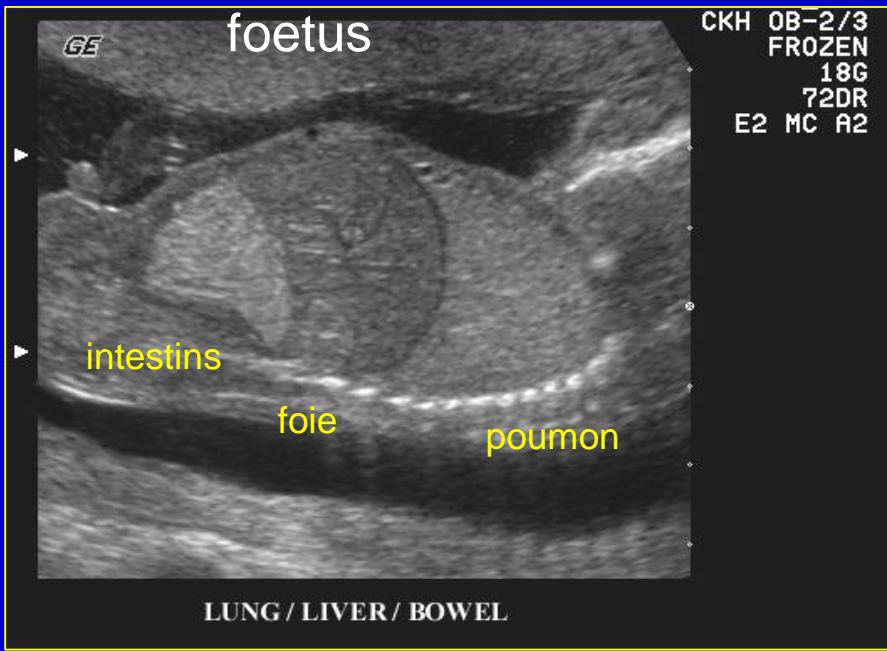
Artéfact d'anisotropie à l'enthèse du TA (a) en coupe longitudinale,
disparaissant avec l'angulation de la sonde (b)

US!
faisceau US

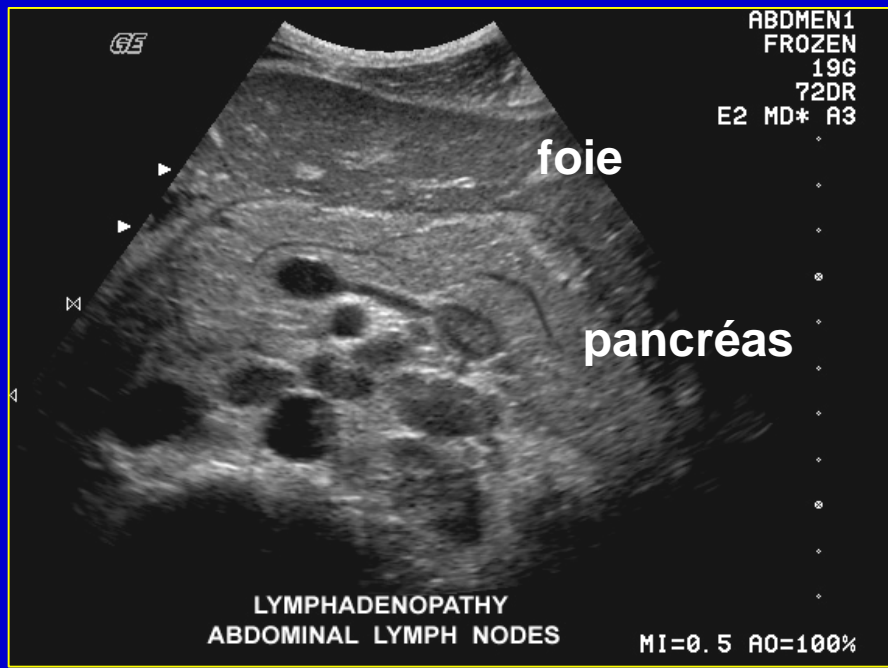
Echos de diffusion (speckle)



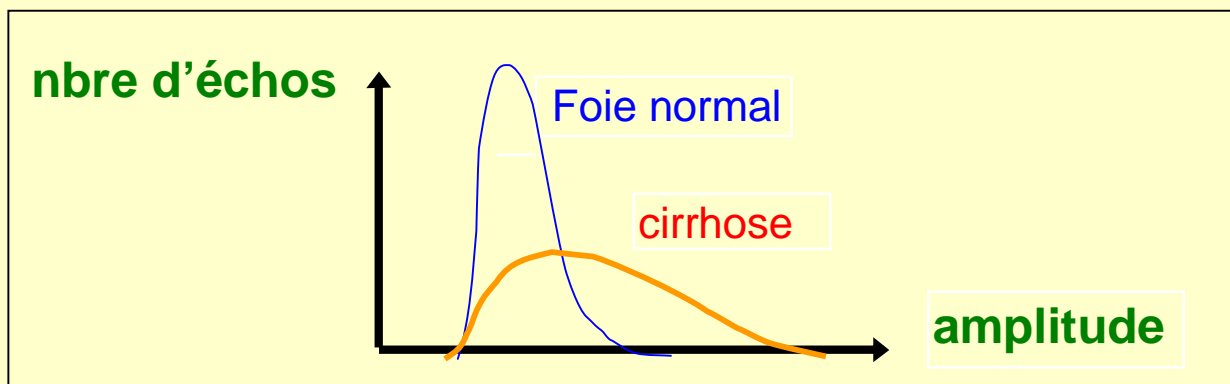
Les échos de diffusion dépendent de la longueur d'onde, donc de la fréquence ultrasonore utilisée.



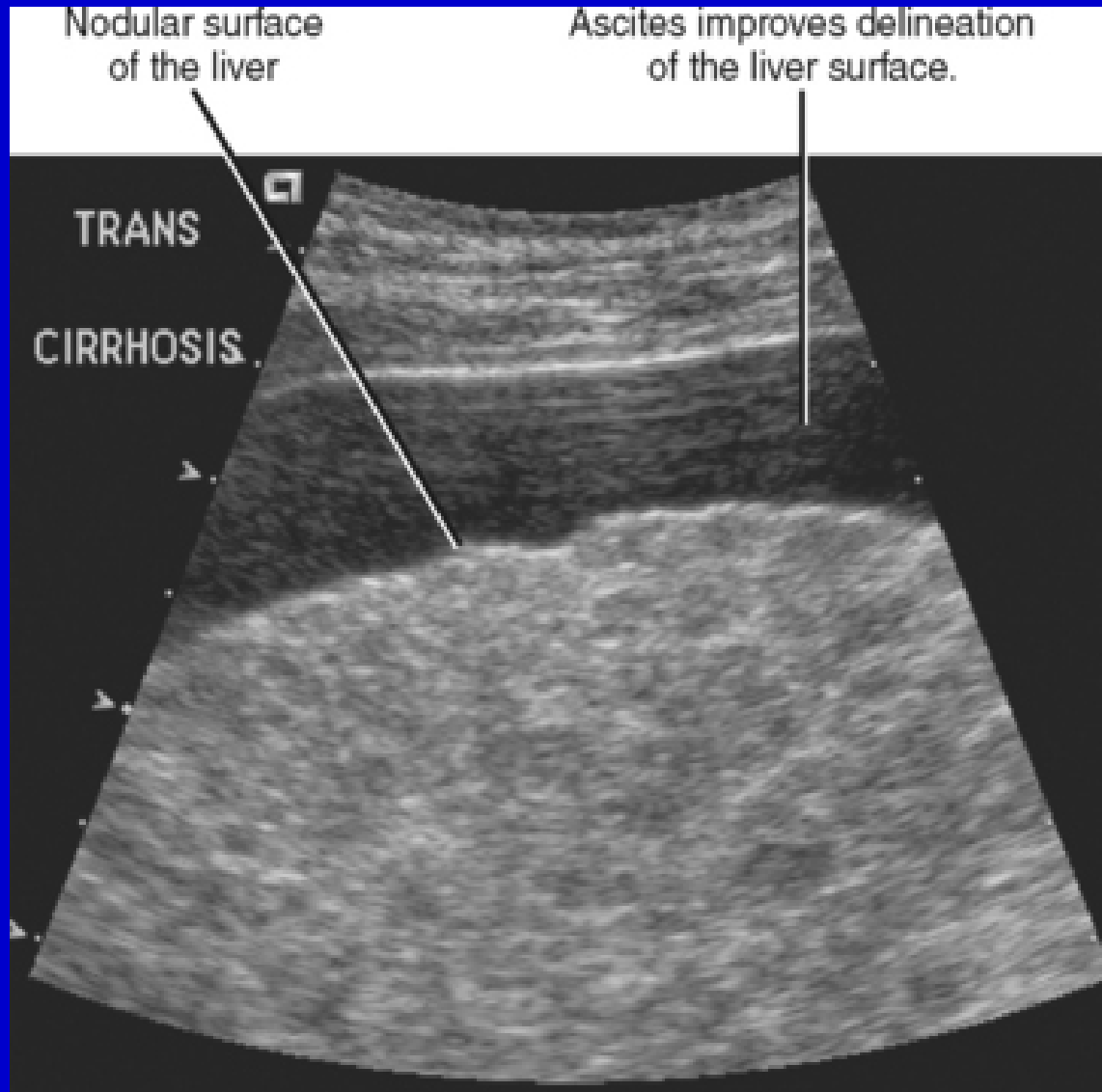
Réponses tissulaires
échographiques



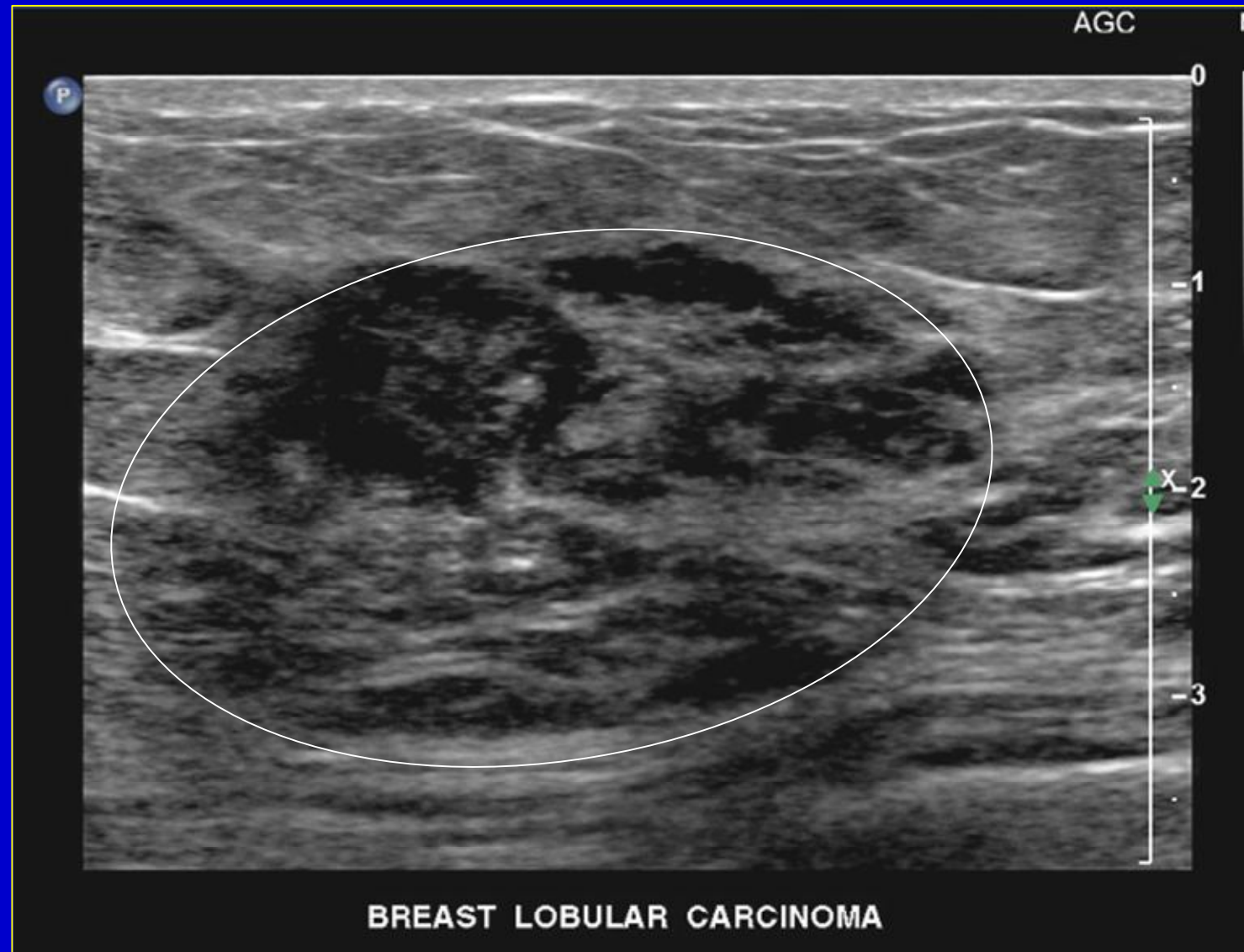
- **milieu homogène** : variations d'impédance acoustique rapides devant λ : sang, graisse, solide homogène.
- **milieu hétérogène** : nombreuses interfaces individualisées avec $Z1 \neq Z2 \neq Z3$.
- **milieu anéchogène** : pas d'énergie rétrodiffusée ou énergie de niveau constant quelle que soit la profondeur (pas d'écho individualisé)
- **milieu échogène** : nombreux échos identifiés
 - homogène = répartition uniforme des échos
 - hétérogène = répartition non uniforme des échos (dans l'espace ou en amplitude)



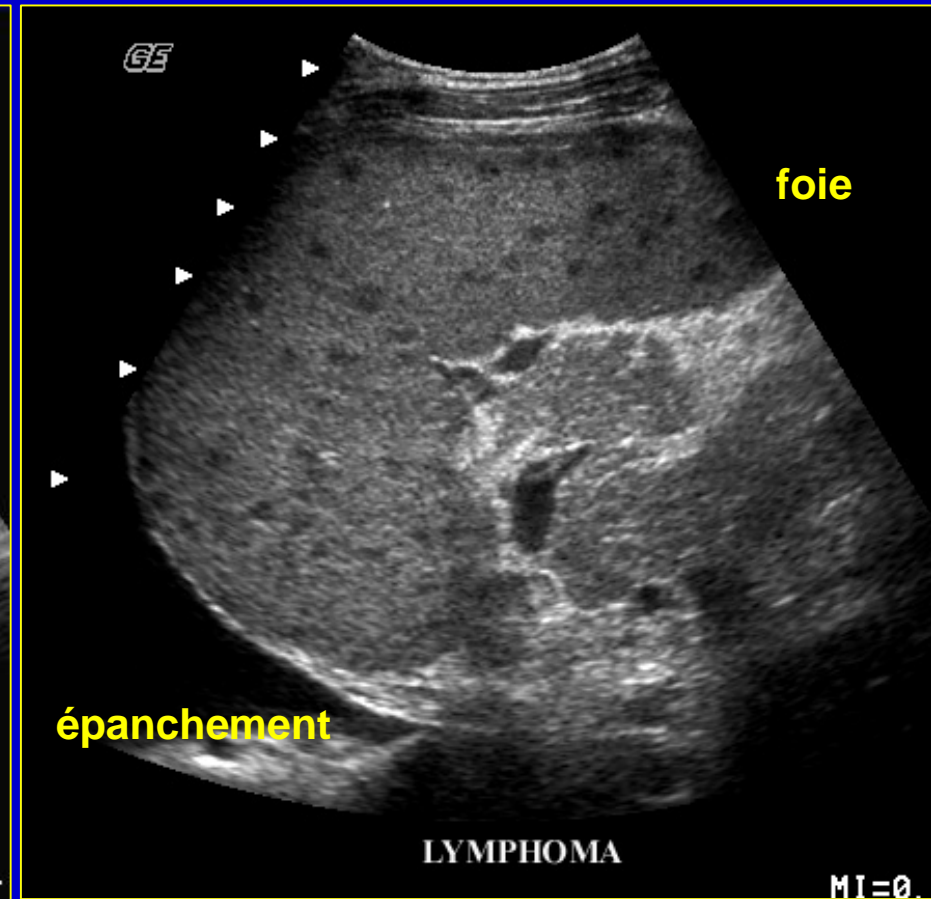
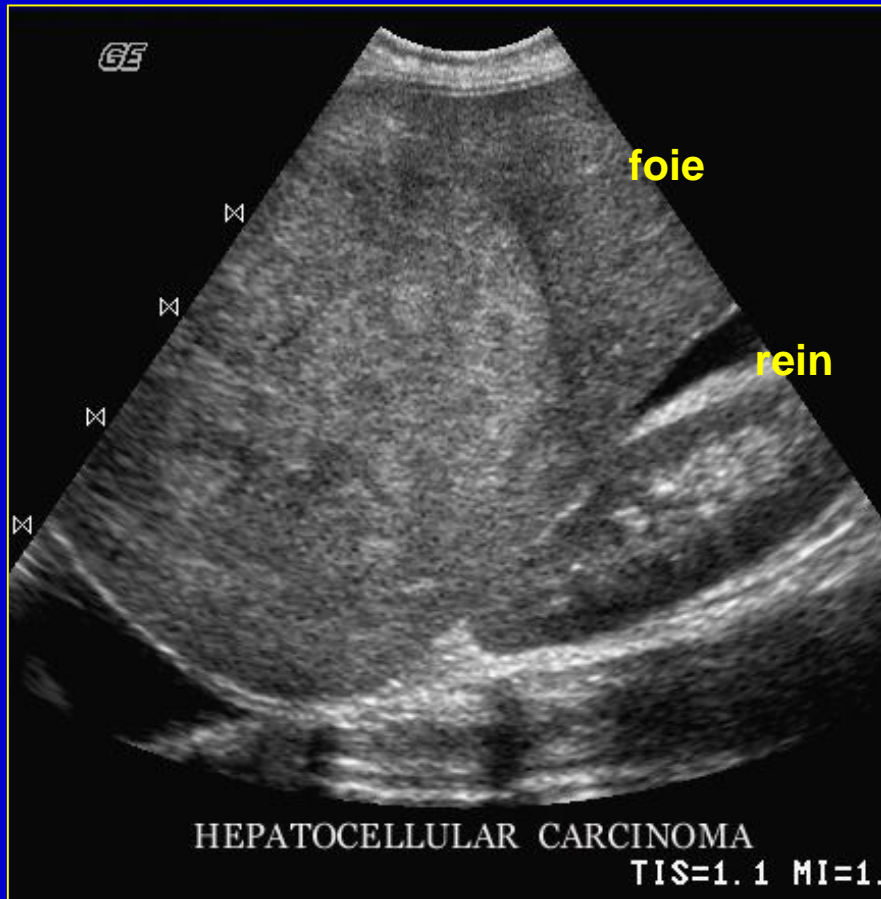
Cirrhose + ascite



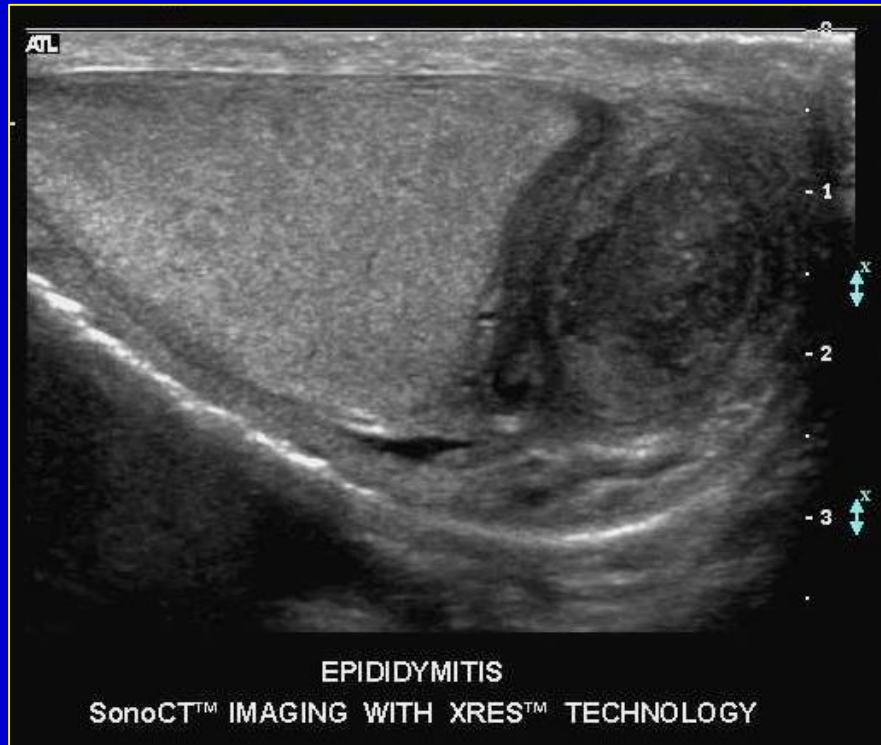
Tumeur du sein



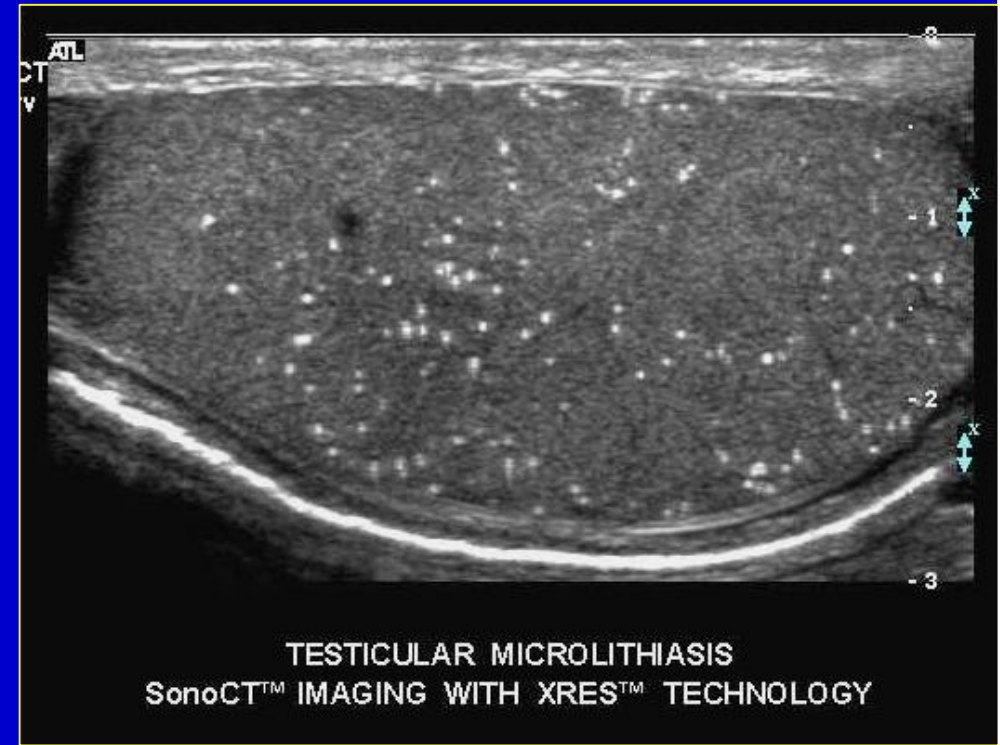
Lésions hépatiques



Epididymite



Microlithiases

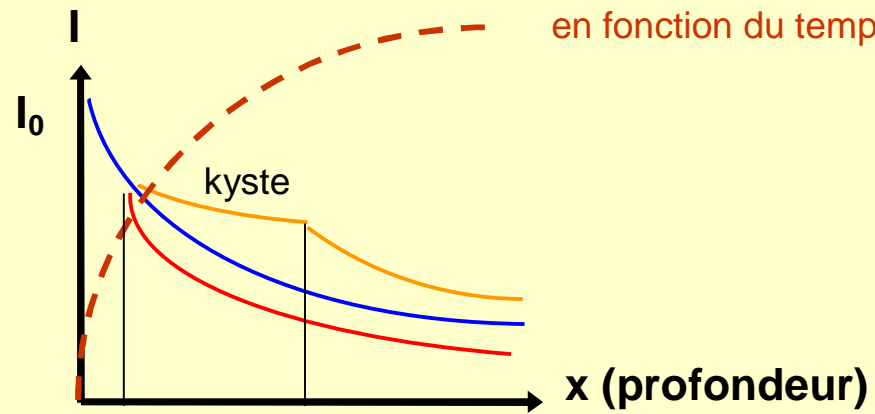


ATTENUATION

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

$$\alpha \neq \alpha_0 \cdot F$$

$$\sim 1 \text{ dB/cm/MHz}$$



Ex: $x = 10 \text{ cm}$, $F = 3 \text{ MHz}$ \rightarrow atténuation écho = $2 \times 10 \times 3 = 60 \text{ dB}$ $\rightarrow I = \frac{I_0}{1000}$



Mauvais réglage



Bon réglage

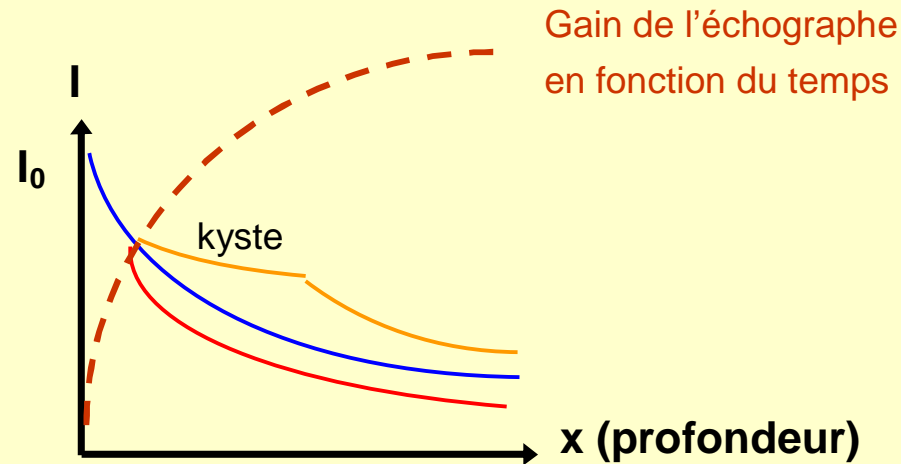


ATTENUATION

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

$$\alpha \neq \alpha_0 \cdot F$$

$$\sim 1 \text{ dB/cm/MHz}$$



Ex: $x = 10 \text{ cm}$, $F = 3 \text{ MHz}$ → atténuation écho = $2 \times 10 \times 3 = 60 \text{ dB}$ → $I = \frac{I_0}{1000}$

ECHOGENICITE ET ATTENUATION

- anéchogène
 - transparent (eau, sang)
 - atténuant (graisse,...)
- échogène
 - peu atténuant (foie)
 - atténuant (fibrome)
- très échogène
 - peu atténuant (lipomatose, hémangiome)
 - atténuant (~ lithiase)

Correction d'atténuation

La correction d'atténuation est faite globalement pour toute l'image, ce qui entraîne des différences de l'amplitude des échos d'une ligne d'exploration à l'autre à une profondeur donnée.

⇒ Attention en cas de reconstruction de plans de coupe à partir d'acquisition 3D

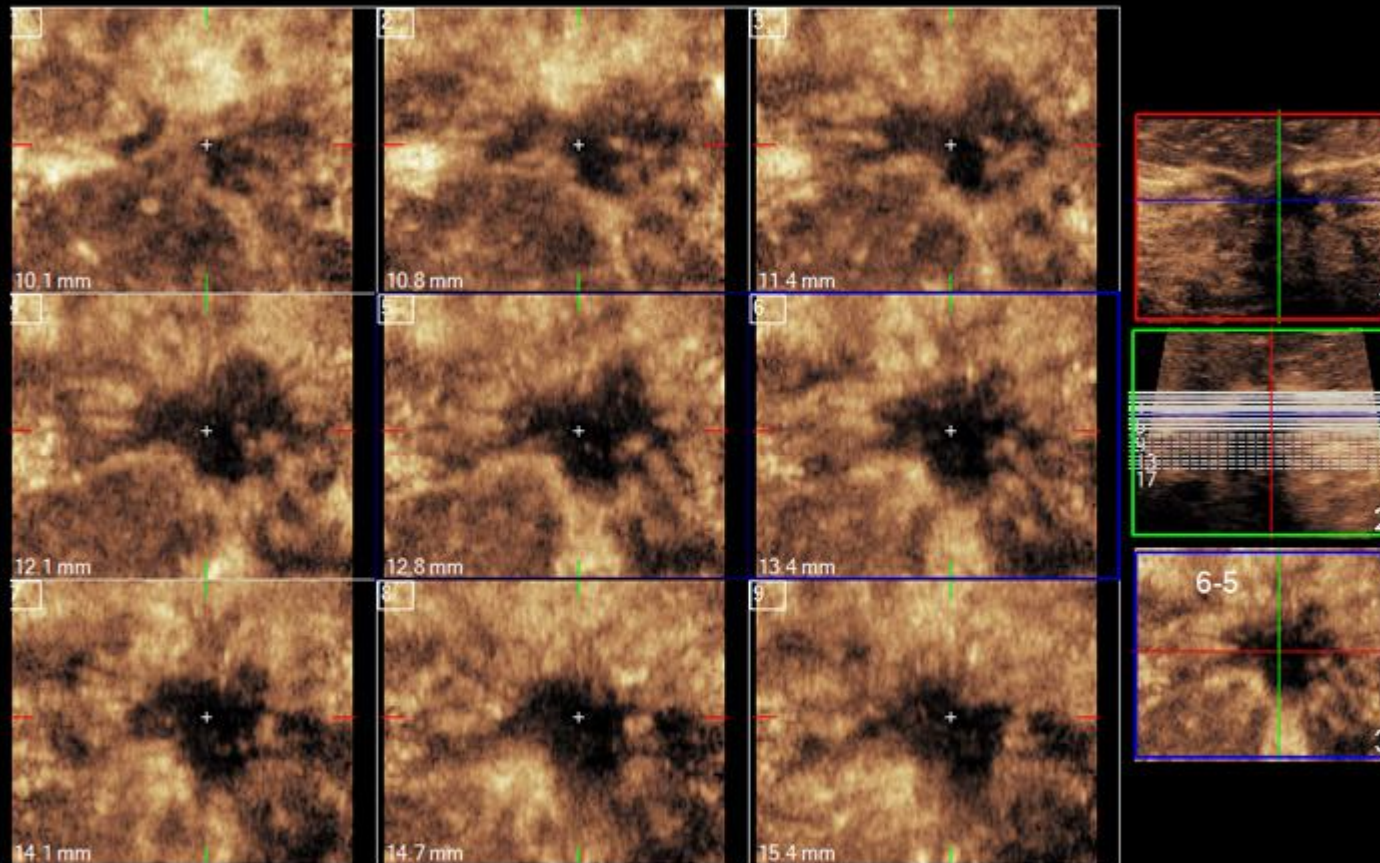
Images en mode compound

L'acquisition en mode composé (compound) peut réduire ces problèmes mais modifie la sémiologie des images (réduction des ombres acoustiques ou des renforcements postérieurs)

Masse concrécieuse du sein. Imagerie 3D

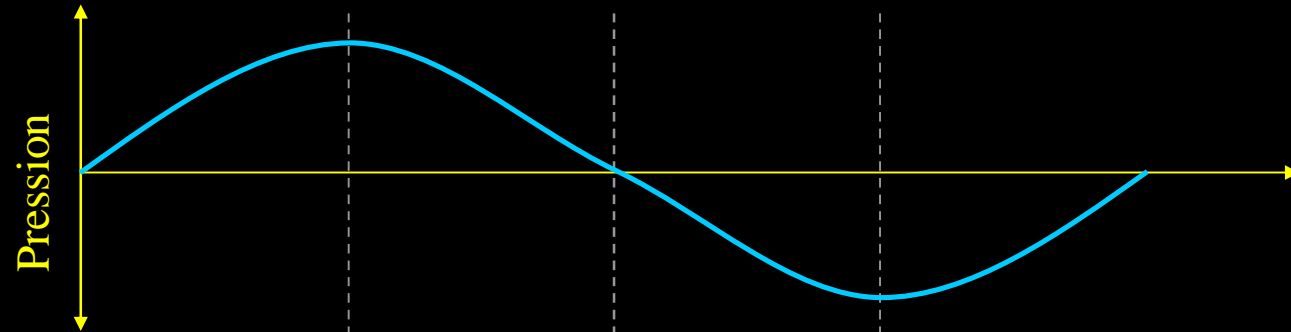
PHILIPS

Plans de coupes parallèles à la peau (mode C), à différentes profondeurs

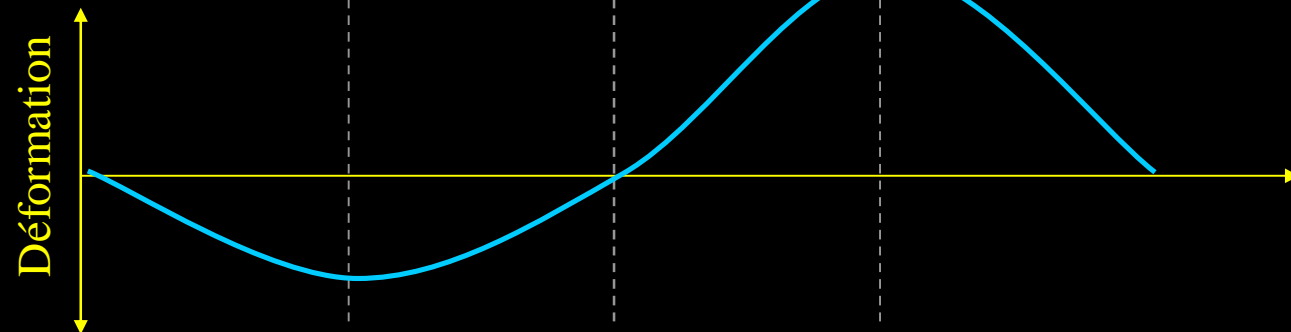
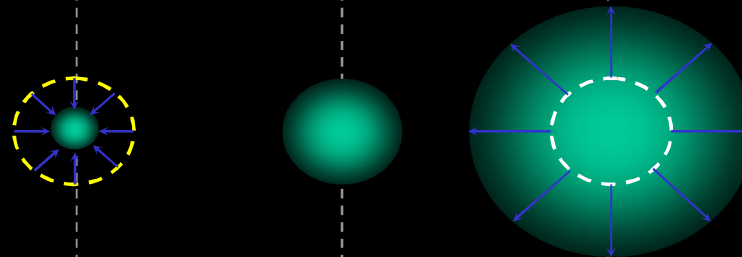


BREAST MASS
iSLICE

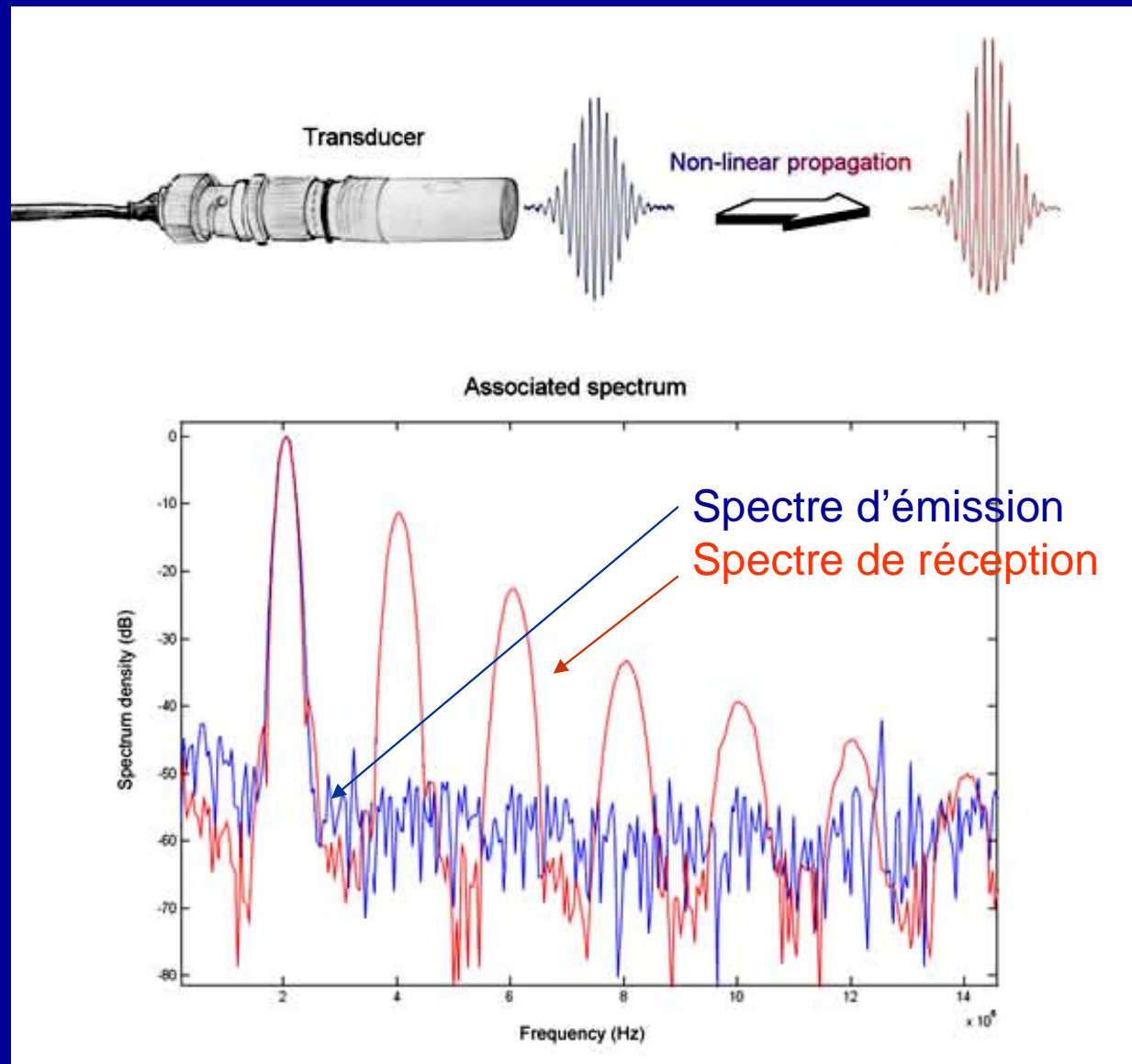
COMPORTEMENT NON LINEAIRE des μ bulles et des tissus



Si on émet à 3 MHz,
on peut détecter un signal
harmonique à 6 MHz



Génération d'harmoniques par effet non linéaire



Echocardiographie

Image originale

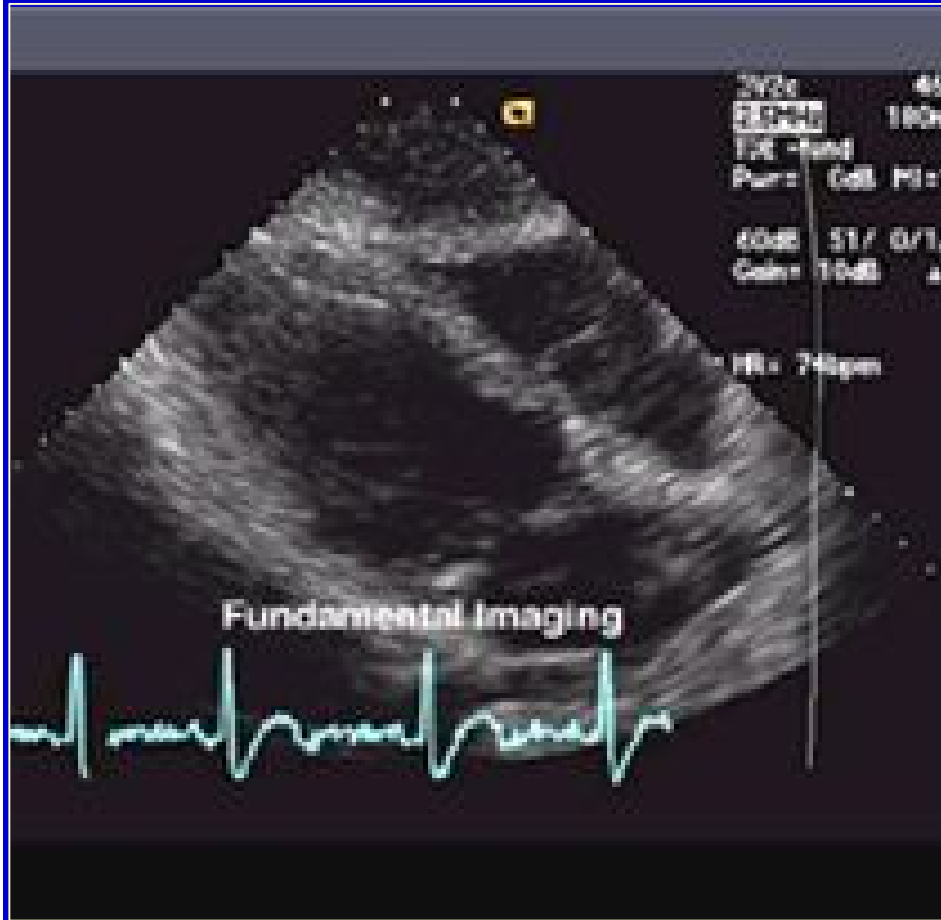
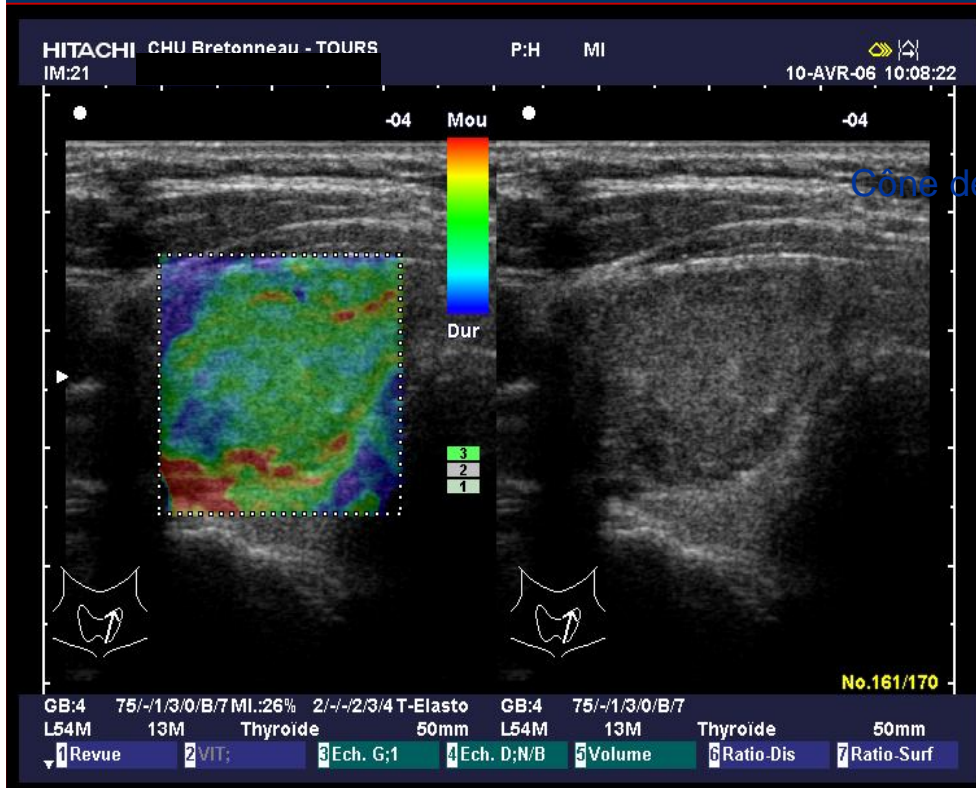


Image par harmoniques

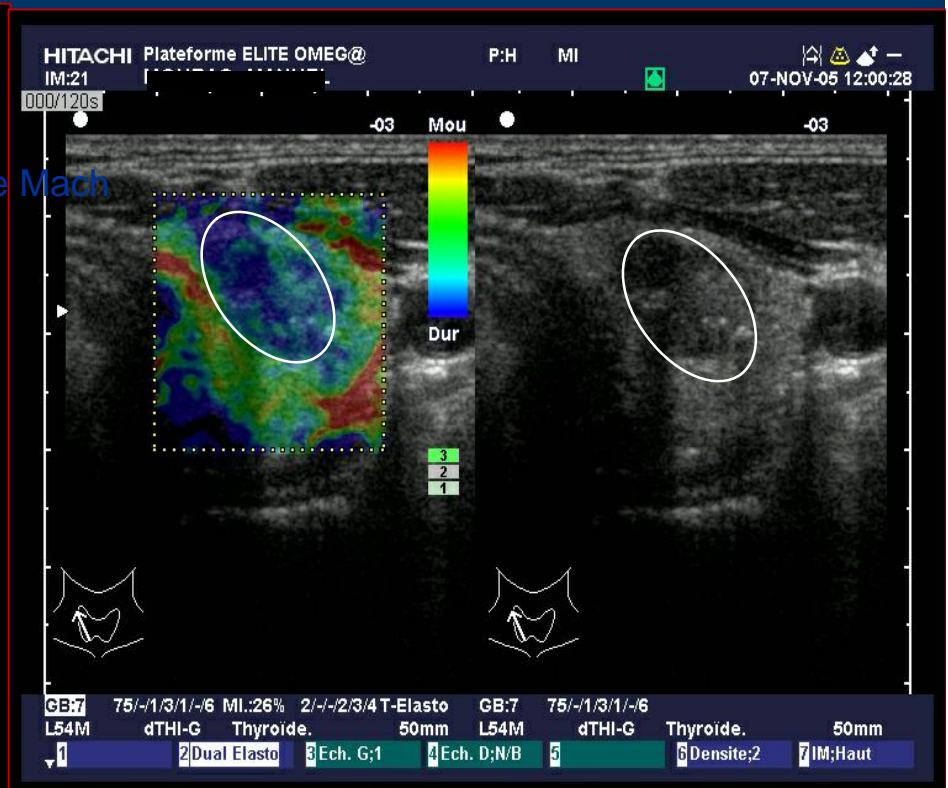


Caractérisation tissulaire

Elastographie de la thyroïde



normal



carcinome

Pression statique avec la sonde et étude des déformations induites verticalement.
Variante : **pression acoustique** par US focalisés \Rightarrow onde de cisaillement dont la vitesse de déplacement dépend de la rigidité (module d'Young) du milieu.

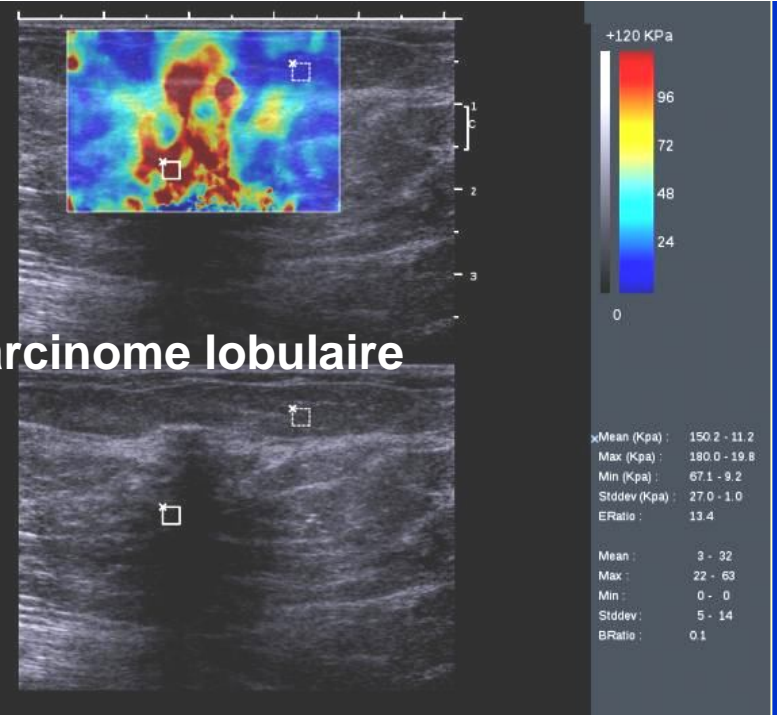
Elastographie du sein par ondes de cisaillement

Supersonic Imagine

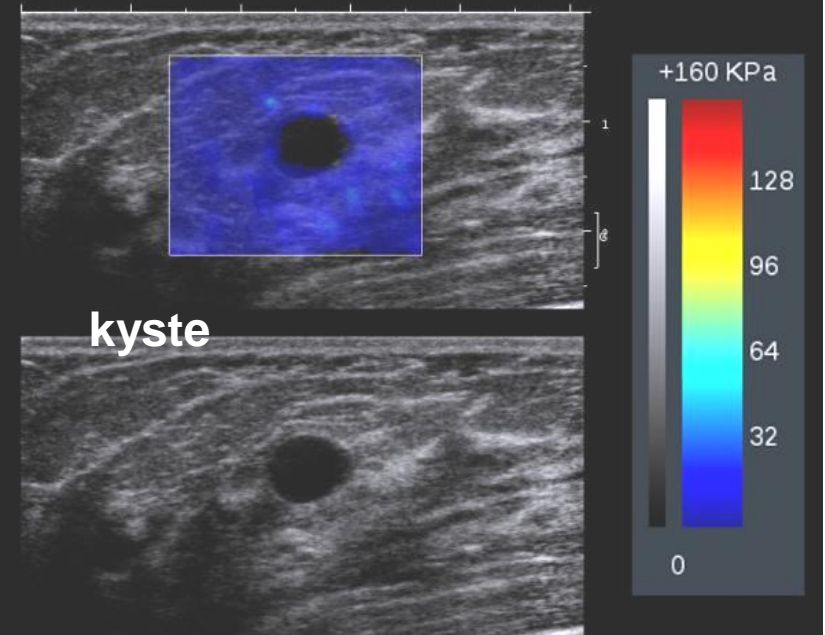


Cône de Mach

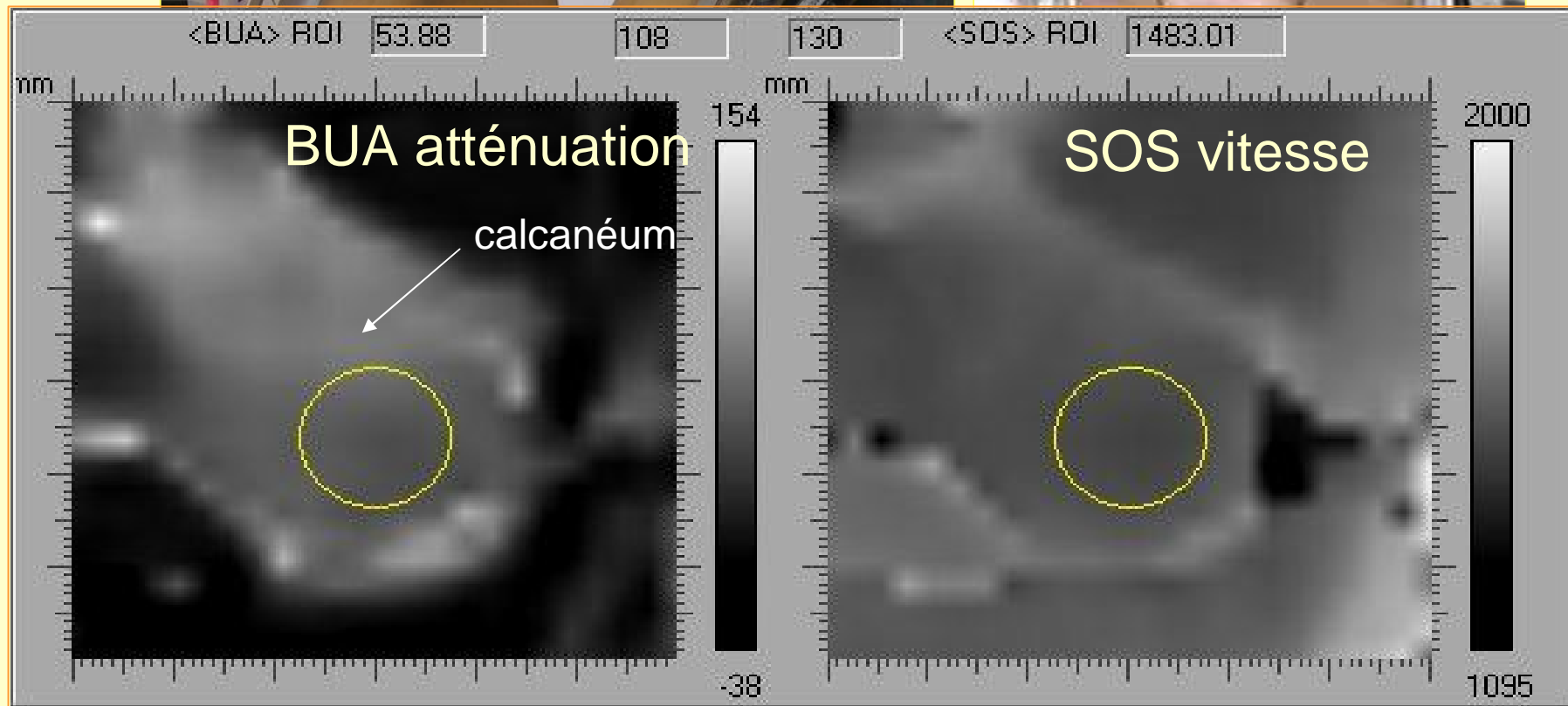
Carcinome lobulaire



kyste



Caractérisation osseuse par ultrasons 2 matrices de 625 capteurs (programme ESA)

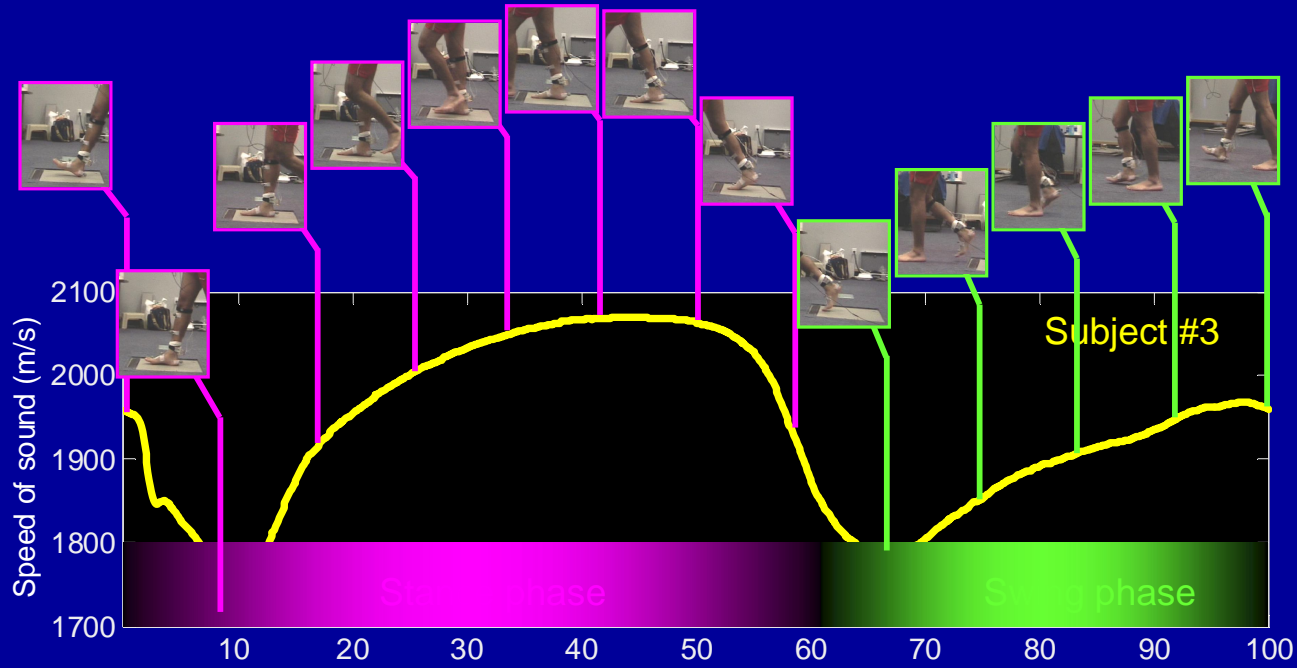
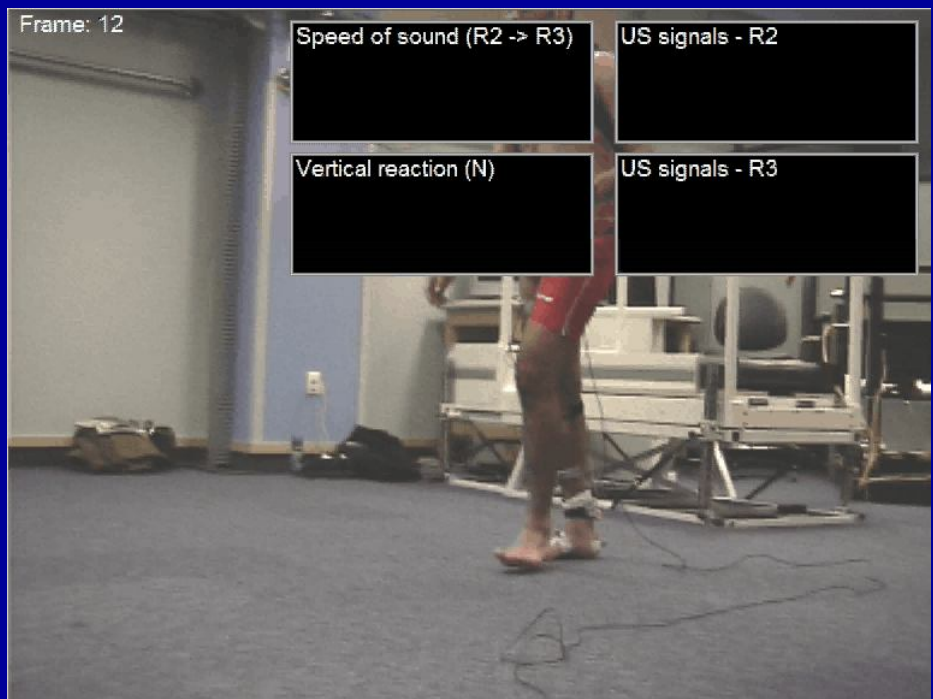
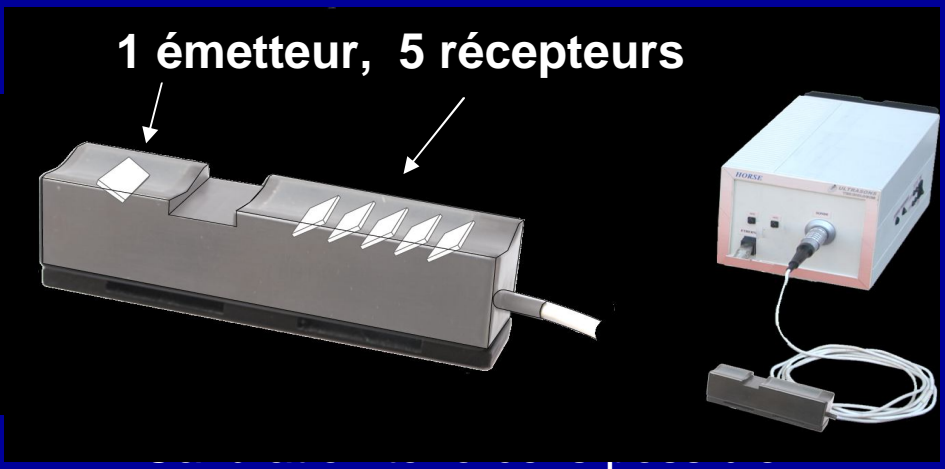


[25 ; 110] dB/MHz

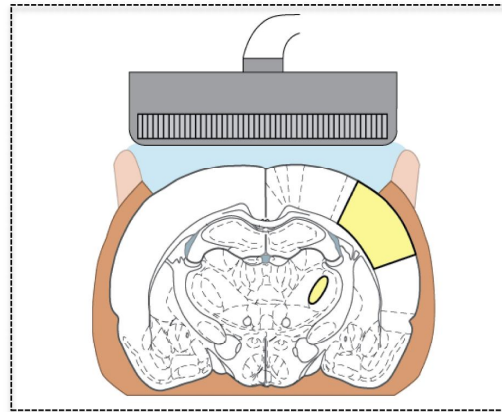
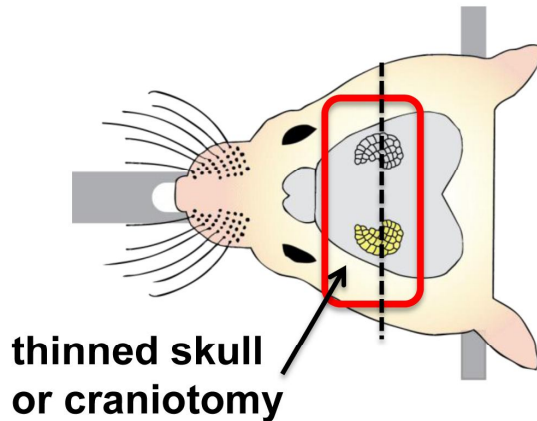
[1450 ; 1800] m/s

Mesure de la tension des tendons par temps de vol des ultrasons

1 émetteur, 5 récepteurs



Ultrafast Ultrasound Imaging (20.000 images/s) allows to improve the sensitivity of blood flow imaging by a factor 100

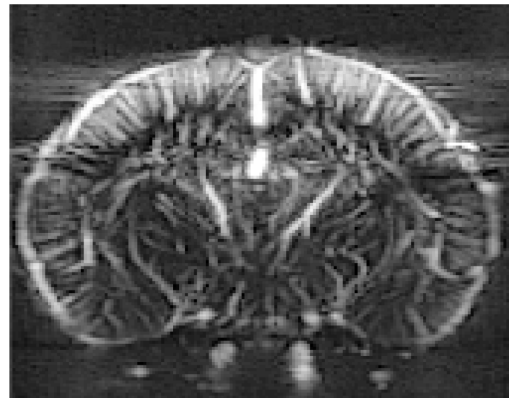


fUltrasound (fUS)

Conventional Doppler Imaging



Ultrafast Doppler Imaging



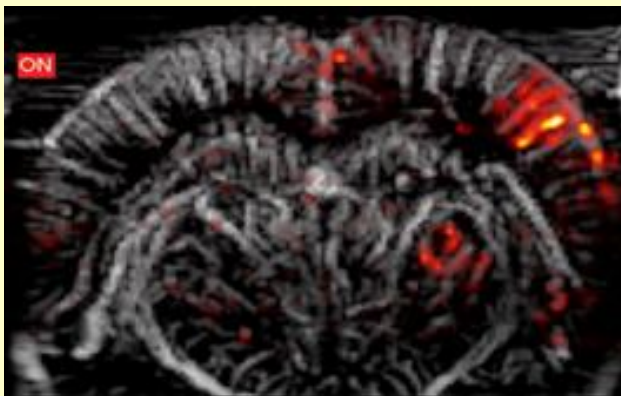
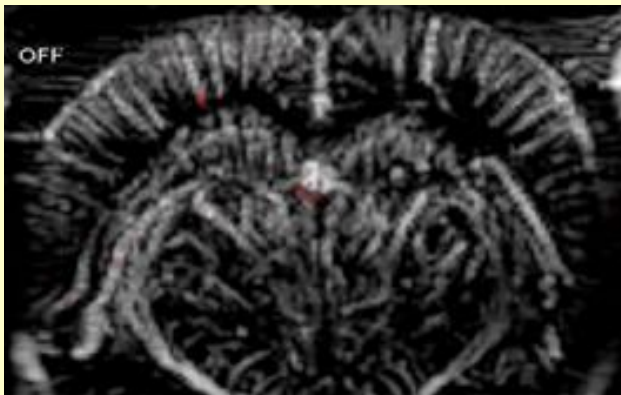
**Cerebral Blood
Volume Imaging**

Spatial resolution :
100 x 100 microns

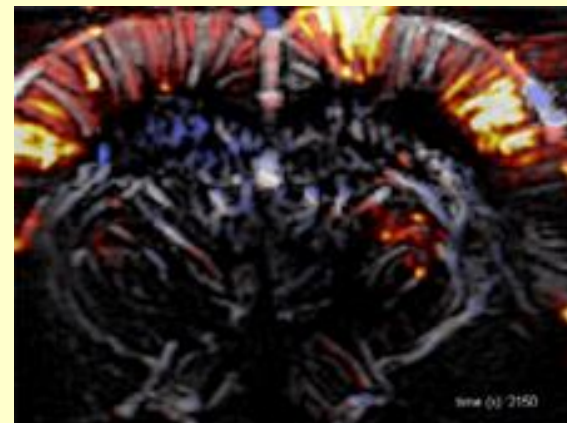
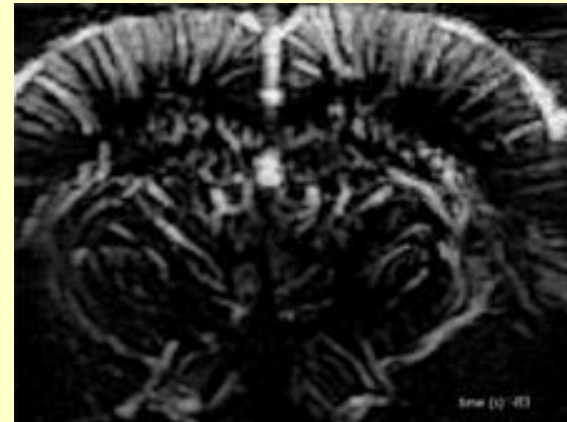
Temporal resolution :
200 milliseconds

Imagerie ultra-rapide Imagerie Doppler fonctionnelle. Cerveau de rongeur

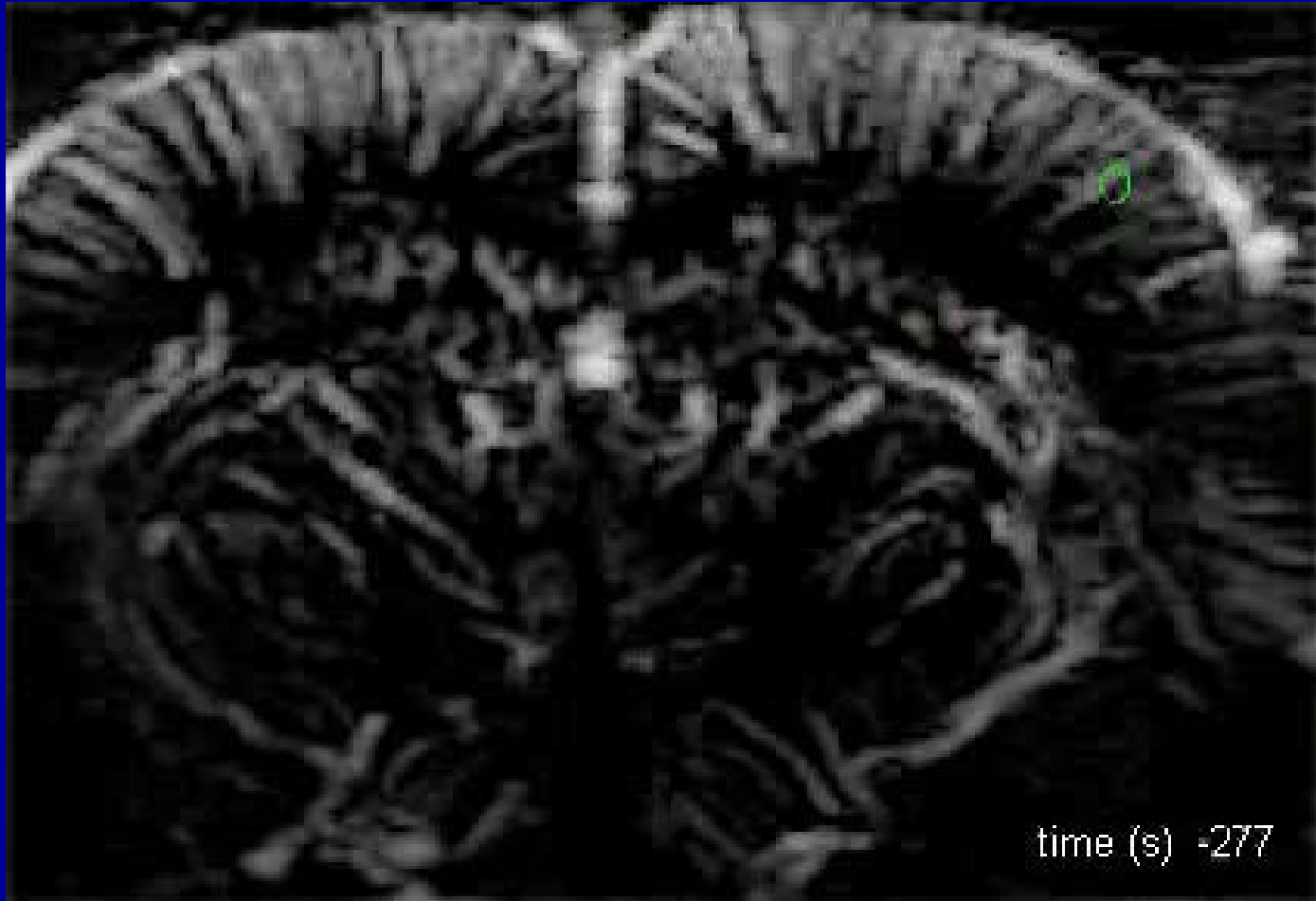
Réponse du cortex cérébral lorsqu'on stimule les moustaches du rongeur



Développement d'une crise d'épilepsie sur l'ensemble du cerveau du rongeur

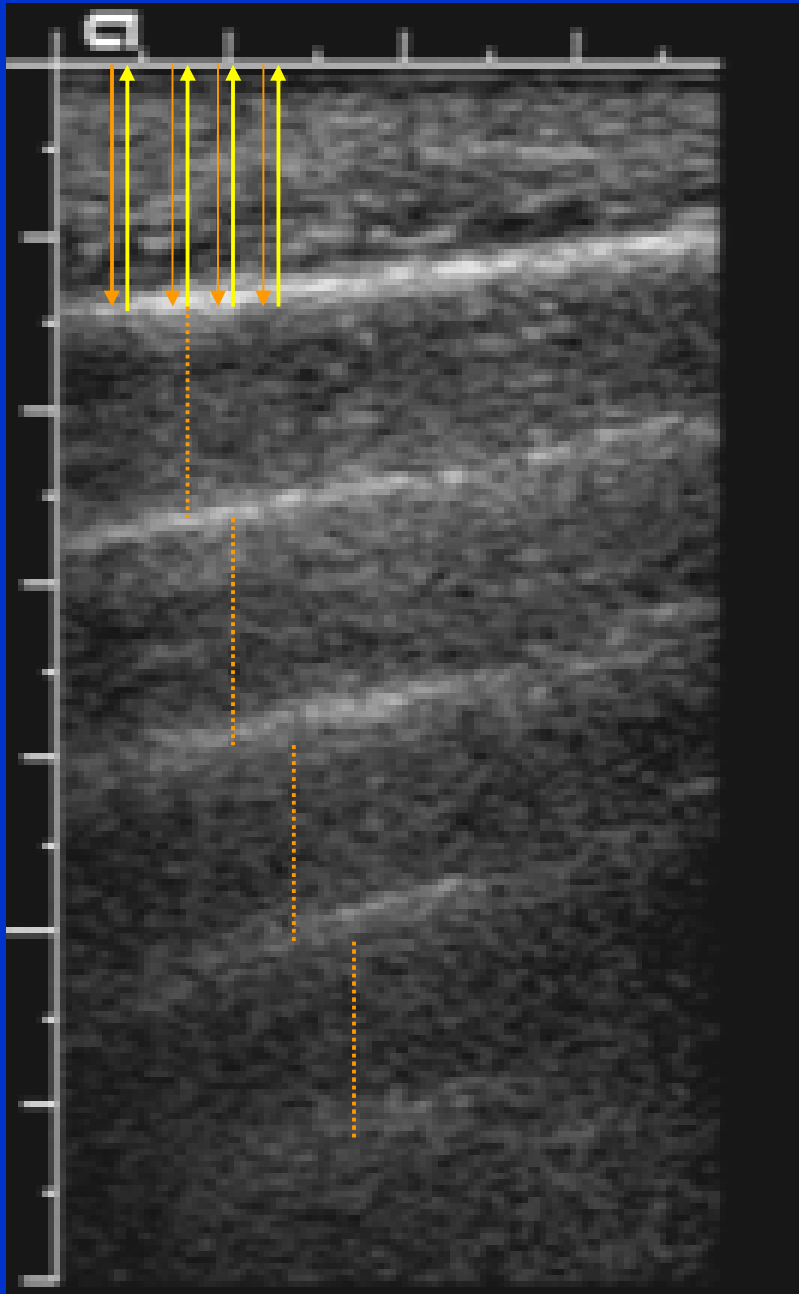


Crise d'épilepsie provoquée. Cerveau de rongeur

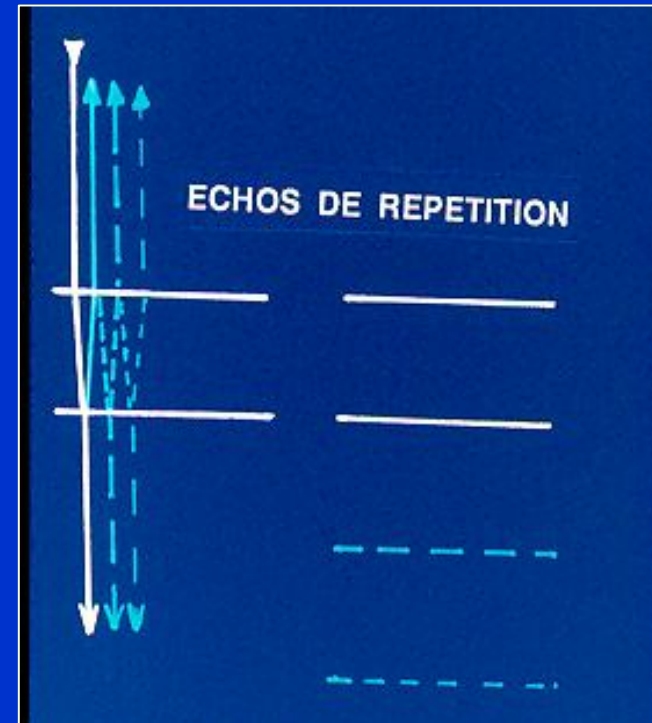


Artéfacts en échographie

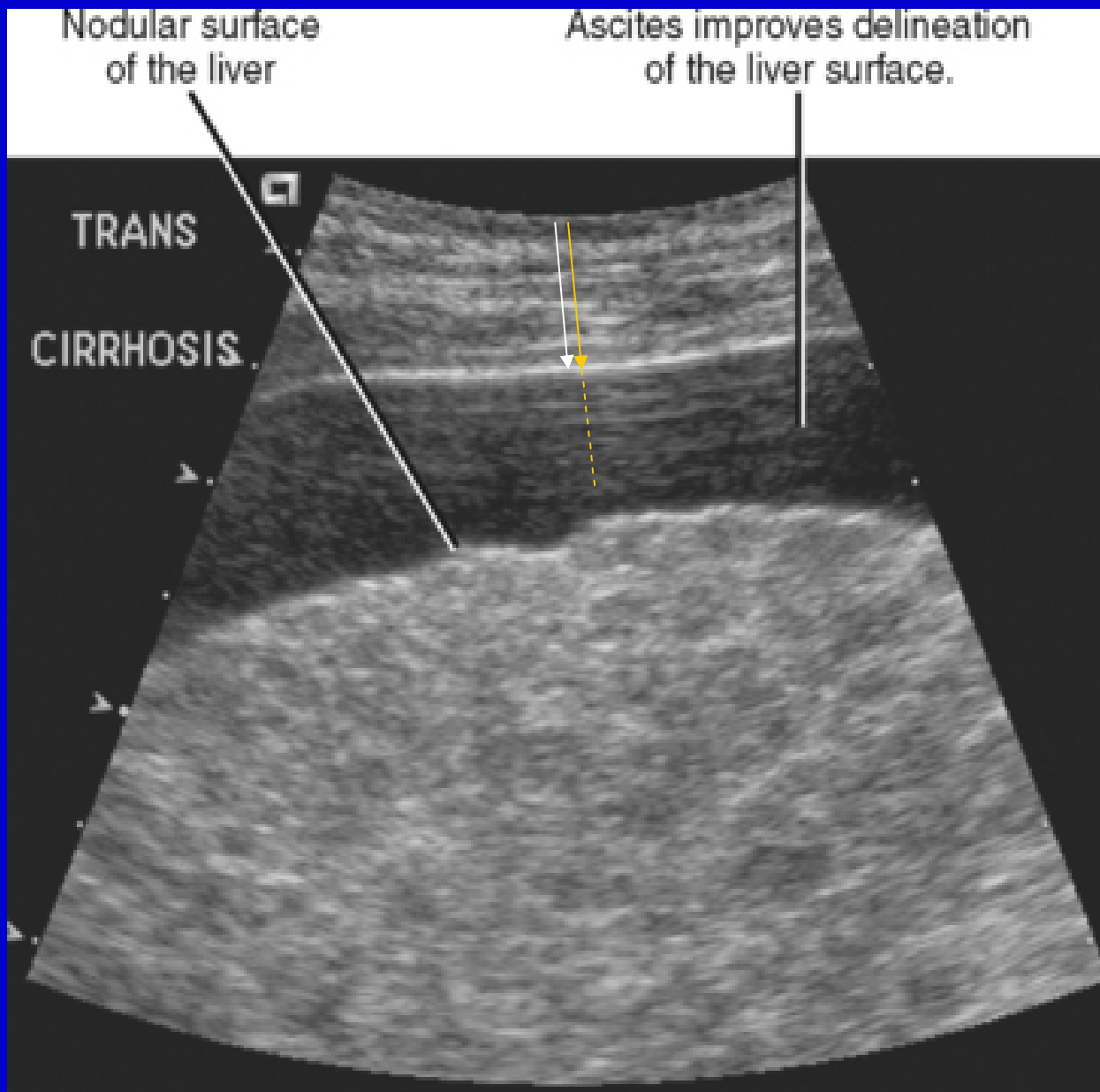
- FLOU DU CHAMPS PROCHE
- ECHOS DE REPETITION
- ECHOS LIES AUX LOBES LATERAUX
- RENFORCEMENTS D'ECHOS
- OMBRES ACOUSTIQUES
- IMAGES EN MIROIR
- IMAGES DEDOUBLEES



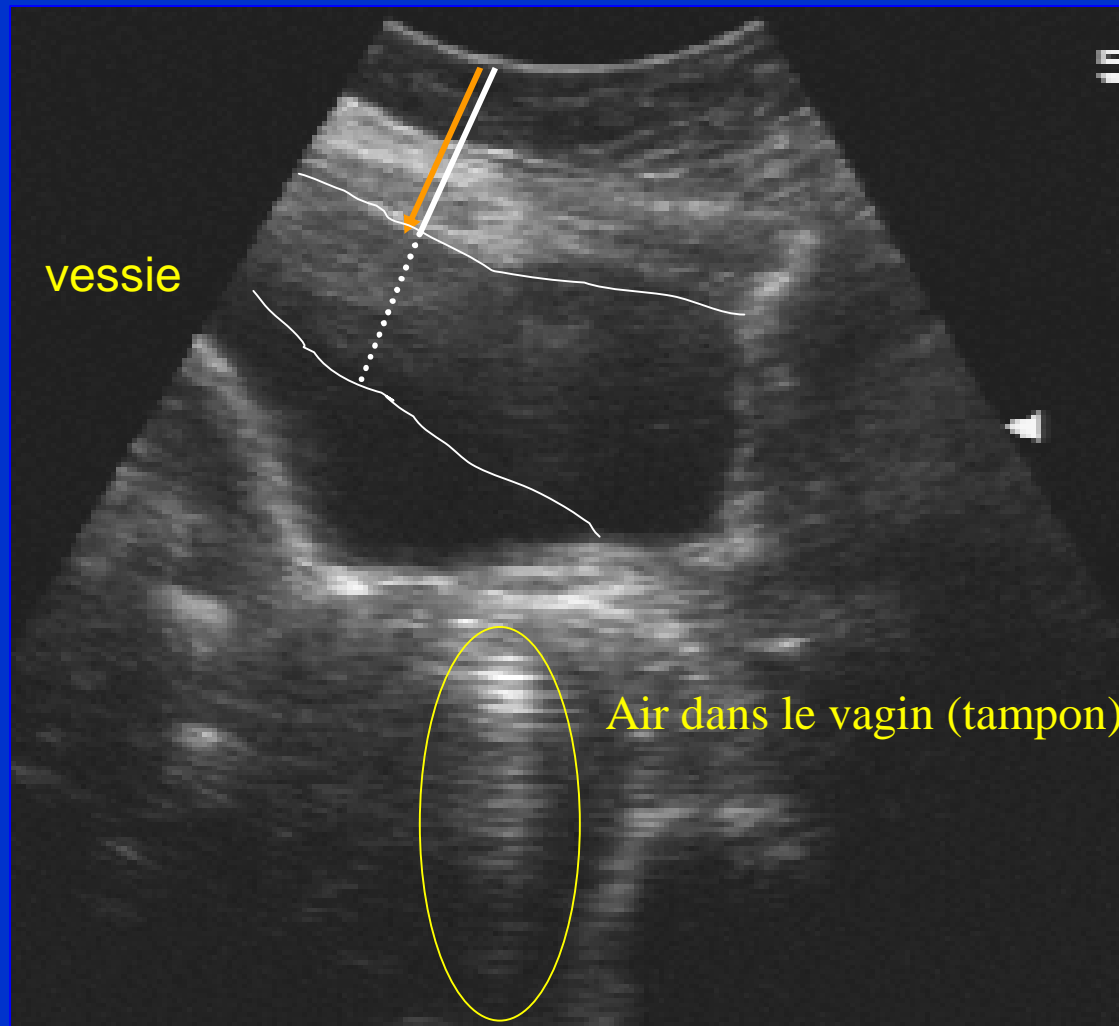
Echos de répétition
Structure très réfléchissante
~ perpendiculaire au faisceau US



Cirrhose et ascite

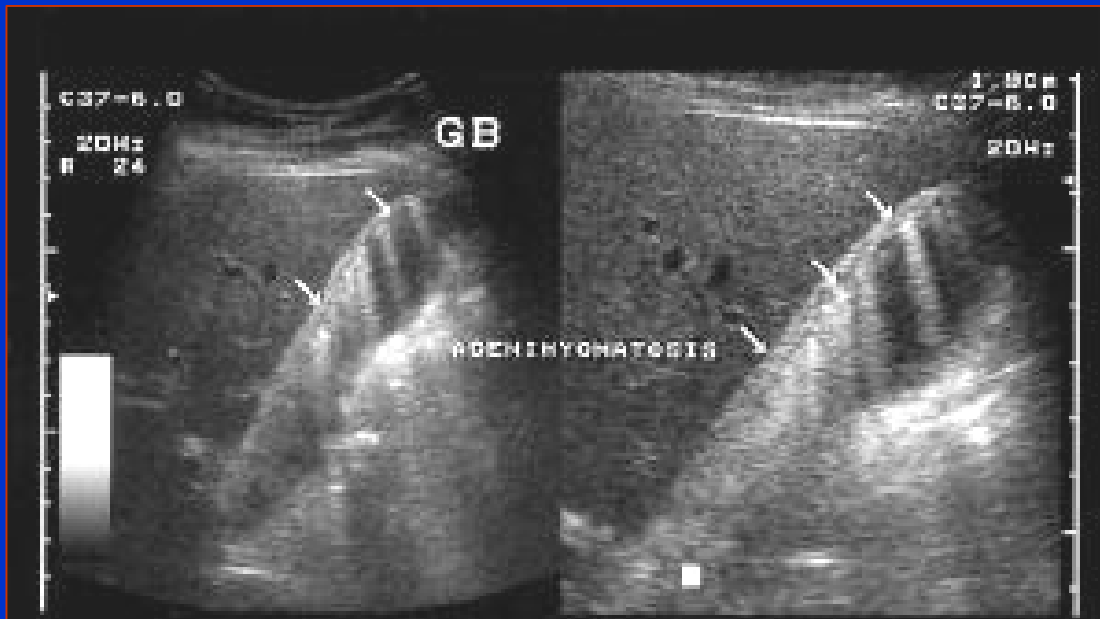
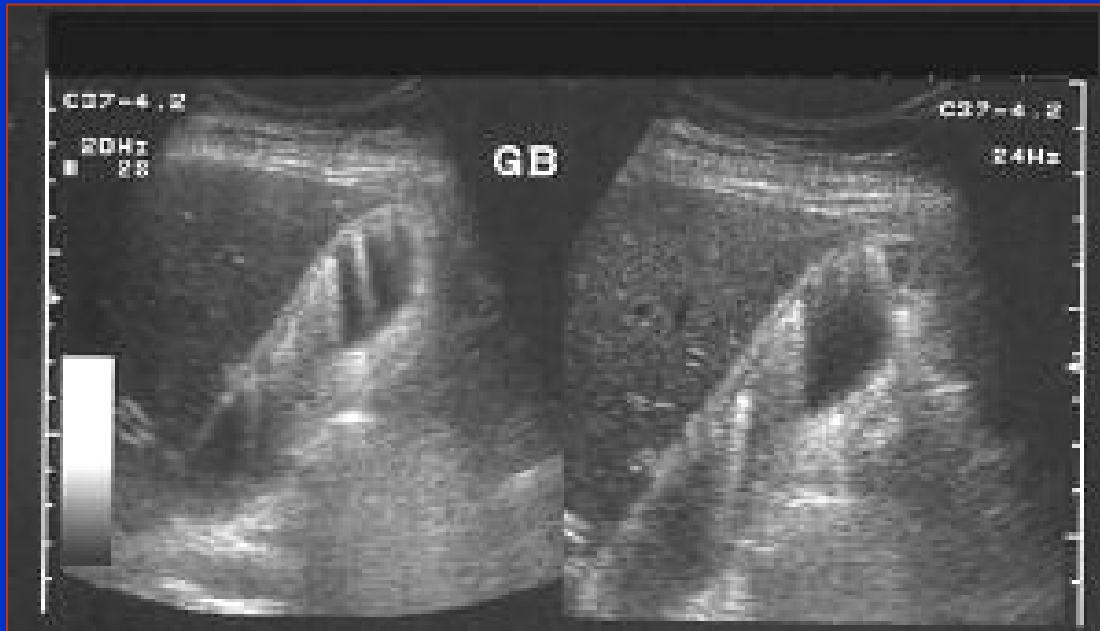


Echos de répétition



Echos de répétition





Echos de répétition

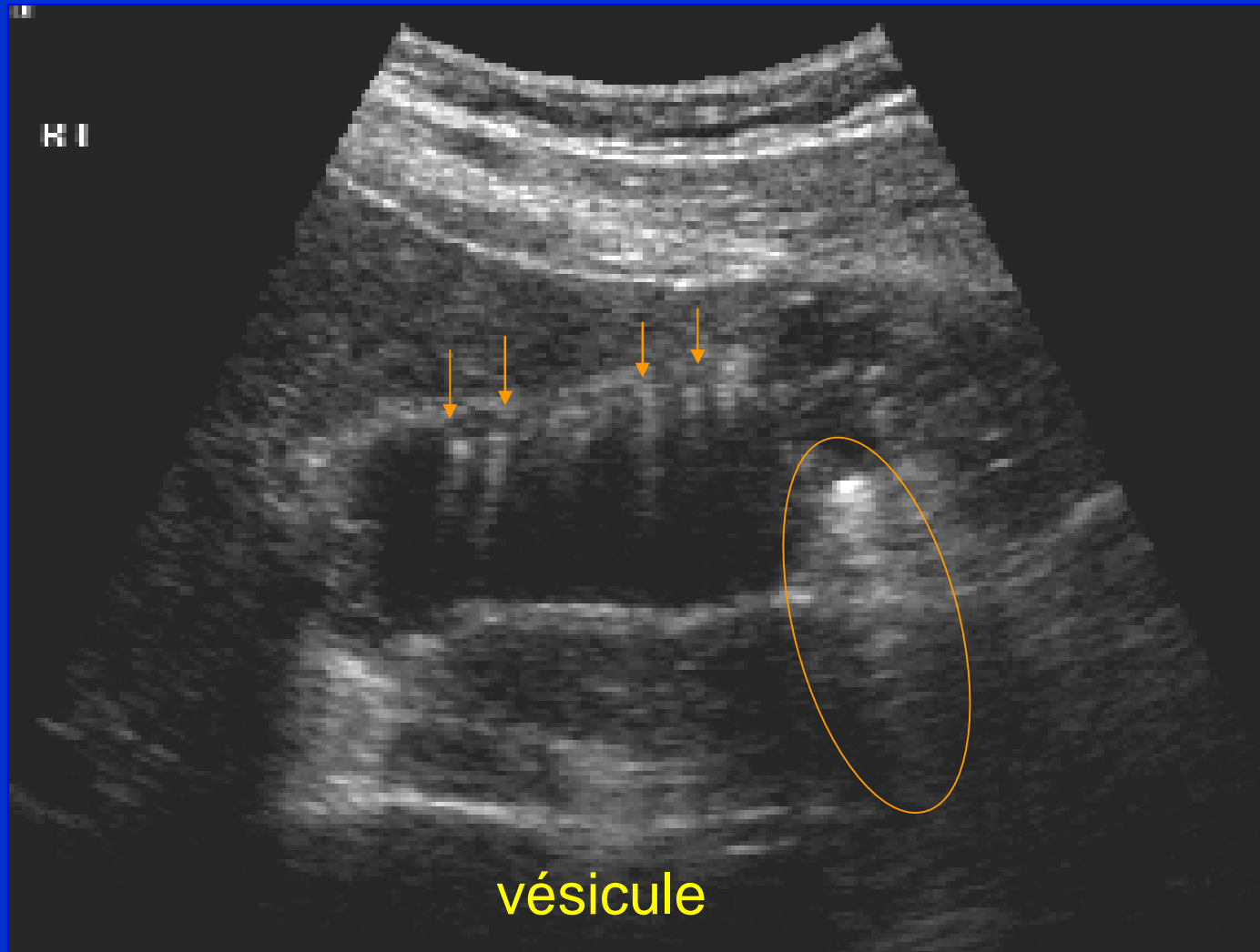
**Adénomyomatose diffuse
de la vésicule biliaire**

**Artéfacts en queue de
comète dans la paroi
vésiculaire au niveau de
petits calculs de
cholestérol.**

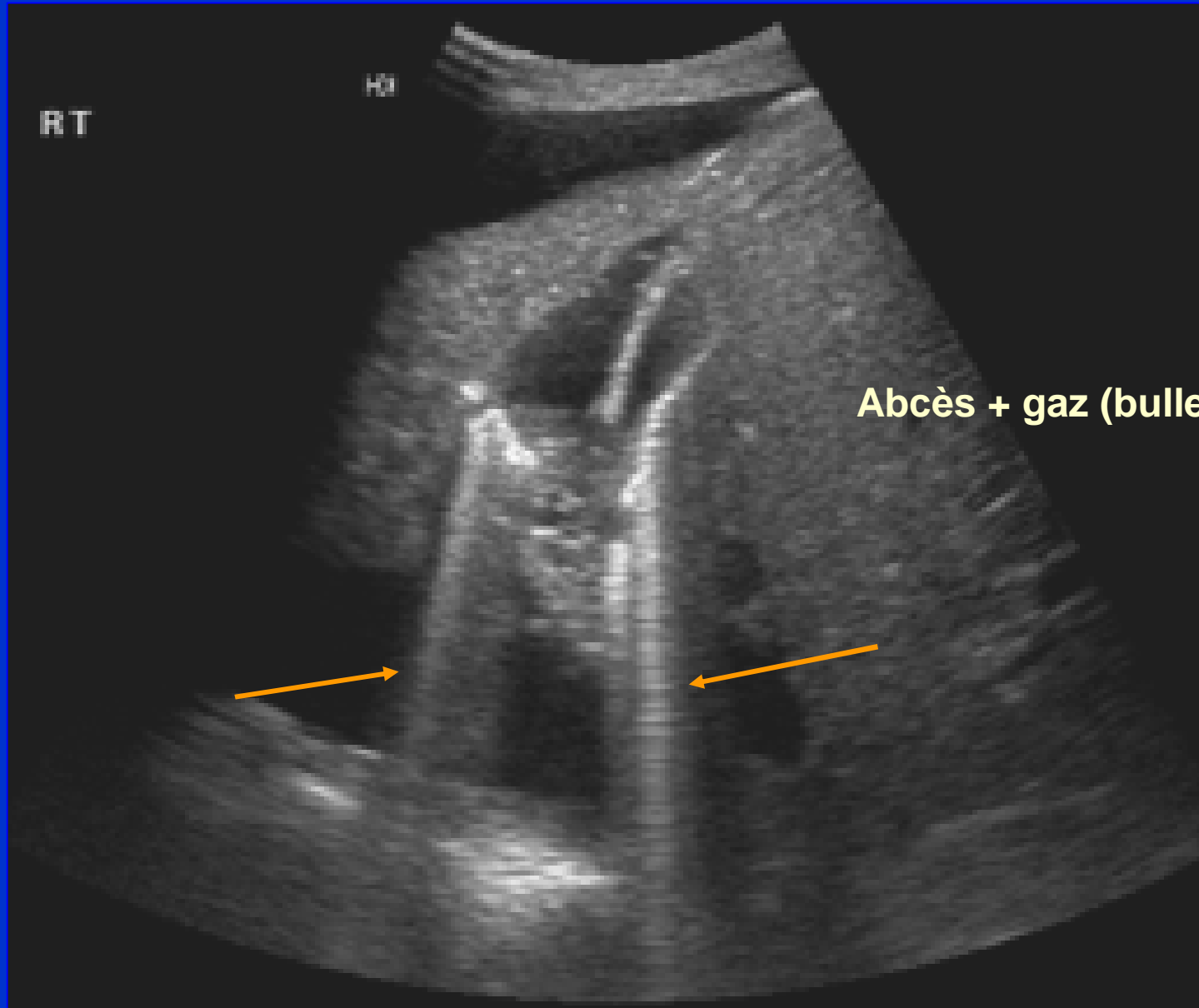
**Epaississement diffus de
la paroi vésiculaire.**

(Dr. Ravi Kadasne, UAE).

Echos de répétition (queues de comète)



Echos de répétition



Echos de répétition Queues de comète

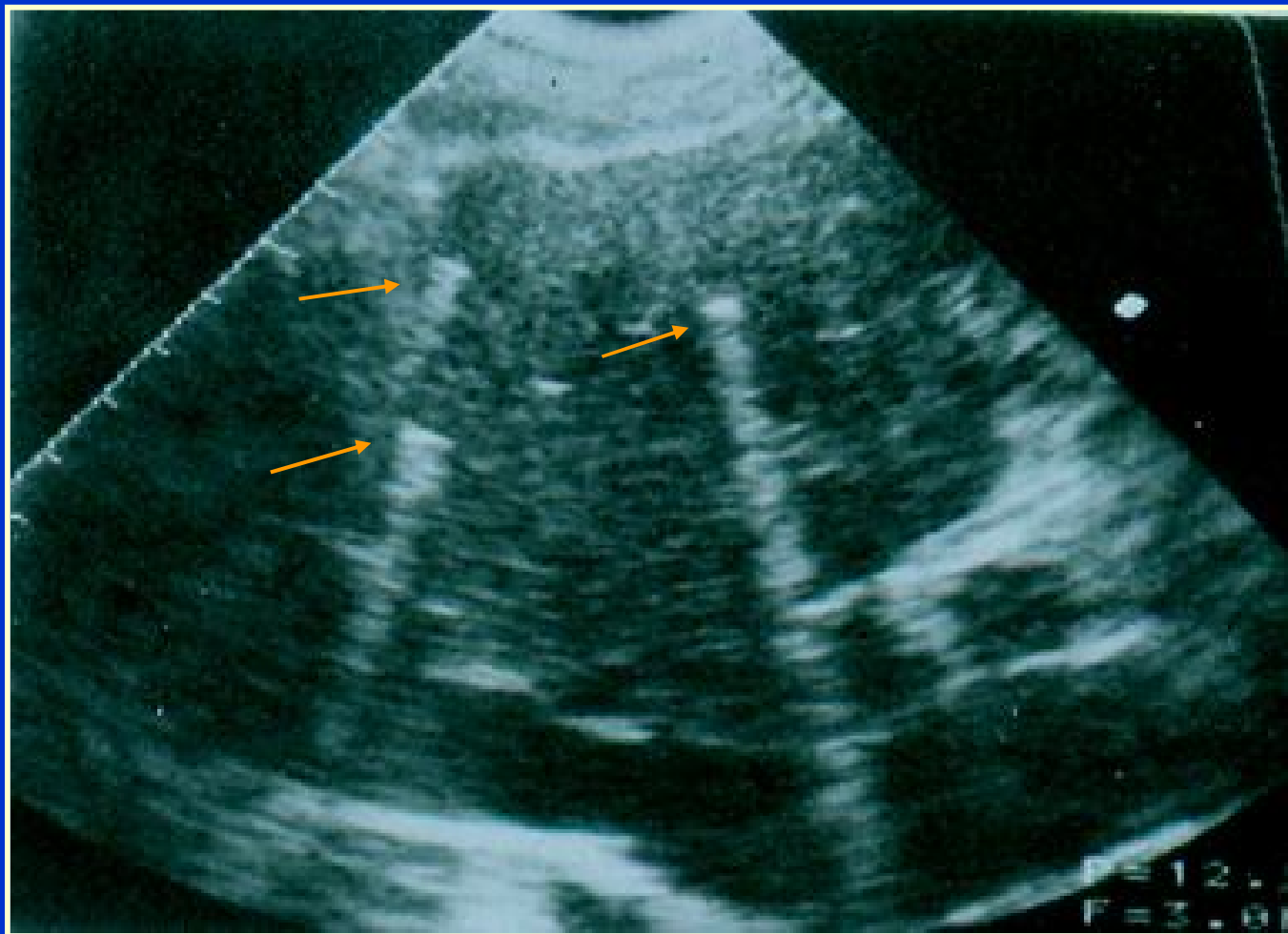


Bulles de gaz dans le foie

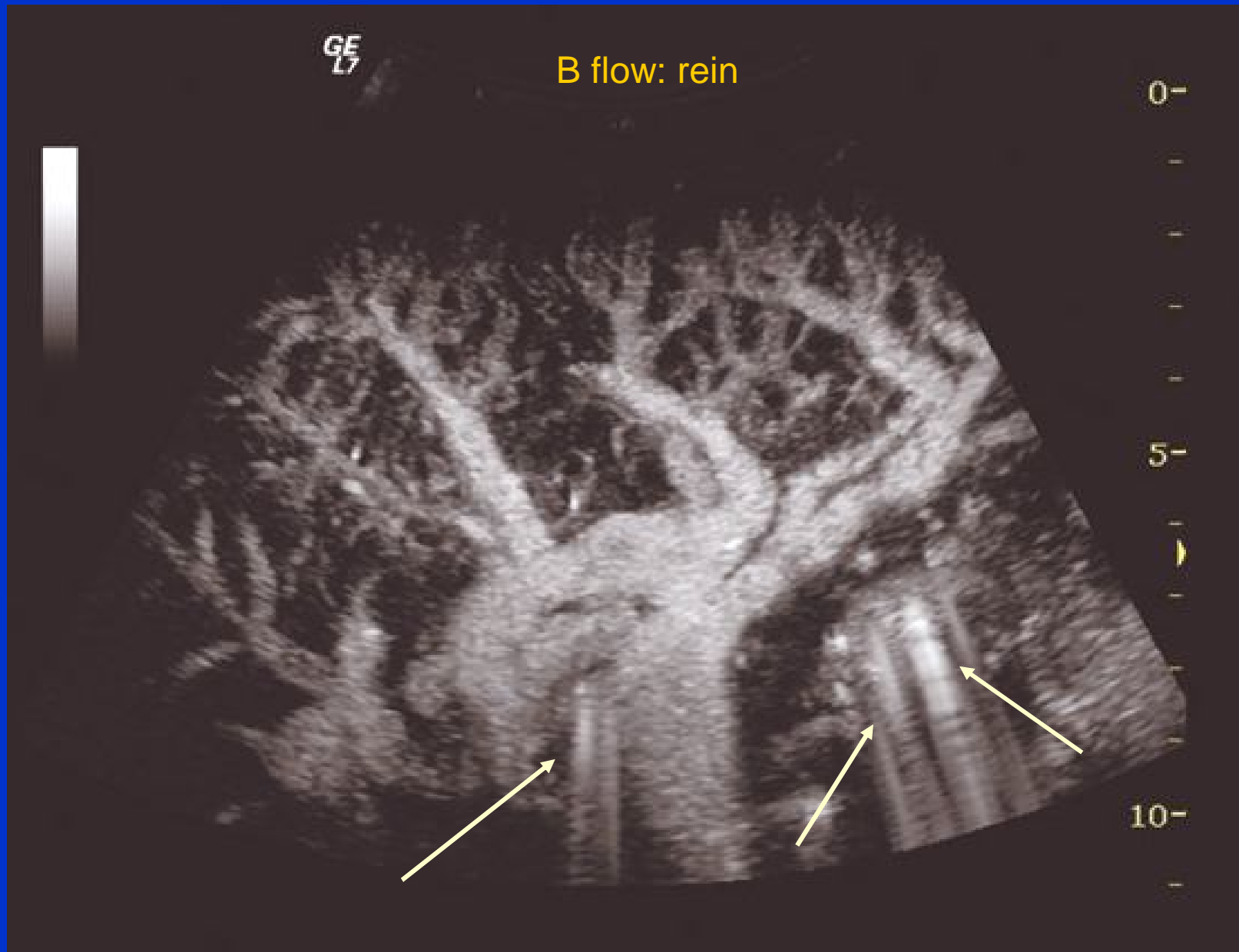
Sites possibles: veine porte ou voies biliaires

Reference: Rumack CM et al. *Diagnostic Ultrasound*, 3rd edition. Elsevier 2005.

Plombs de chasse (foie)

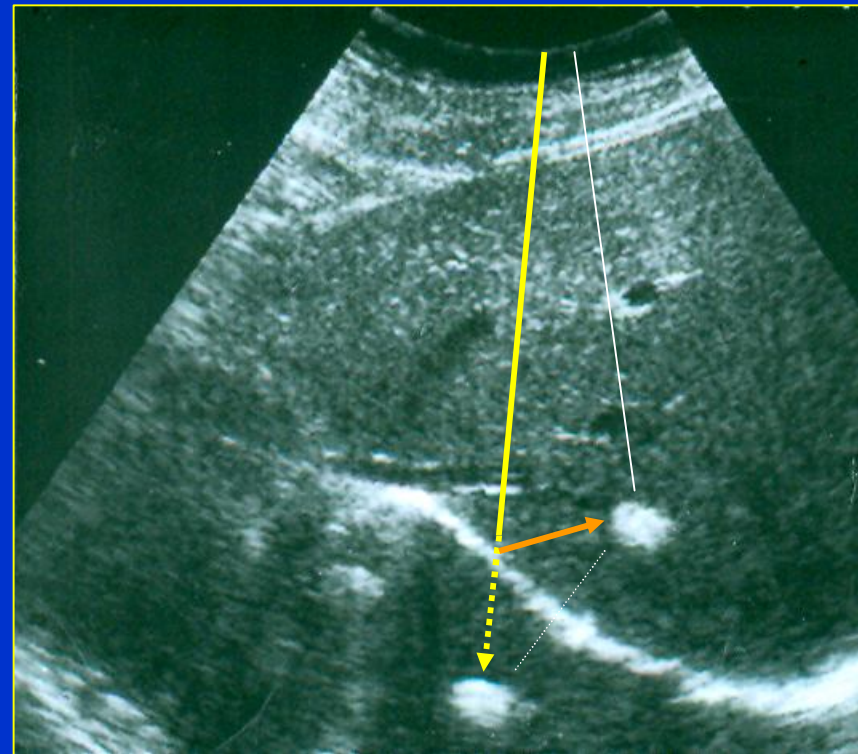
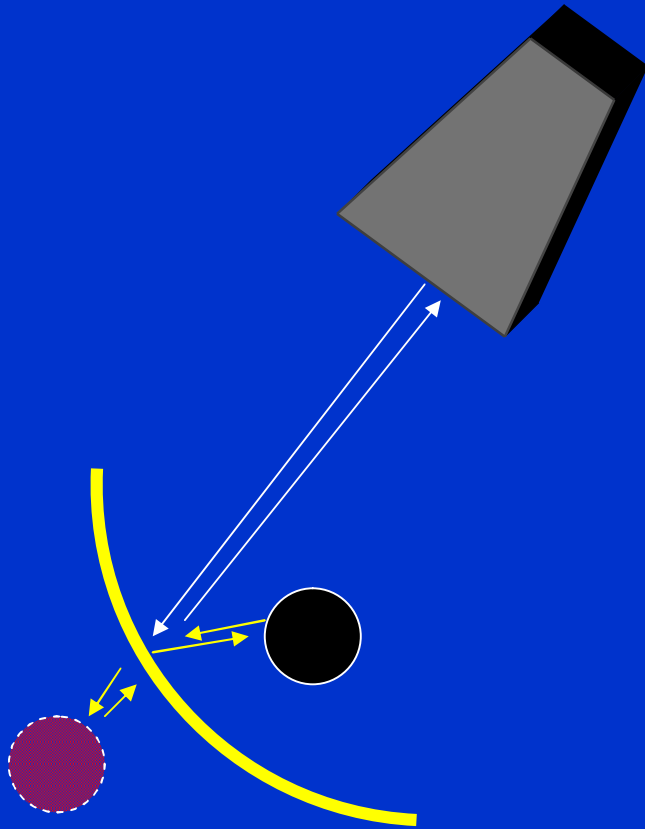


Echos de répétition

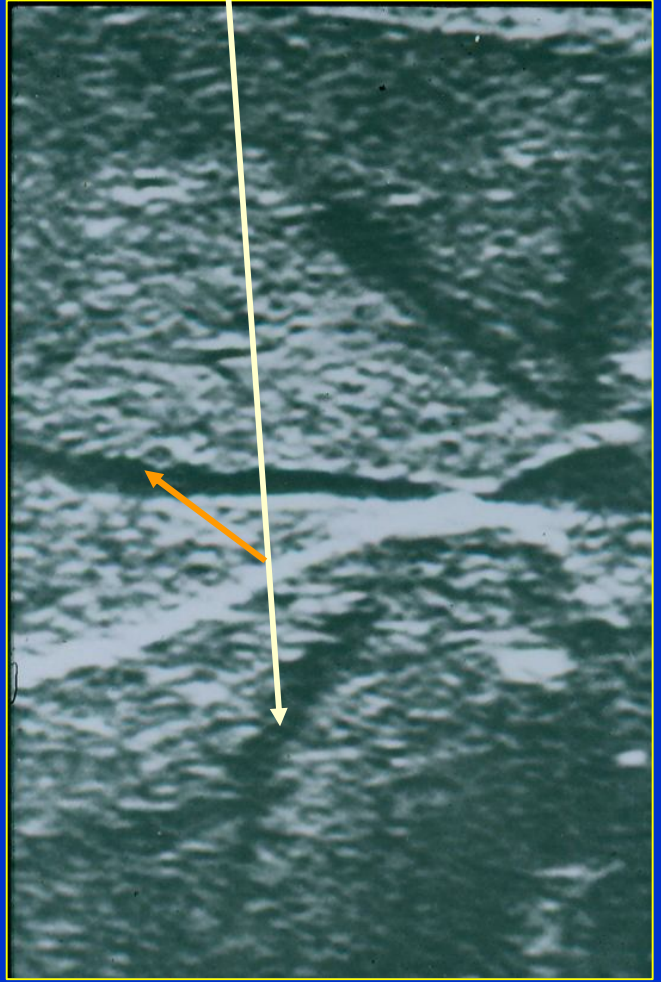
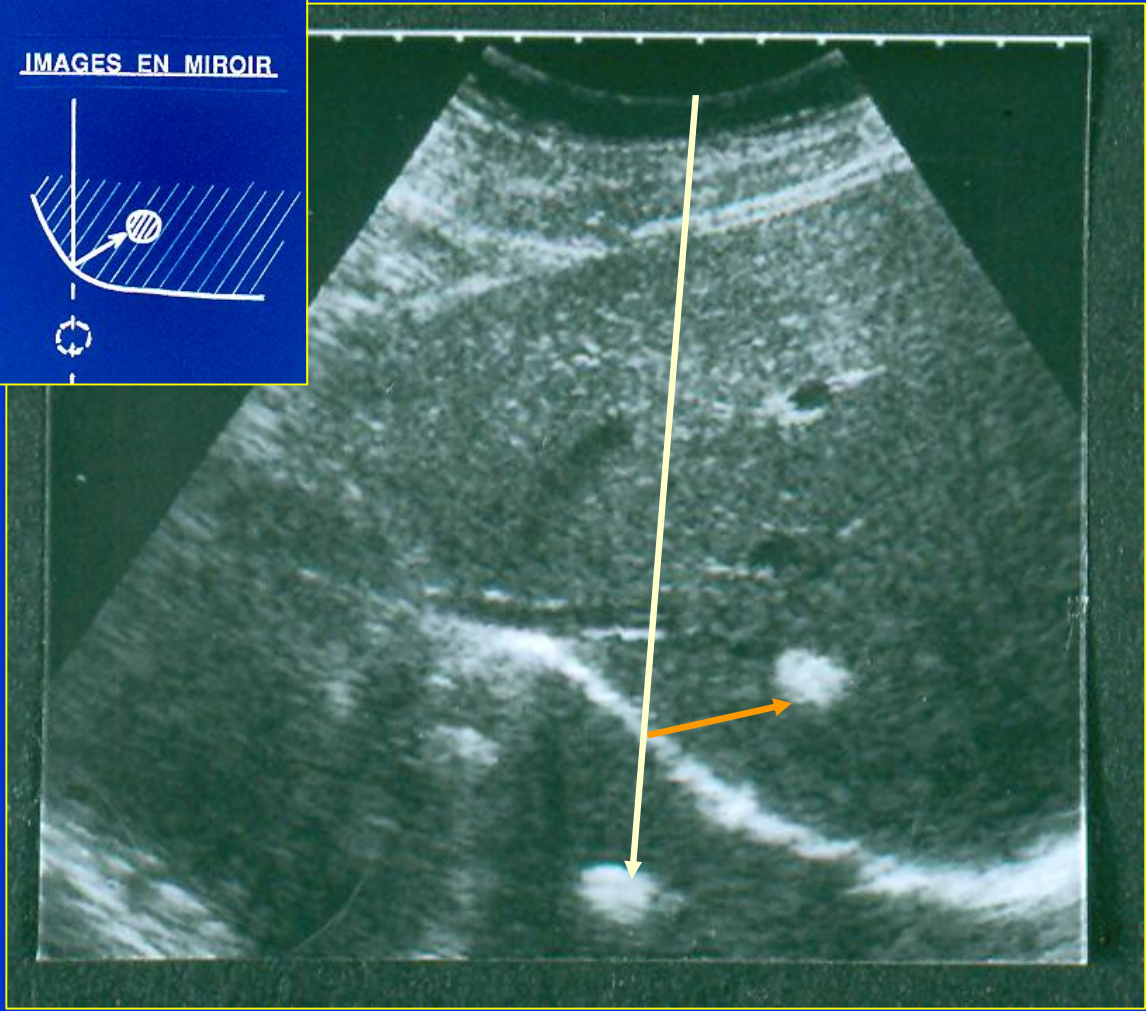
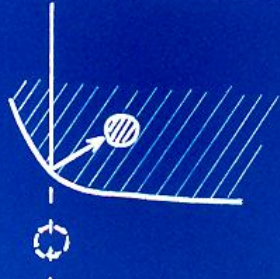


Echos de répétition

Les artéfacts en miroir

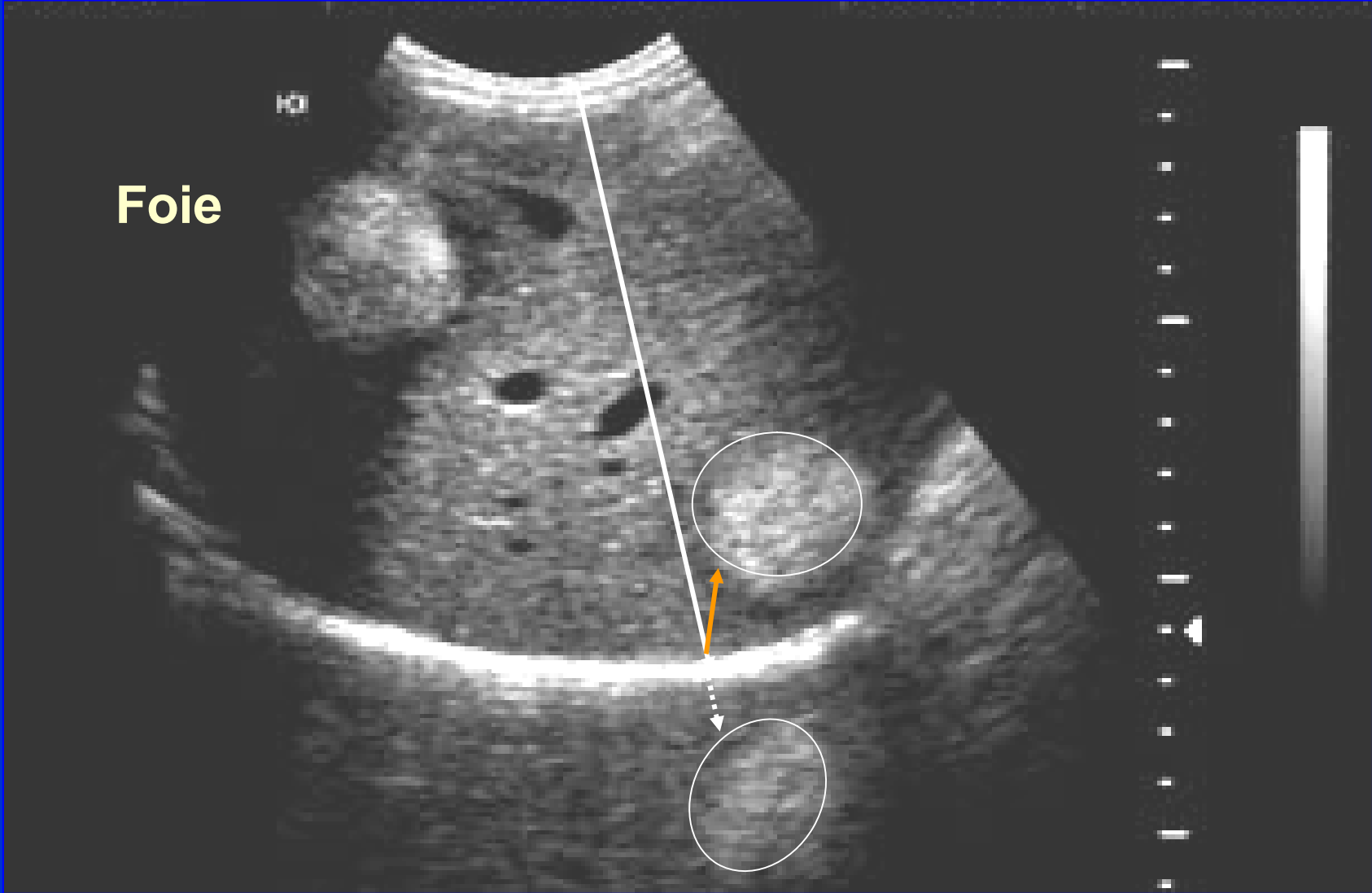


IMAGES EN MIROIR

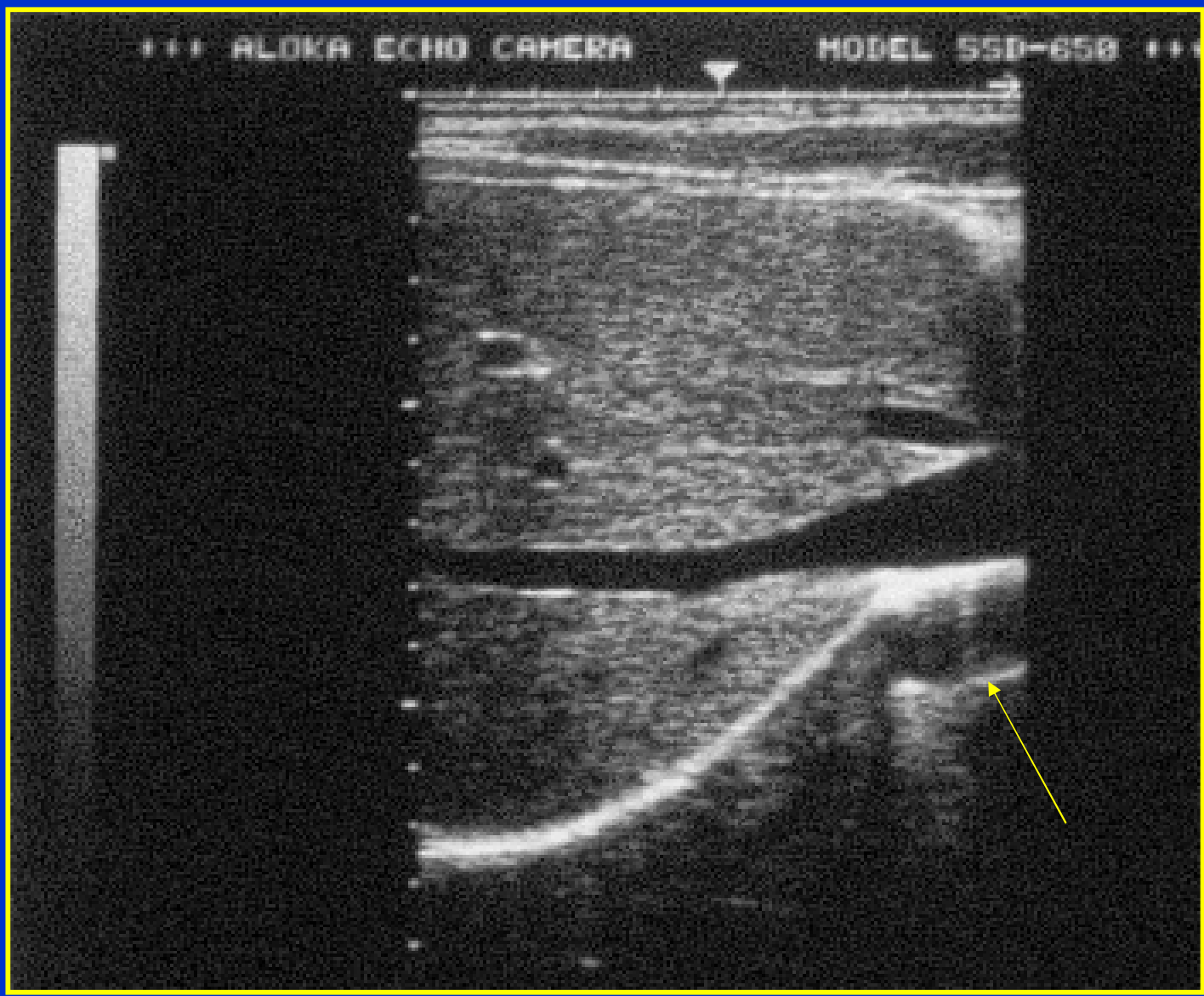


Effet miroir

Effet miroir



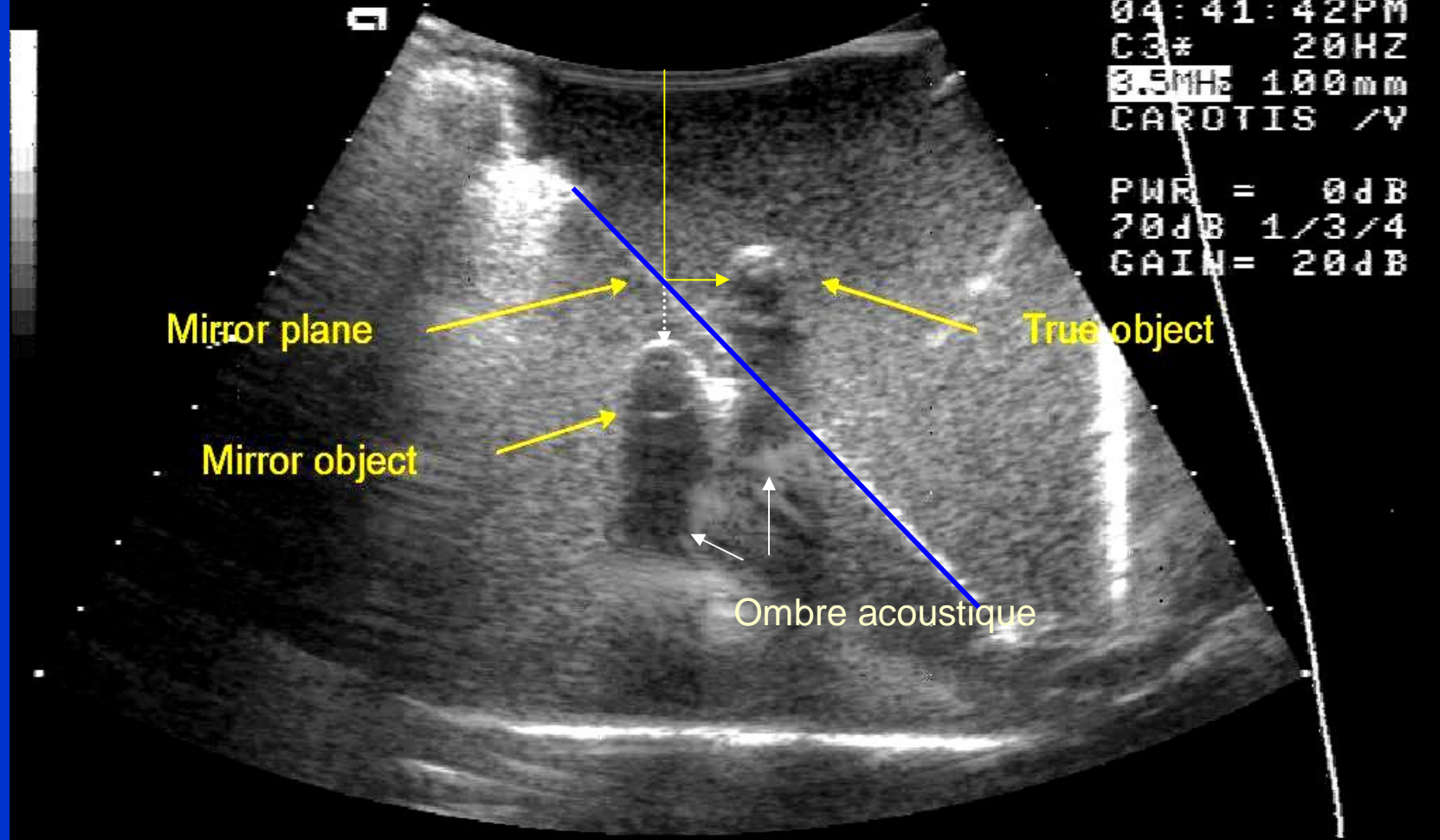
Effet miroir



PT: US-LAB, IBMTP UNIV. WIEN

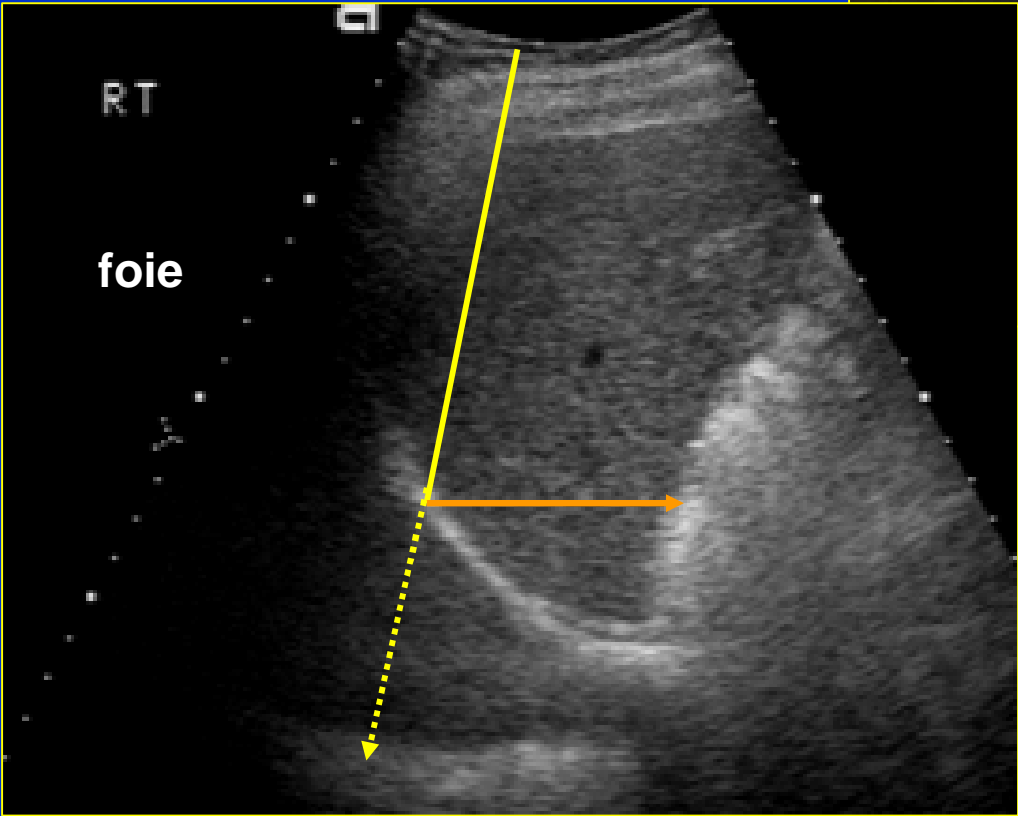
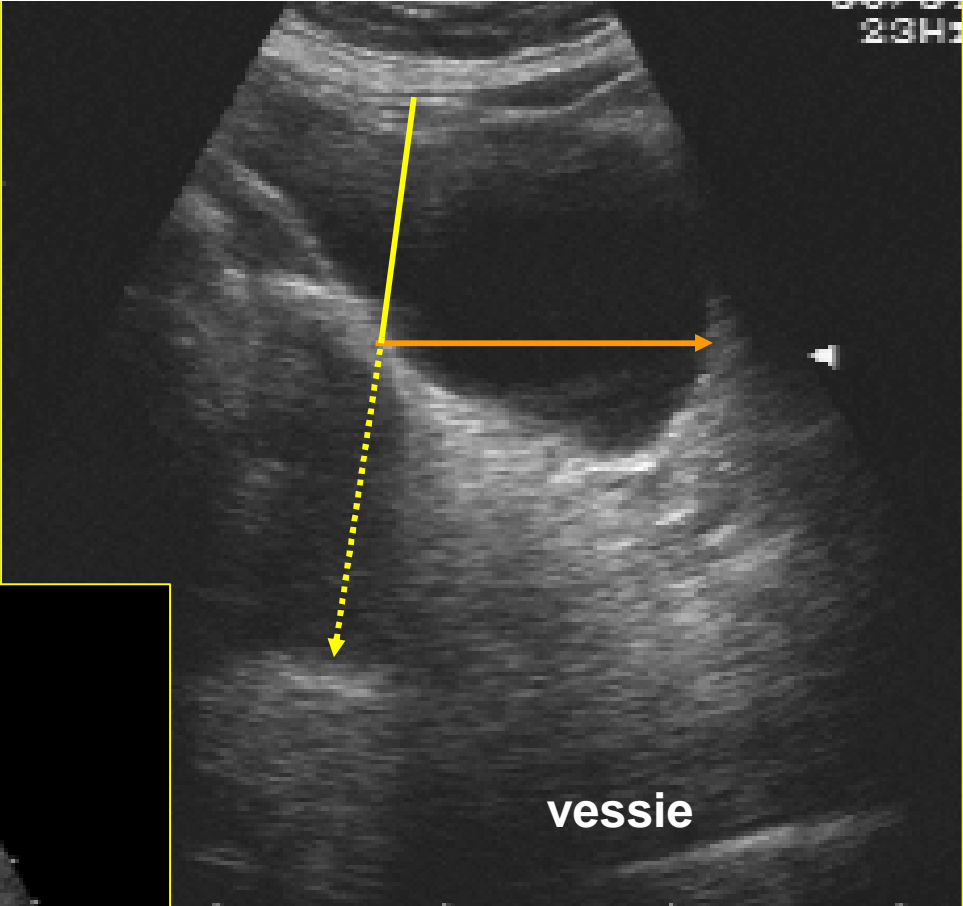
29-OCT-98
04:41:42PM
C3# 20HZ
3.5MHz 100mm
CAROTIS /V

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



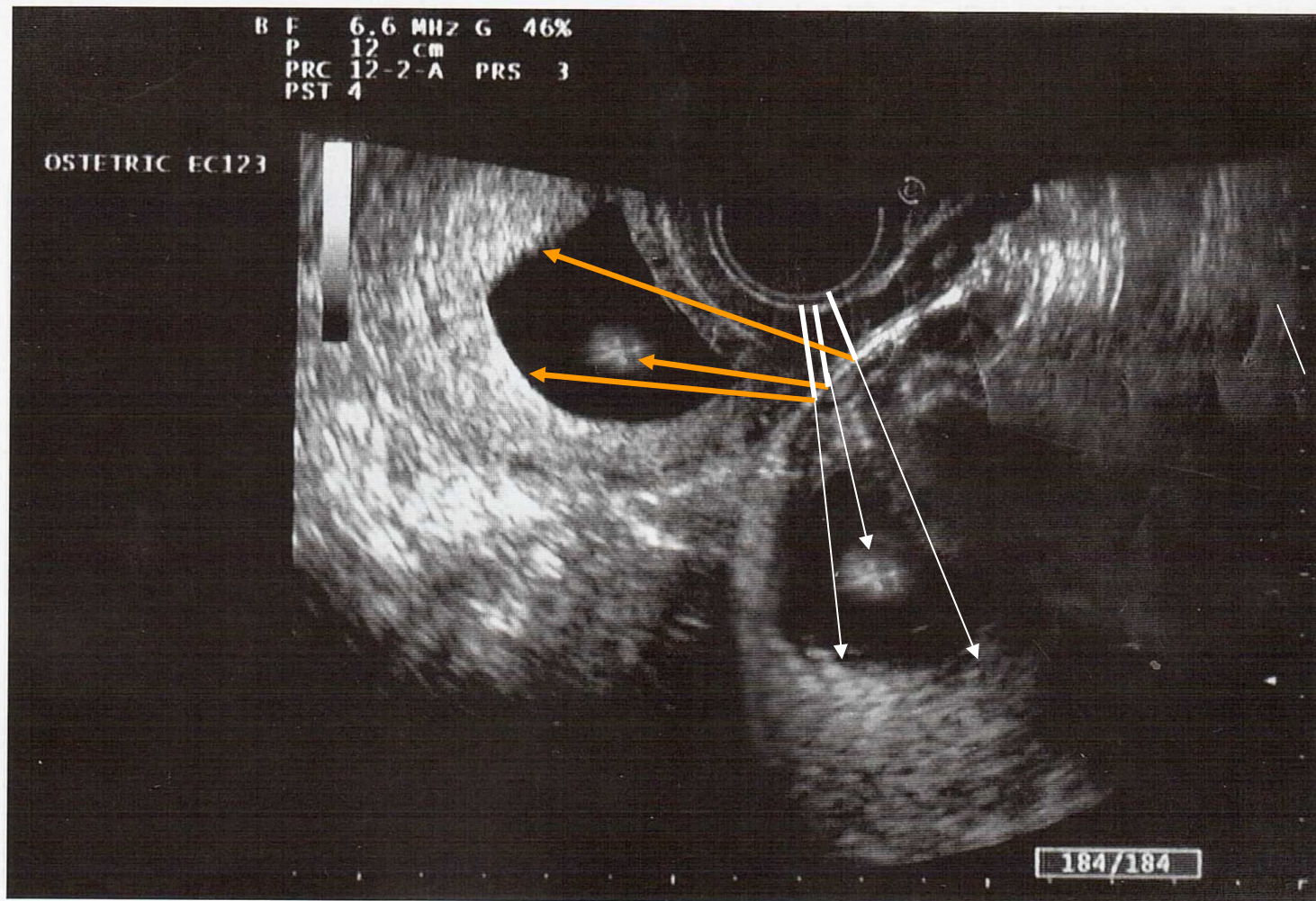
Effet miroir (modèle)

Effet miroir

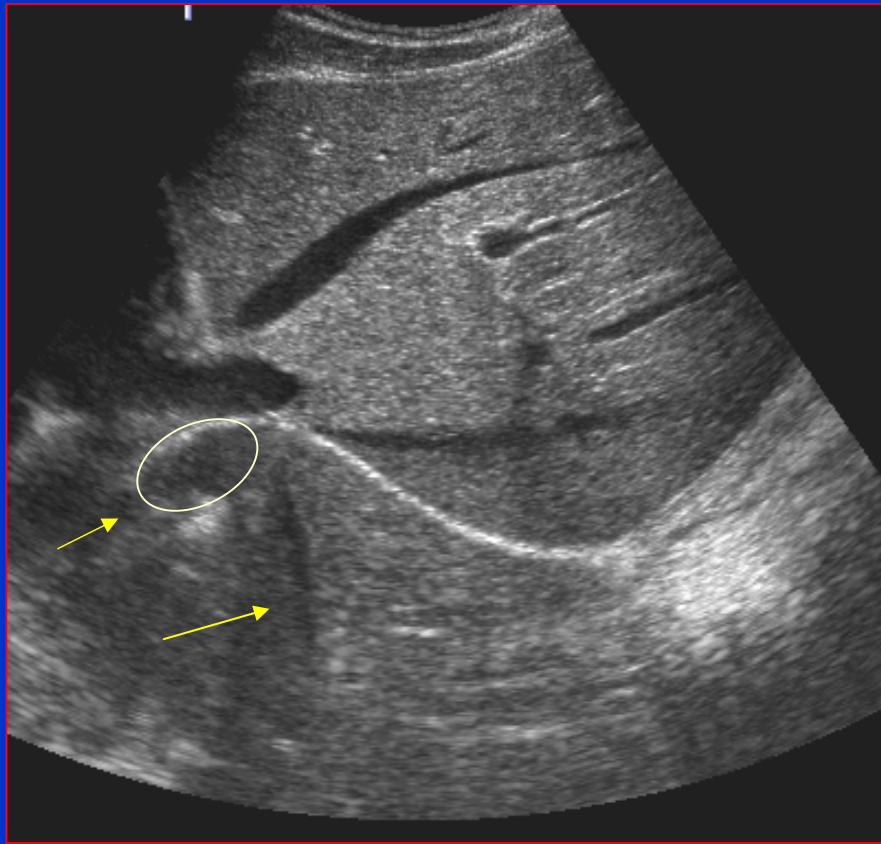


Echographie vaginale, 8^e semaine de gestation, image en miroir

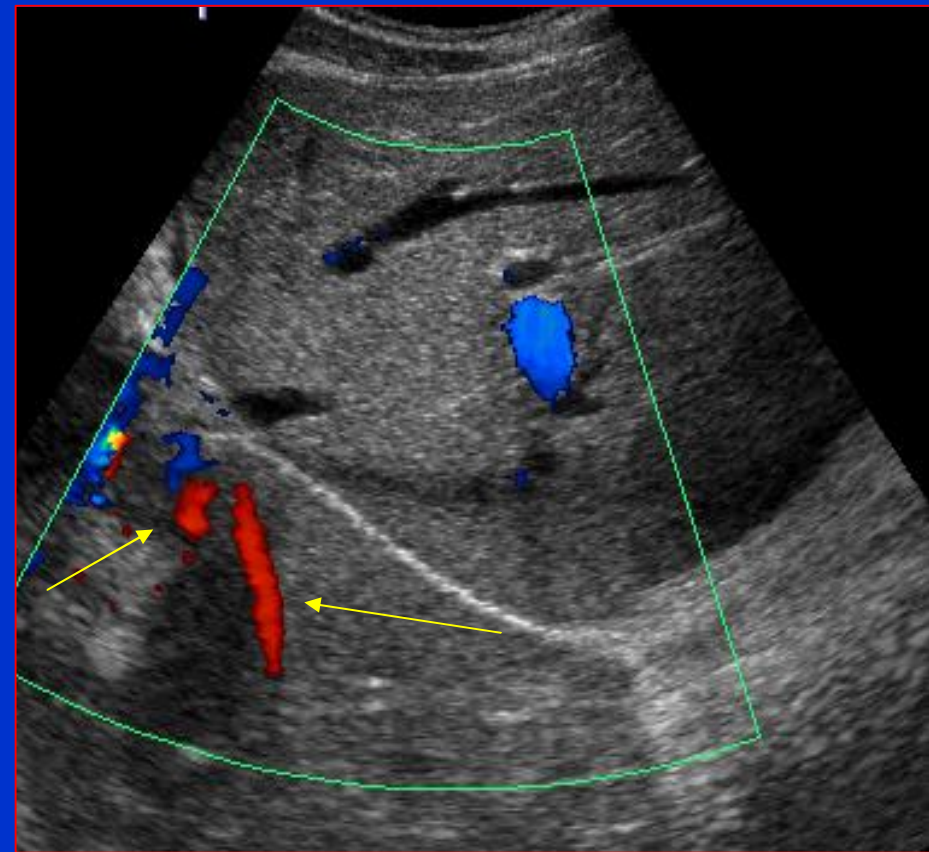
Figure 1. Longitudinal transvaginal sonogram showing the intrauterine pregnancy on the left and the mirror-image pregnancy in the rectouterine pouch on the right.



Effet miroir et Doppler couleur



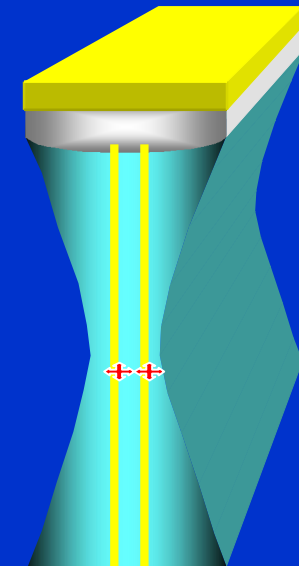
Mode B



Mode Doppler couleur

Artéfacts d'épaisseur de coupe (volume partiel)

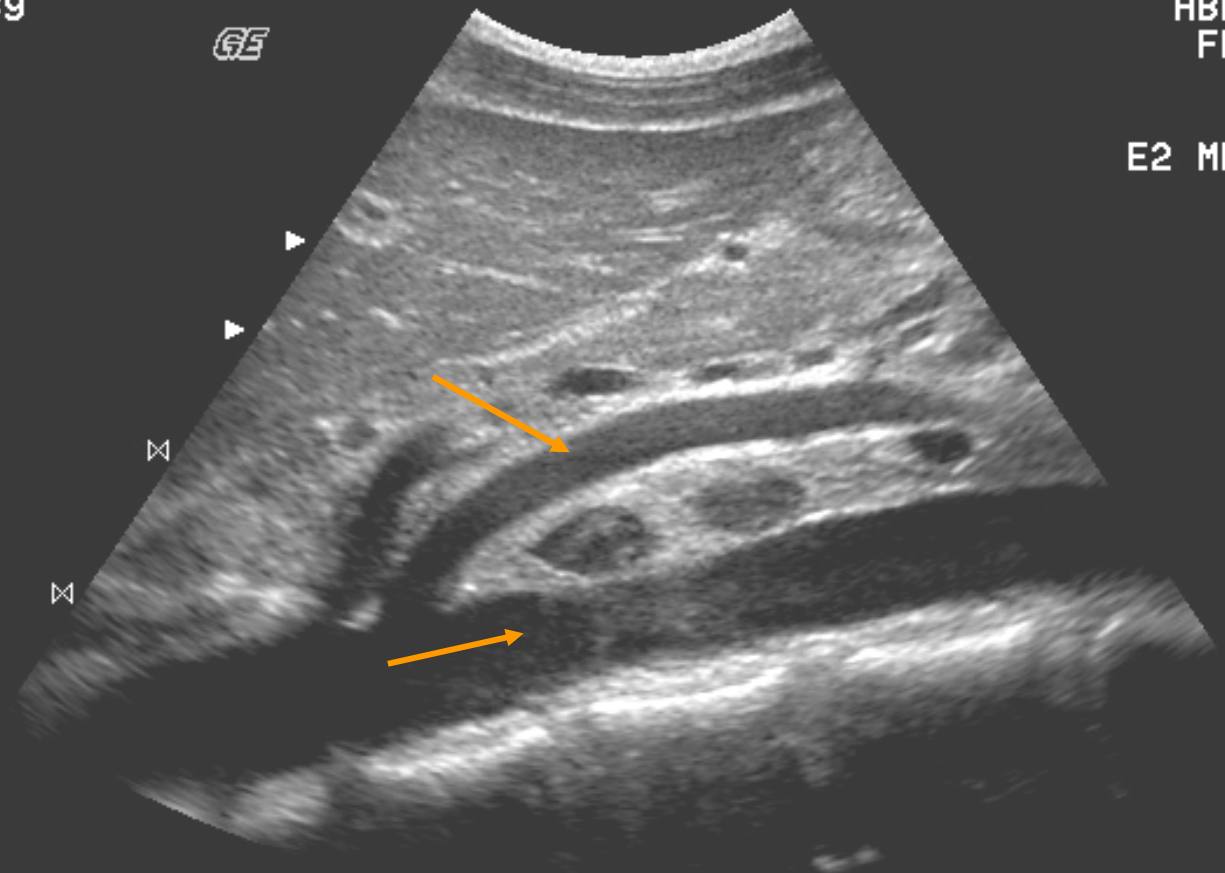
L'épaisseur du faisceau ultrasonore dans le plan perpendiculaire au grand axe de la sonde, dépend de la **Focalisation en épaisseur de la sonde**



IM#9

GE

ABDMEN1
FROZEN
21G
72DR
E2 MD* A3

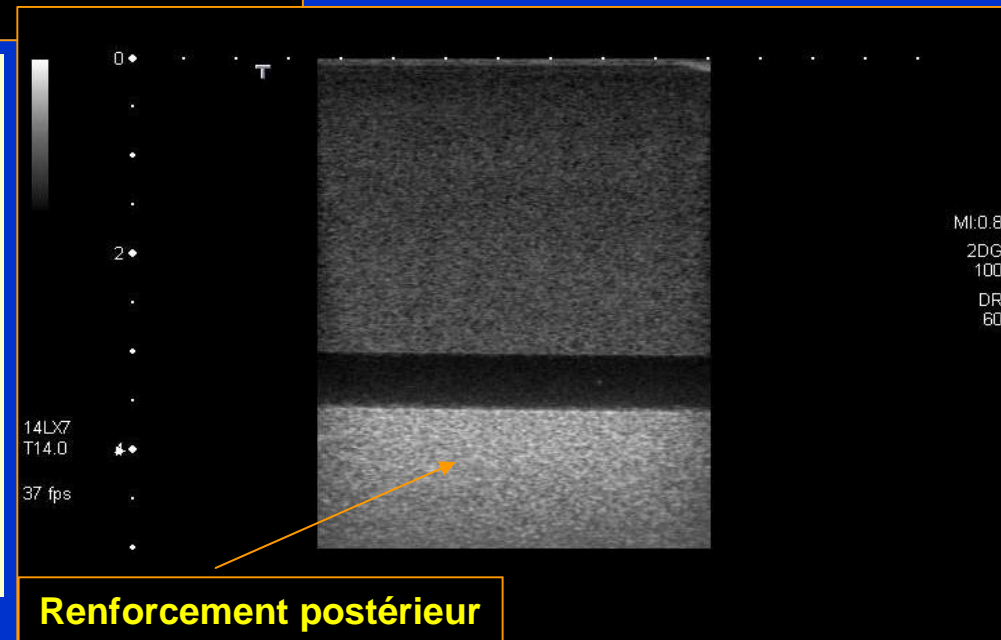
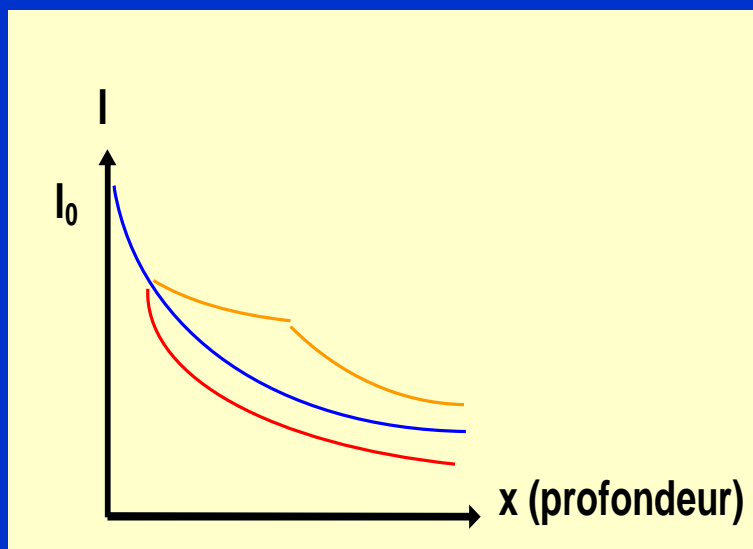
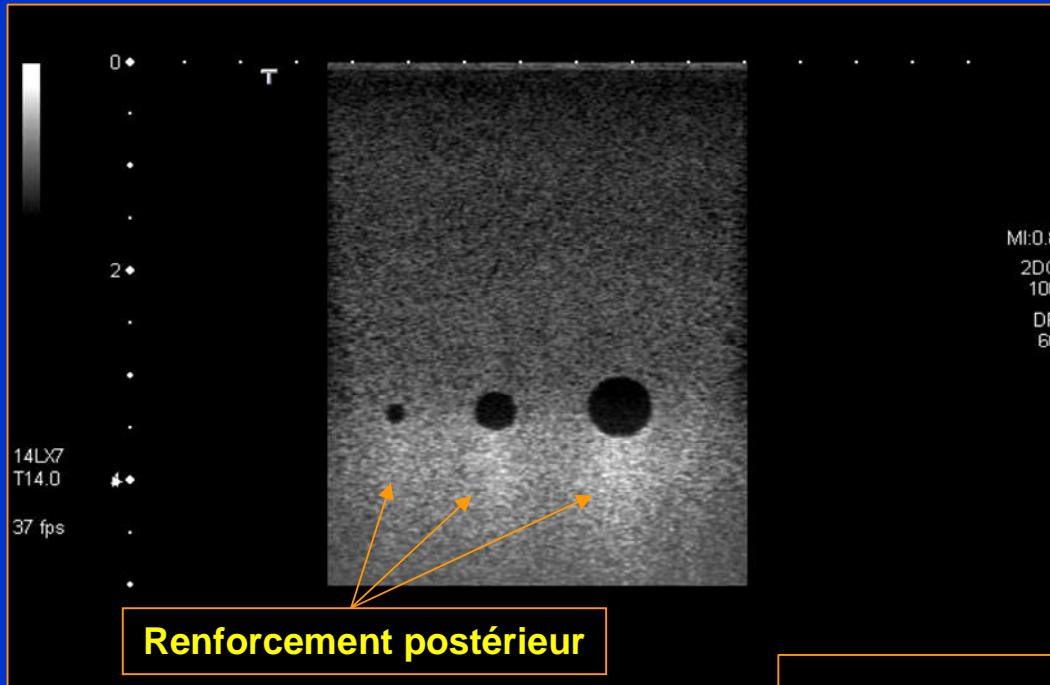


LYMPHADENOPATHY

MI=0.5 AO=100%

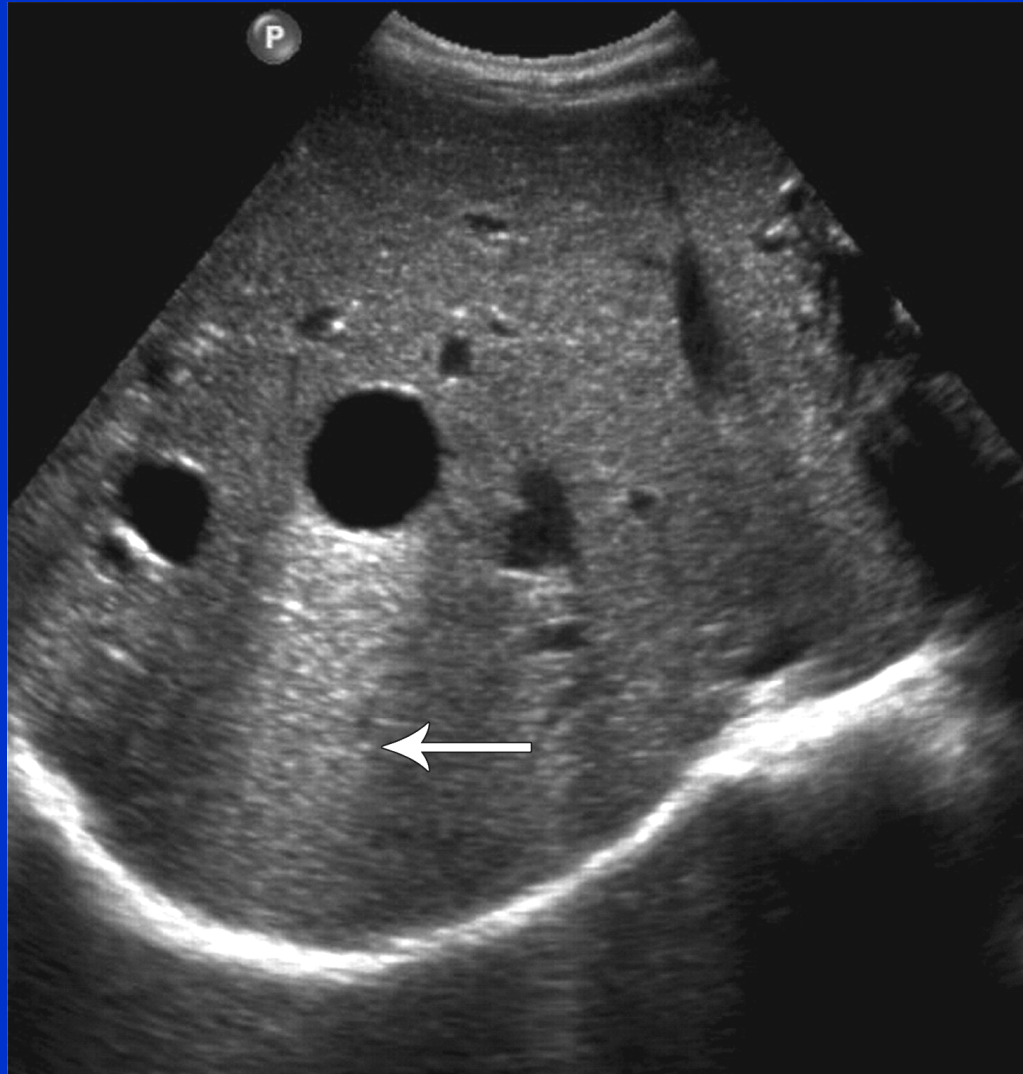
Renforcement Postérieur

Tubes en transverse et en long

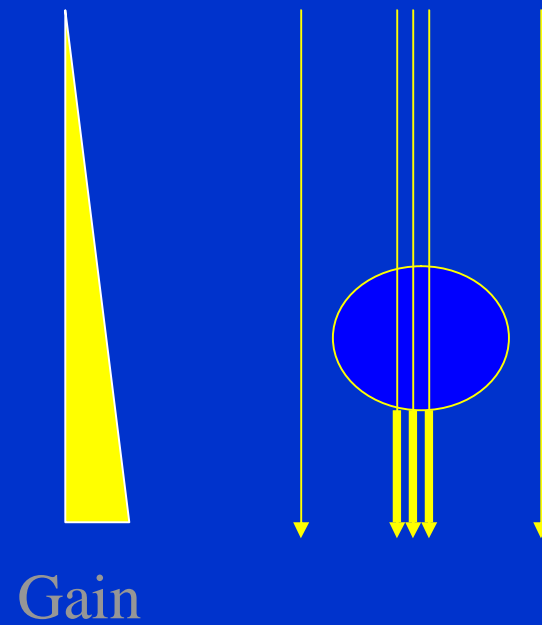
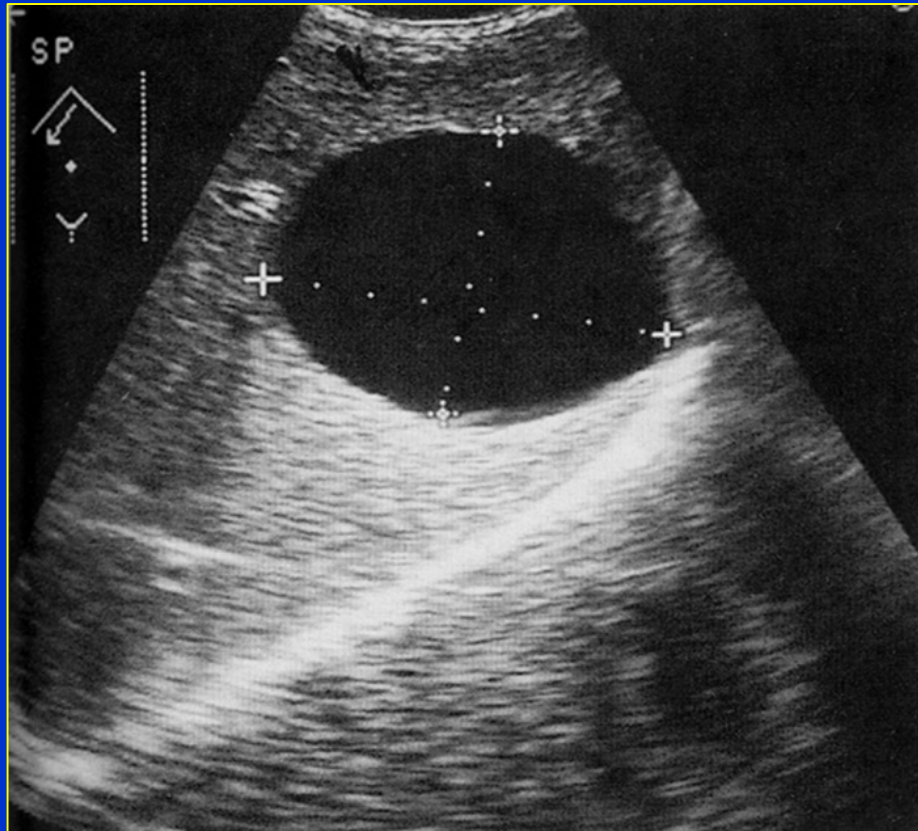


Renforcement postérieur

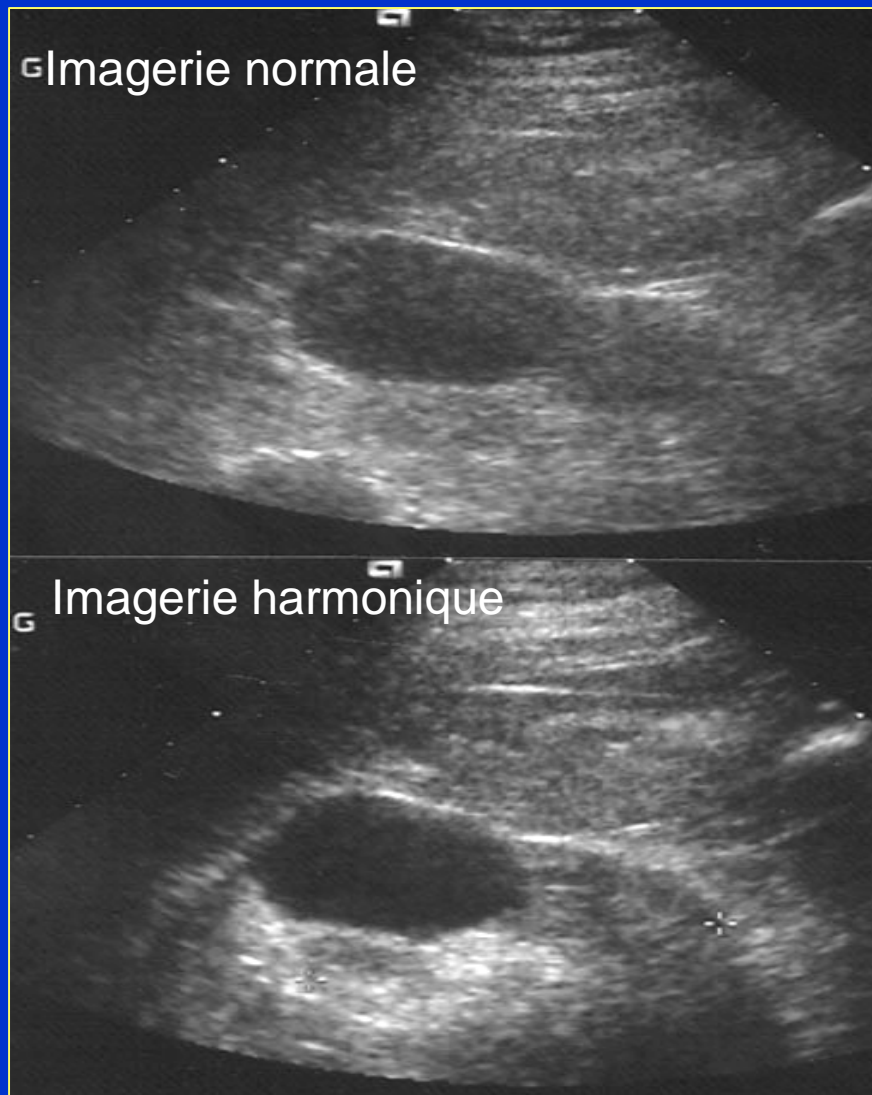
Kyste hépatique



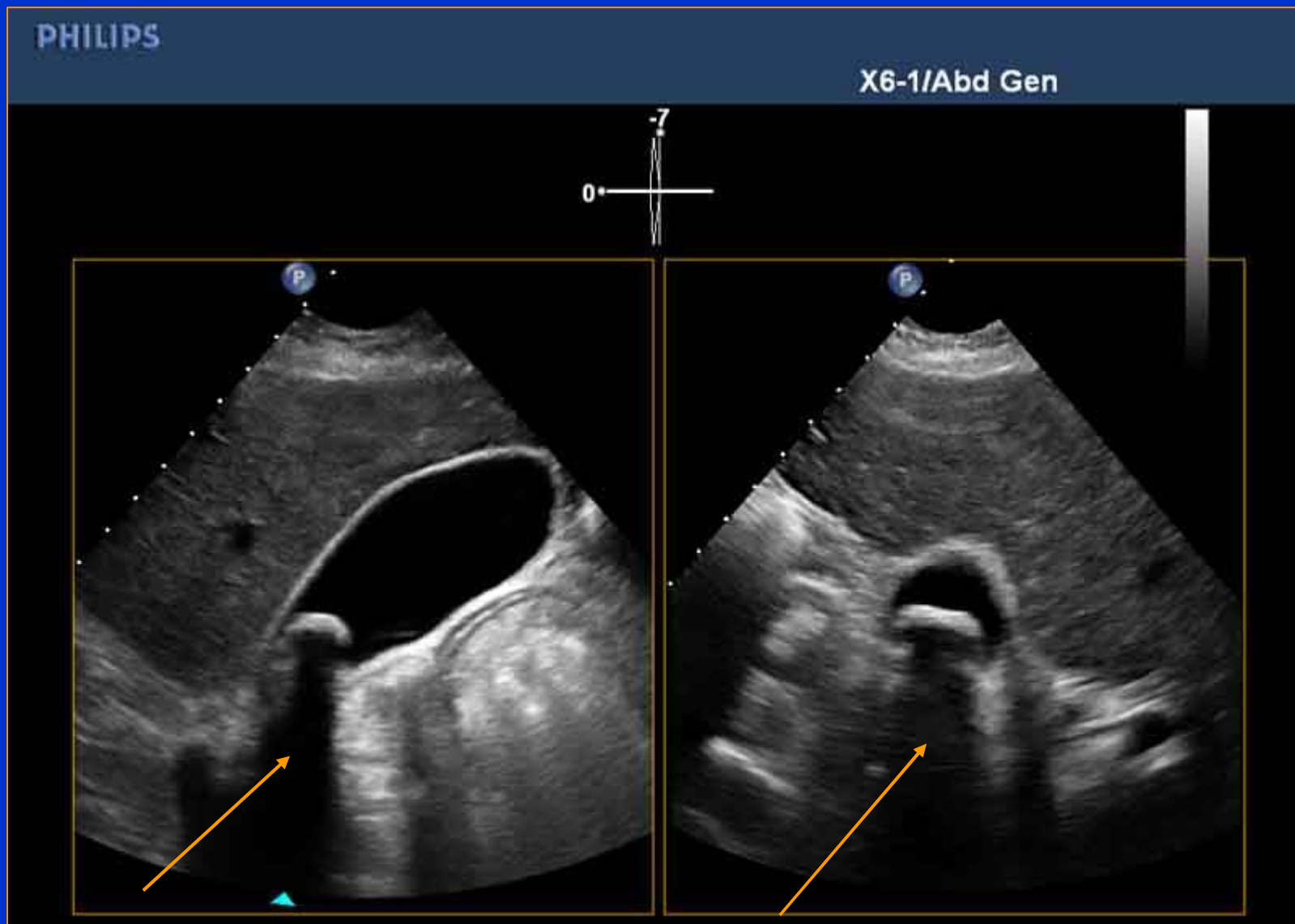
Renforcement postérieur



L'imagerie harmonique
accentue le **renforcement**
acoustique en arrière d'une
structure liquidienne
(fonction de l'énergie du
faisceau)

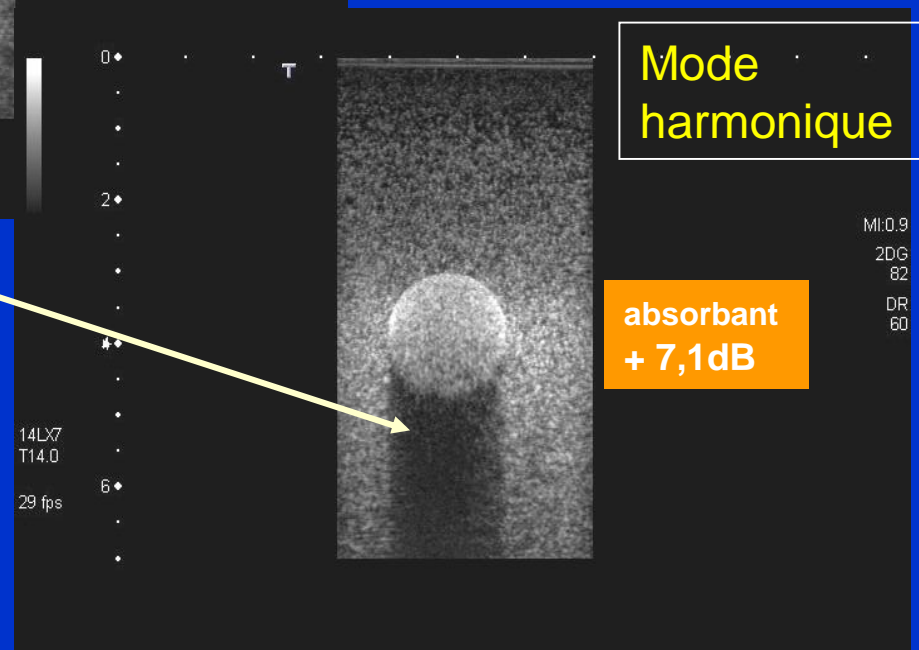
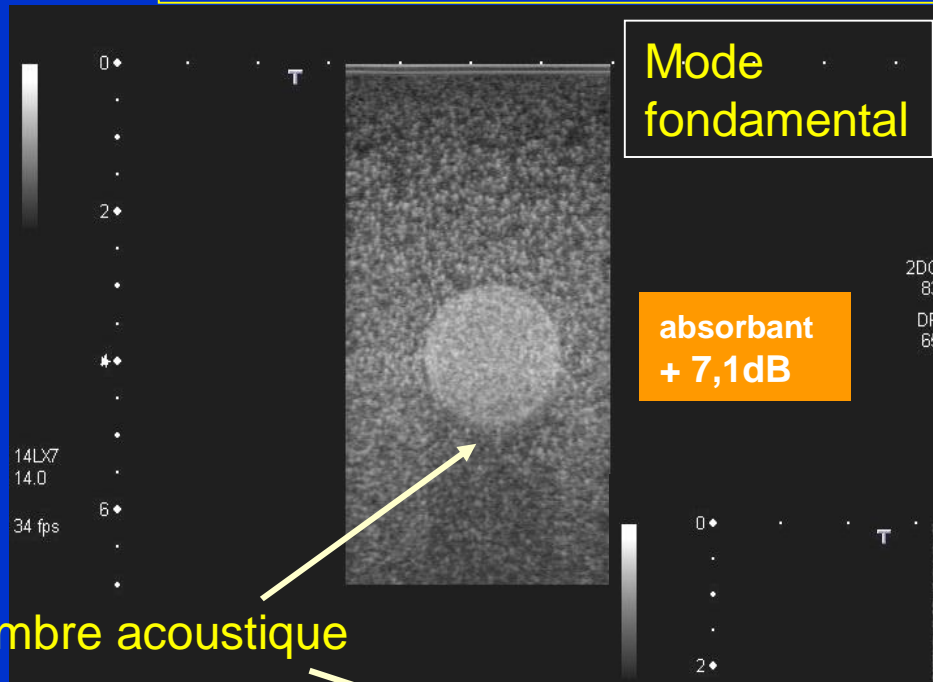


Ombres acoustiques

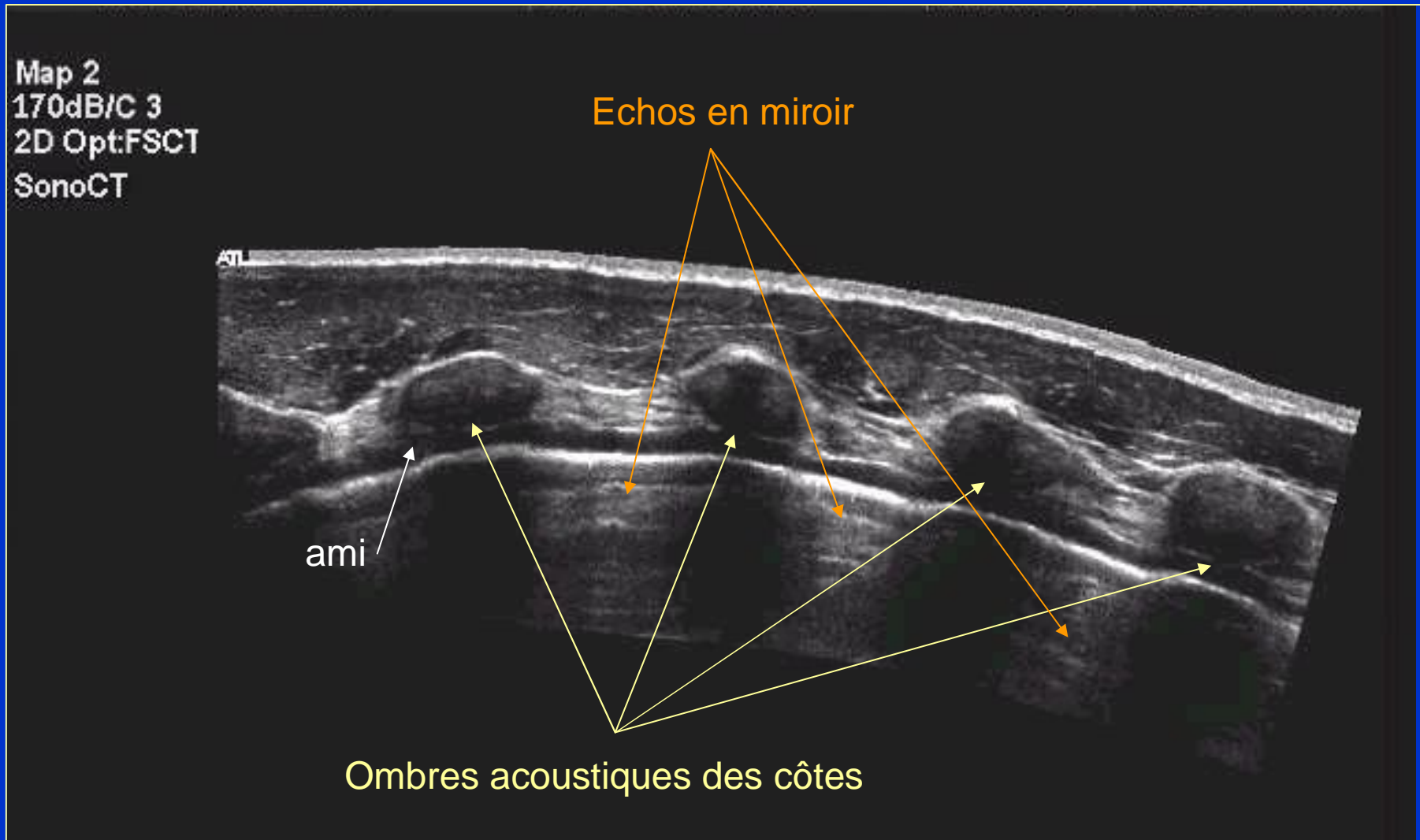


Vésicule biliaire et lithiase

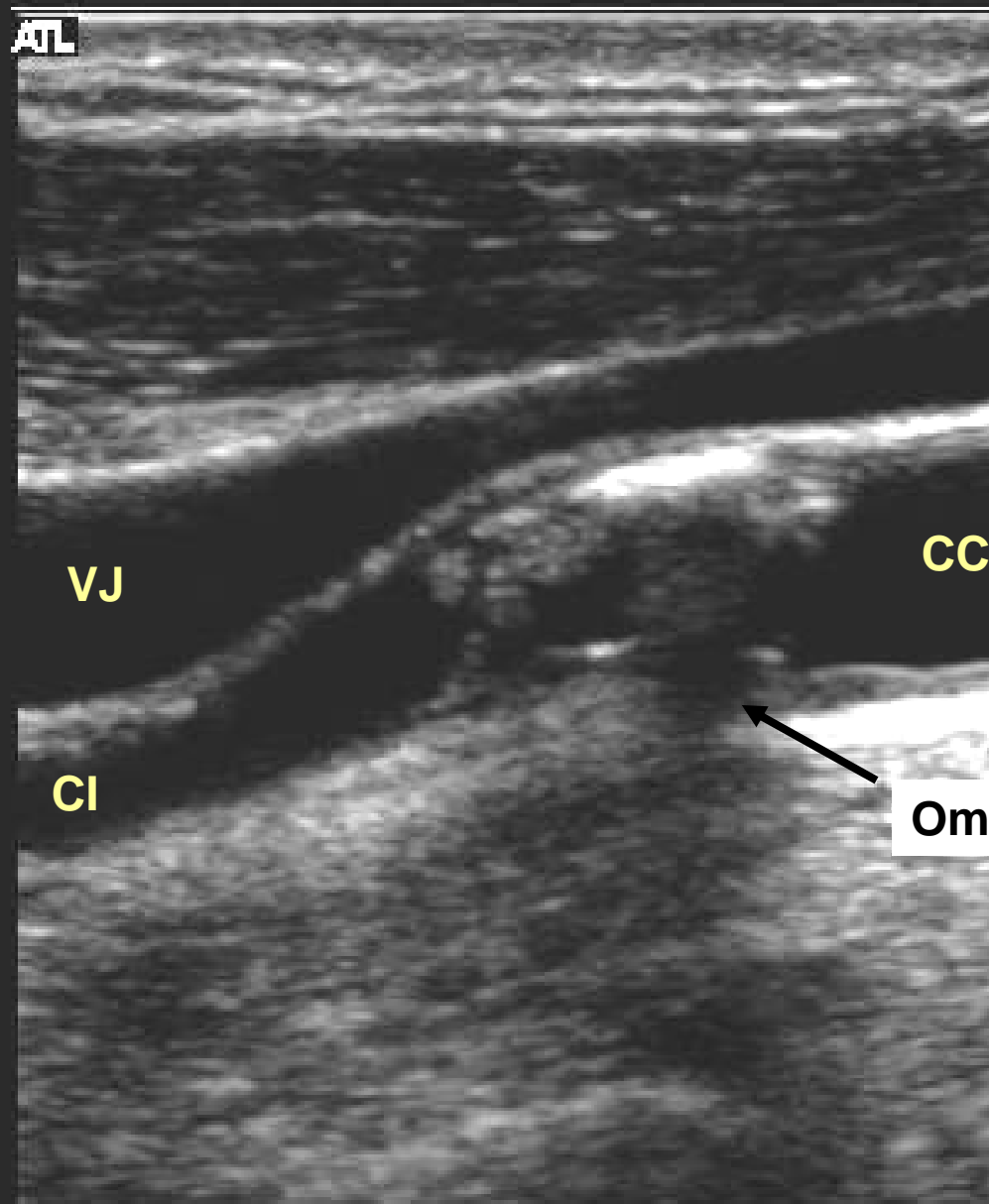
Le phénomène d'ombre acoustique (majoré par l'utilisation du mode harmonique)



Coupe transcostale. Artère mammaire interne (ami)



2
ff
SCT
SURV
m

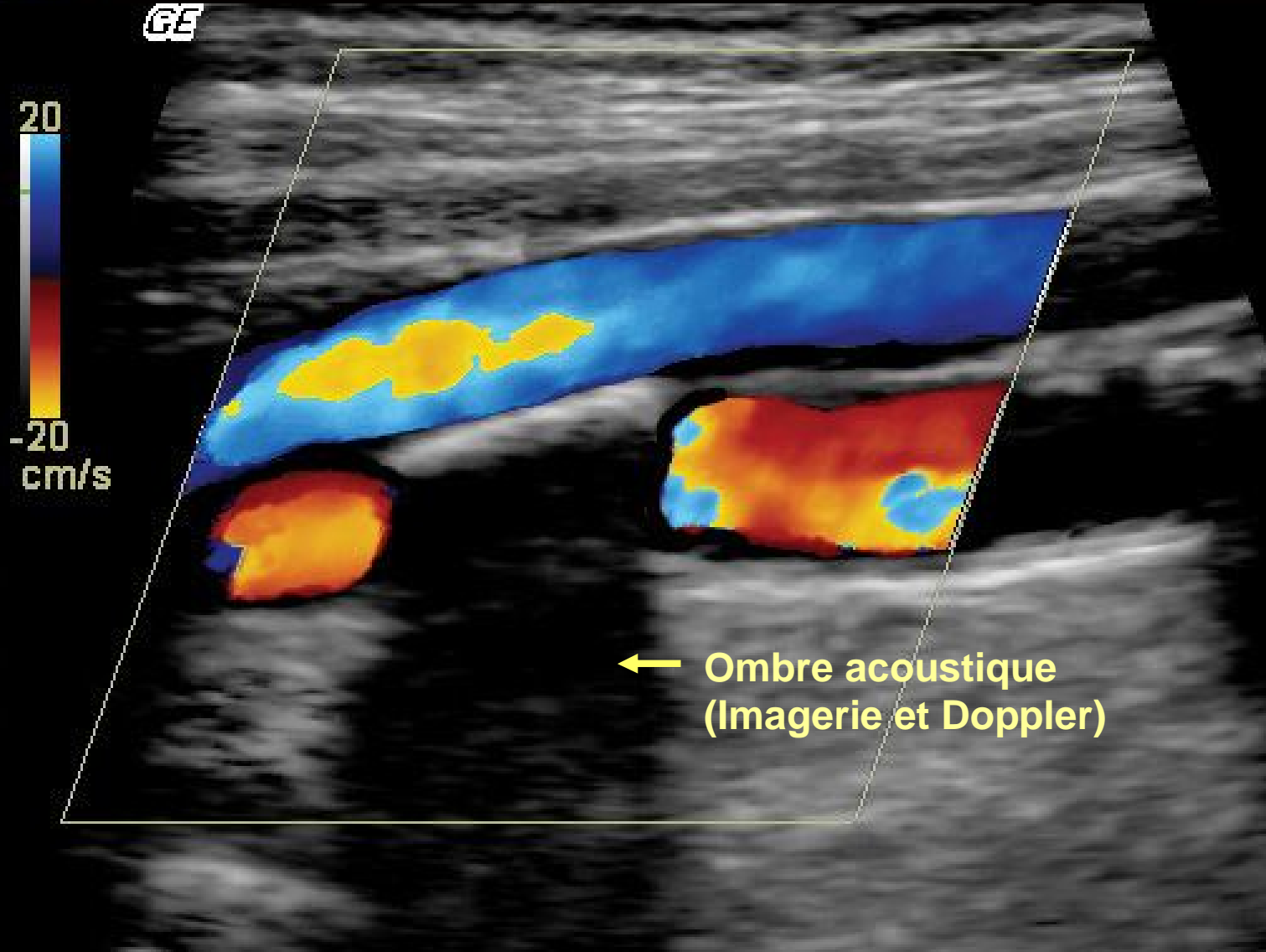


-0
.
-1
.
-2
.
-3
.
-4
.
↑↓

Plaque partiellement calcifiée bulbe carotidien



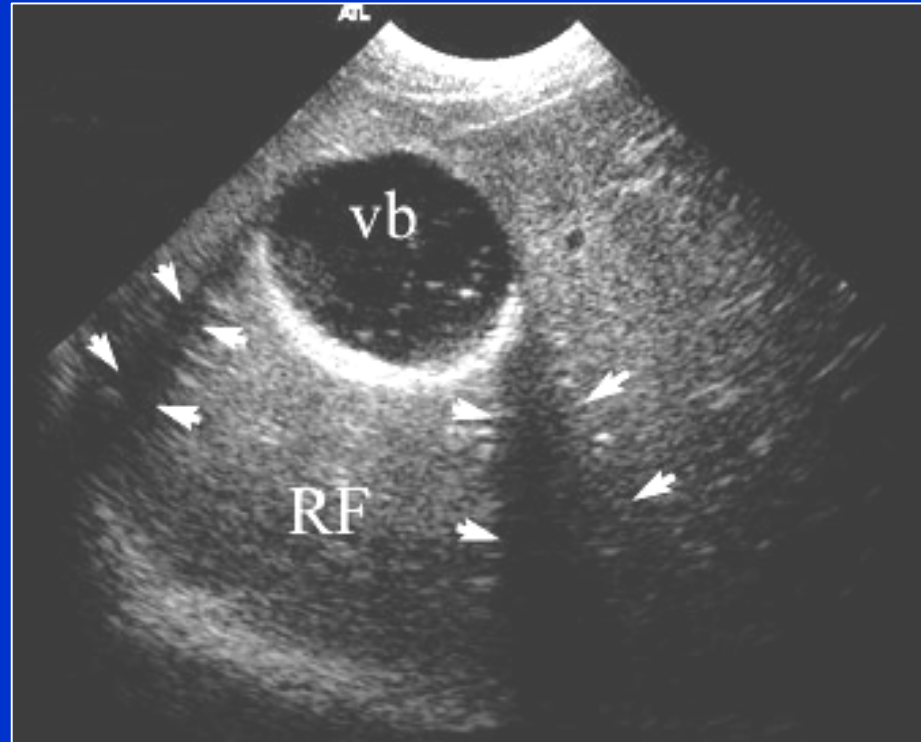
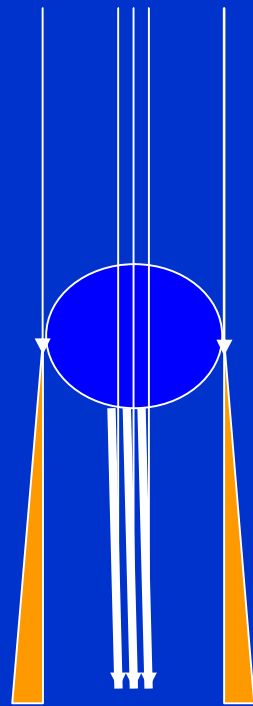
MI 1.0 TIs 0.5 10L
---:---
Carotid



| | | |
|----|-----|---------|
| - | B | |
| - | Frq | 8.0 MHz |
| - | Gn | 14 |
| - | E/A | 2/5 |
| - | Map | N/0 |
| - | D | 4.0 cm |
| 1- | DR | 75 |
| - | FR | 17 Hz |
| - | AO | 100 % |
| - | | |
| 2- | CF | |
| - | Frq | 5.0 MHz |
| - | Gn | 16.5 |
| - | L/A | 1/3 |
| - | AO | 100 % |
| - | PRF | 2.6 kHz |
| - | WF | 201 Hz |
| - | S/P | 5/8 |
| 3- | | |
| - | | |
| 4- | | |

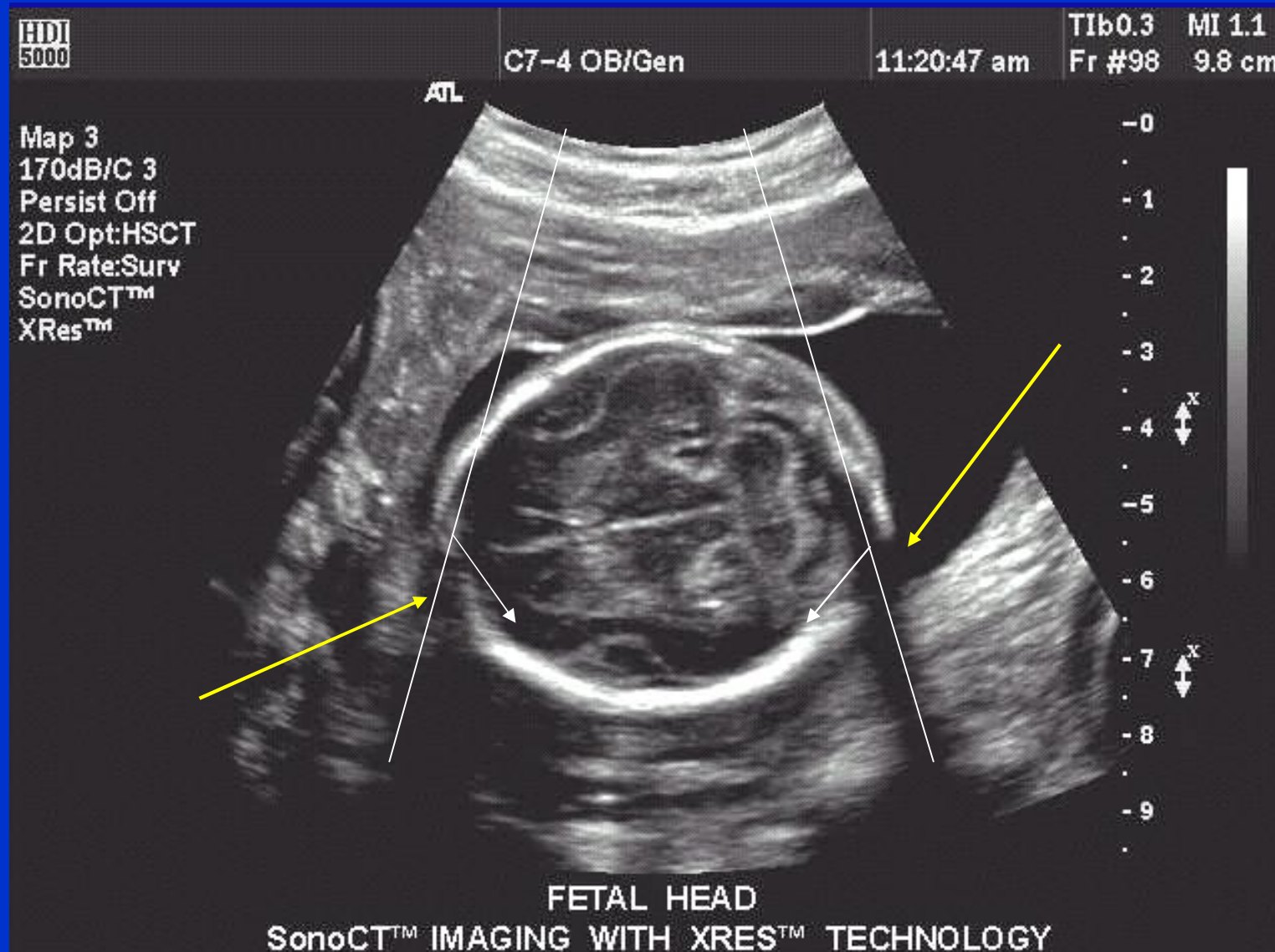
plaque calcifiée carotide interne

Ombre de bord (réflexion oblique, réfraction)

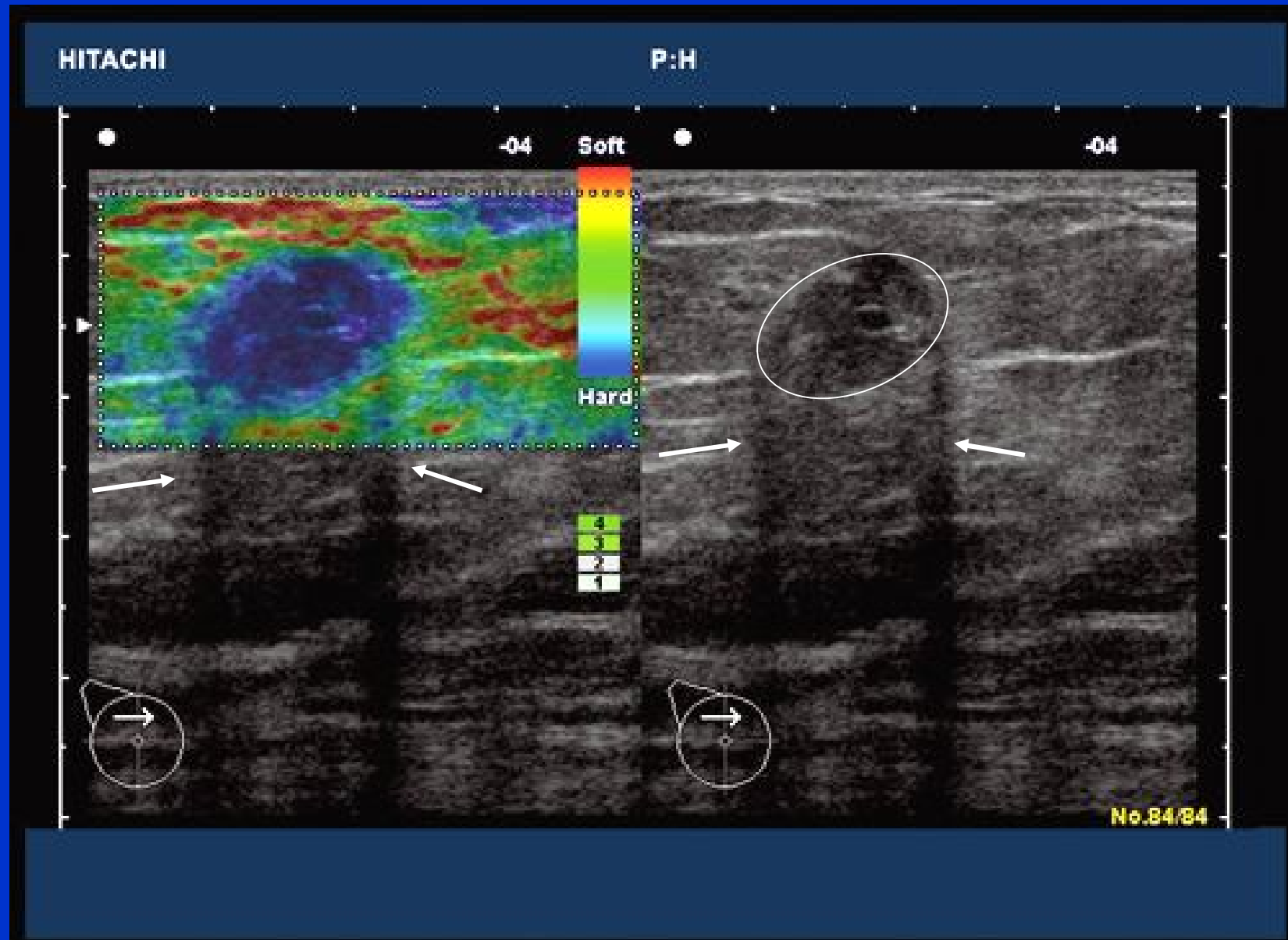


- Le cône d'ombre latéral est dû à une diffraction du faisceau d'ultrasons sur des structures rondes.
- La déviation des ultrasons est responsable du retour d'un moins grand nombre d'échos dans cette zone, et donc d'une image plus sombre.
- Ce phénomène se produit en bordure des structures rondes: kystes, vésicule biliaire, vaisseaux, etc....

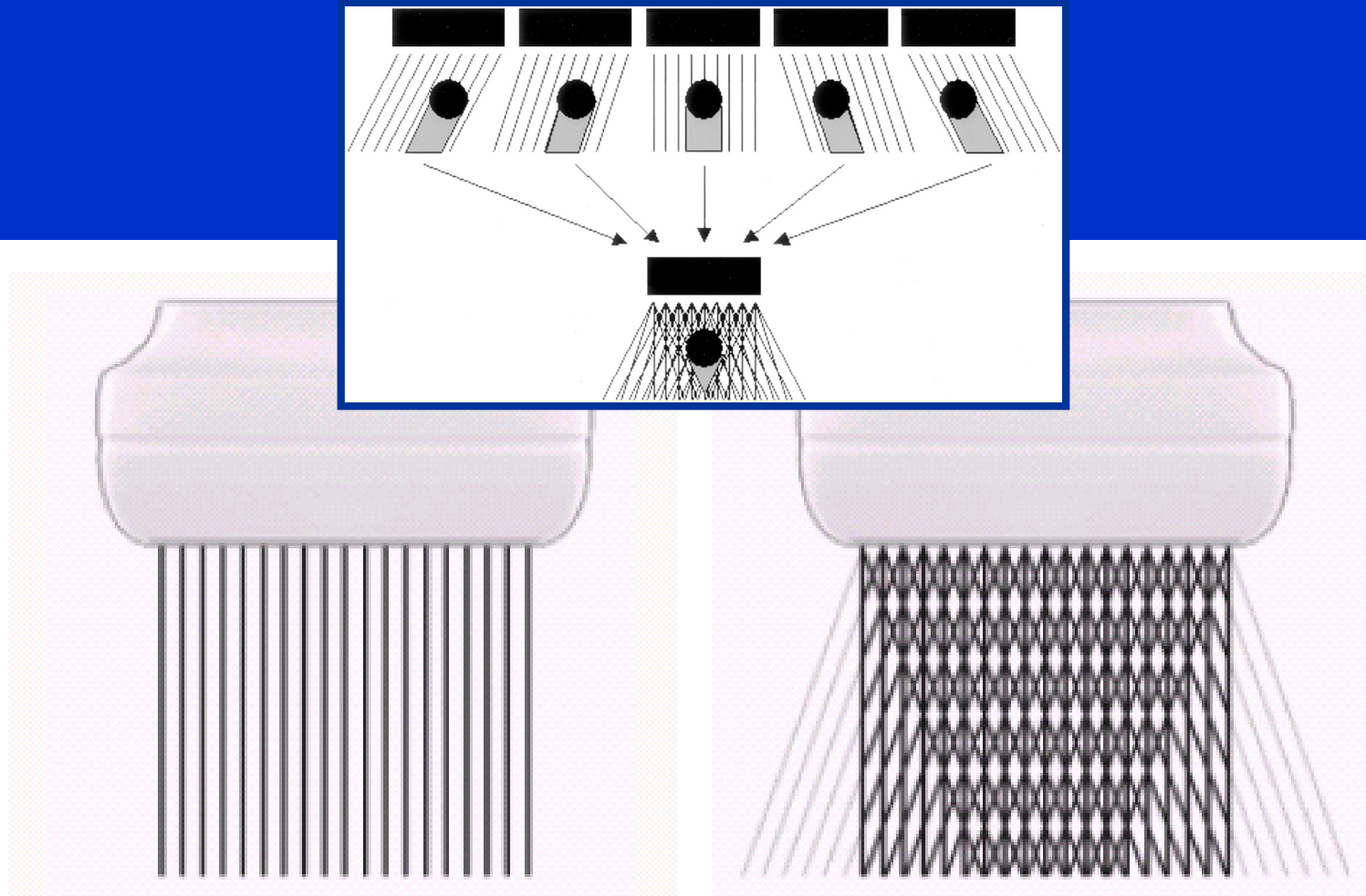
Cônes d'ombre latéraux: tête foetale



Sein: carcinome canalaire nodule rigide en élastographie + ombres acoustiques



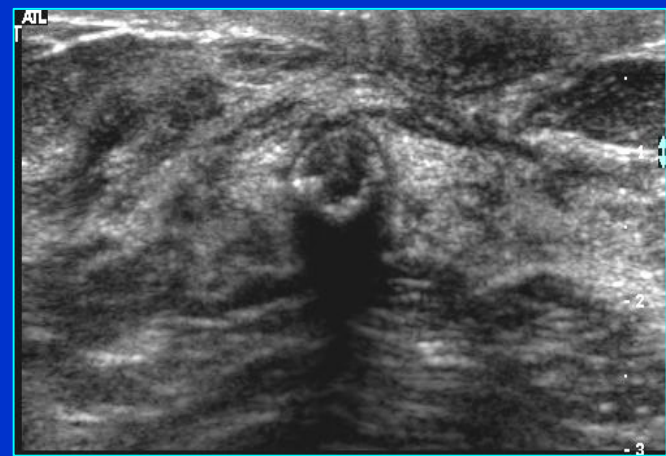
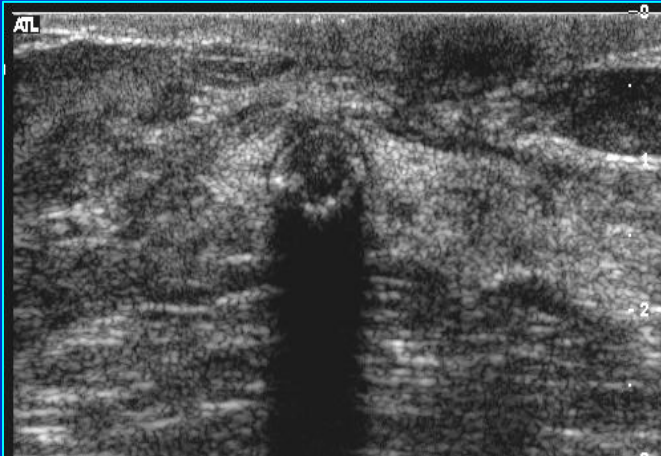
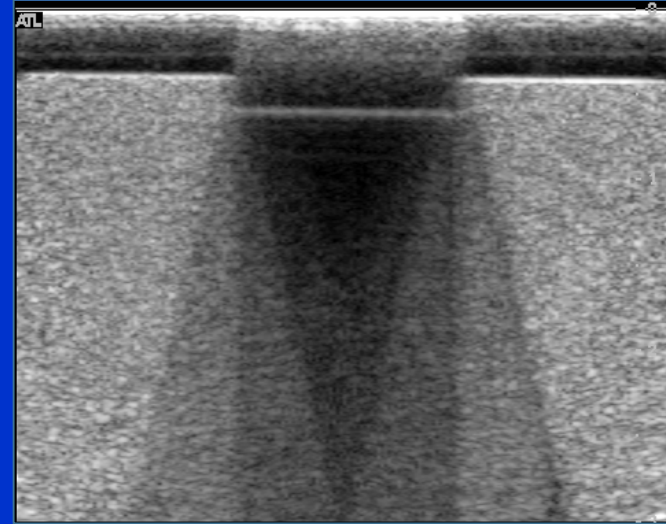
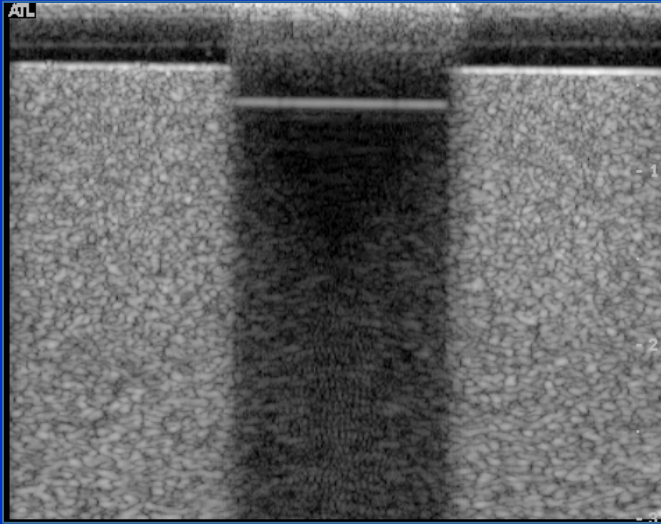
Mode composite (compound)



*Fig. 1. Comparison of conventional and compound acquisition with a linear-array transducer.
Fig. 1a. Conventional acquisition: all scan lines are parallel to each other, and perpendicular to the face of the transducer.*

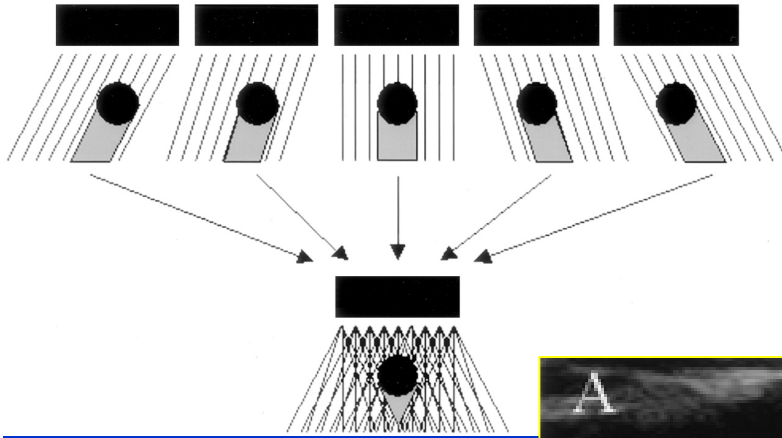
Fig. 1b. Compound acquisition: successive frames use different steering angles. The outermost regions of the compound image may not be included in the display.

Le phénomène d'ombre acoustique (minoré par l'utilisation du mode composite (SonoCT®))

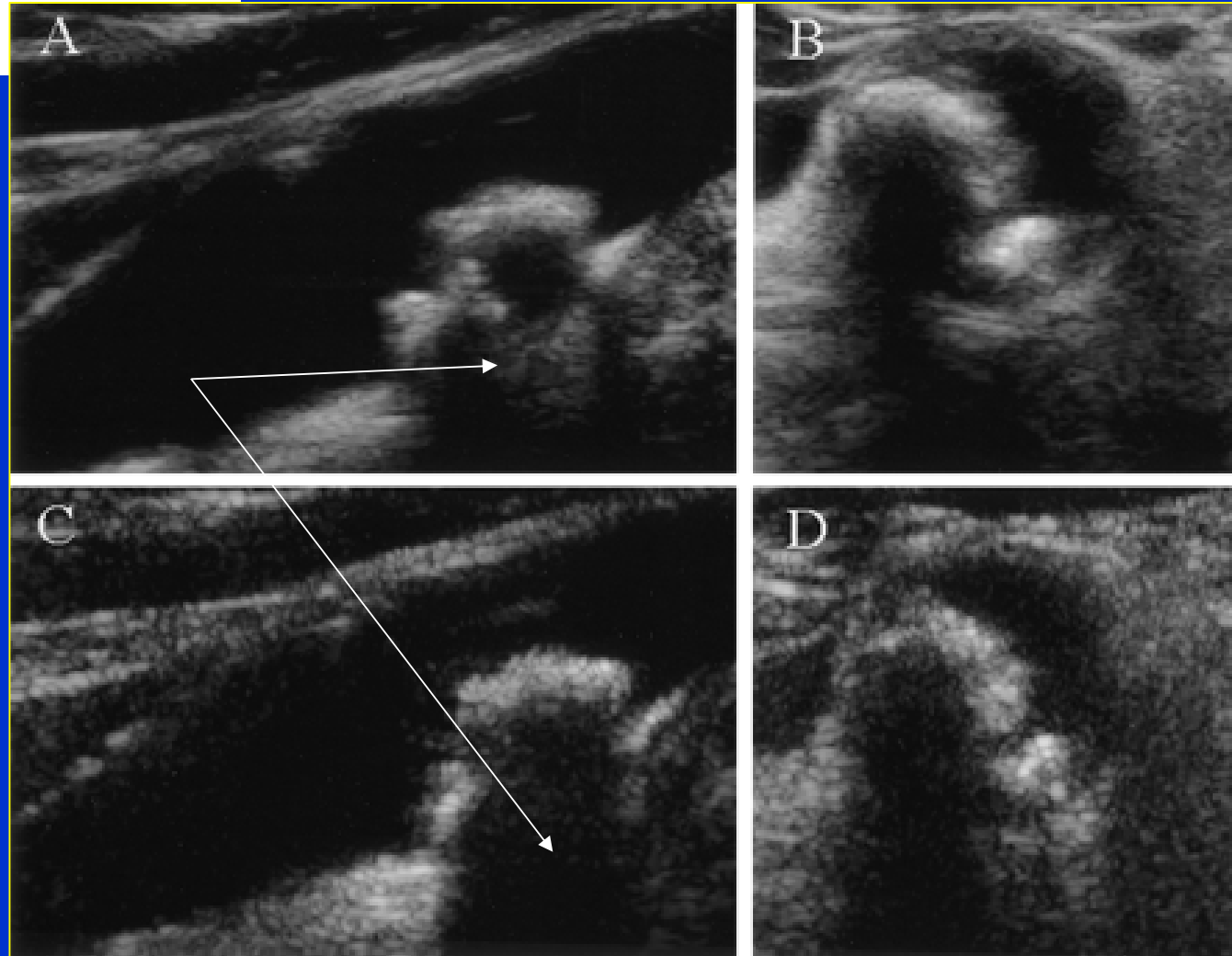


Plaques carotidiennes

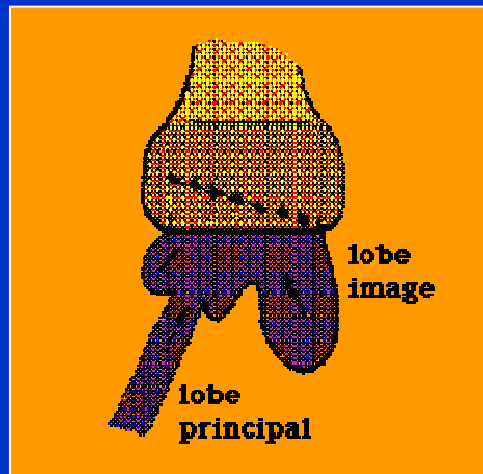
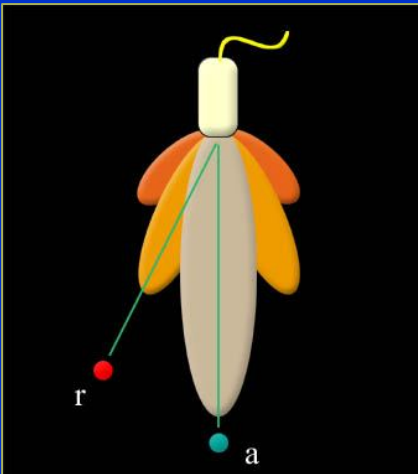
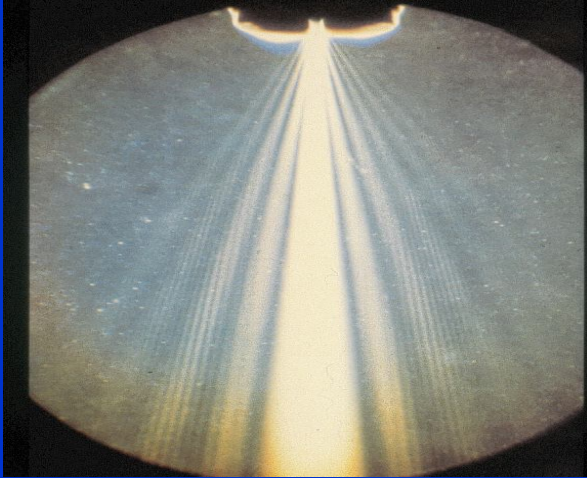
A et B: imagerie compound
C et D: imagerie normale



Réduction des ombres acoustiques dans le mode compound



Artéfacts liés aux lobes latéraux



Cet artéfact est lié à l'émission simultanée d'un faisceau d'ultrasons principal et de faisceaux latéraux.

L'image reste essentiellement formée par le faisceau principal, central, car les faisceaux latéraux (accessoires), sont vite atténués. Ils sont cependant source d'artéfacts dans certains cas (liquides proches de structures très échogènes)

Intérêt de l'imagerie harmonique

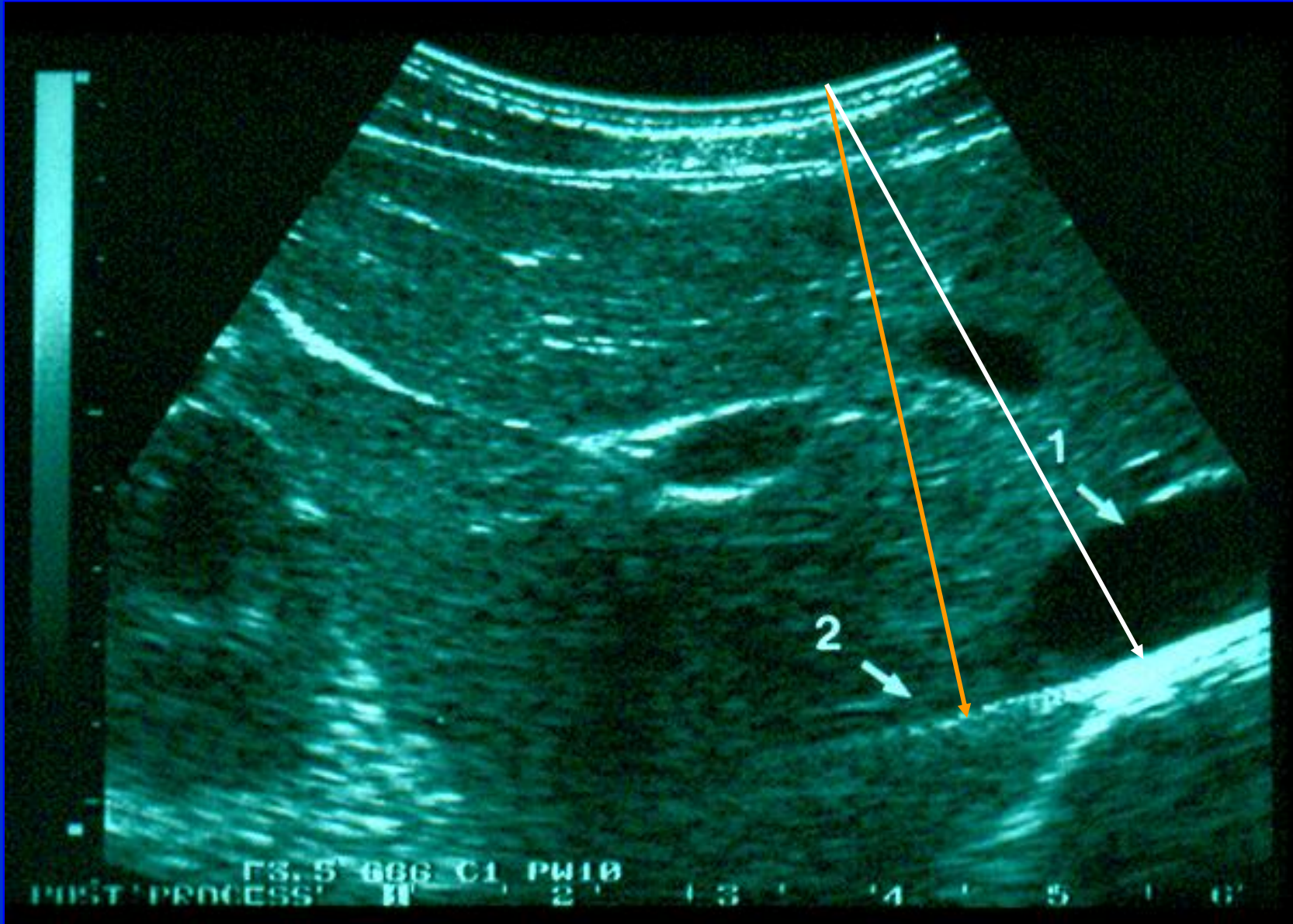
Distribution de l'intensité ultra-sonore pour les sondes à balayage sectoriel

Lobes latéraux ↓

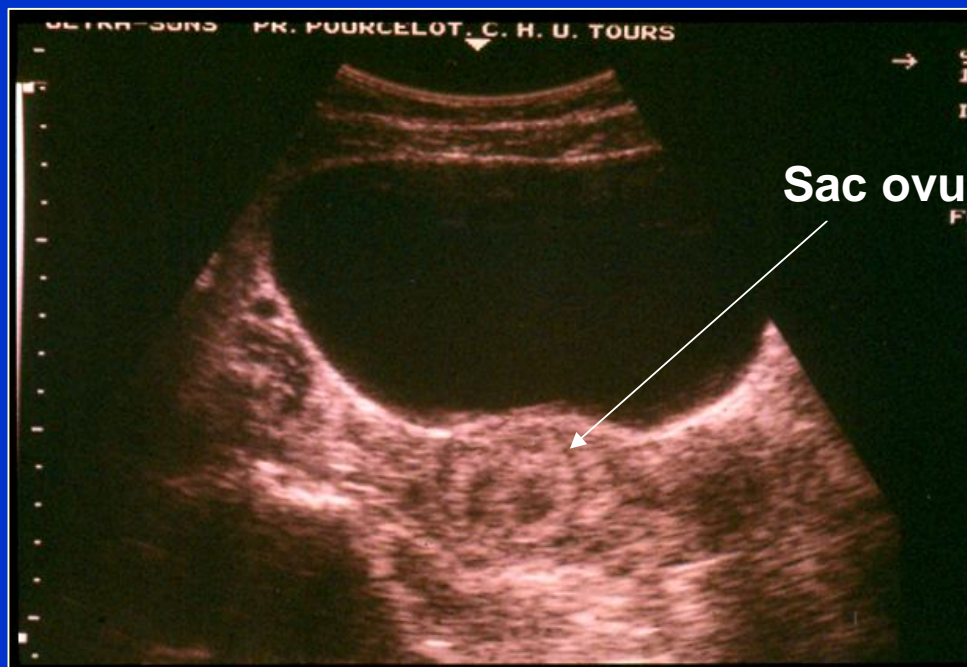
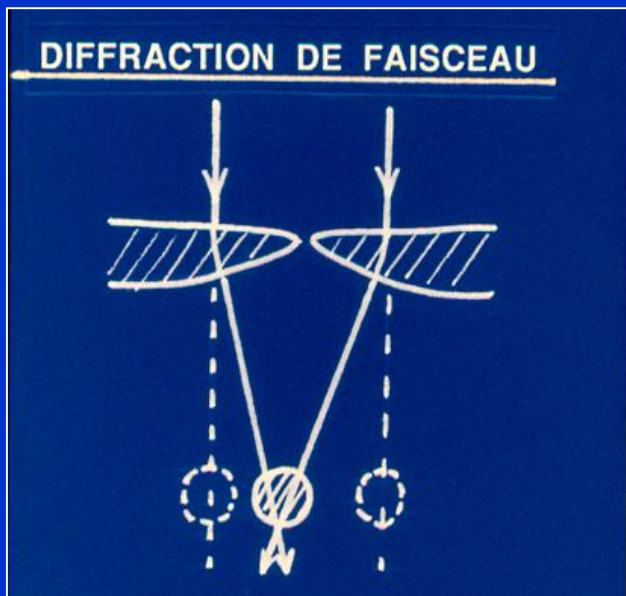


Vésicule biliaire et échos parasites liées à la réflexion sur les gaz intestinaux

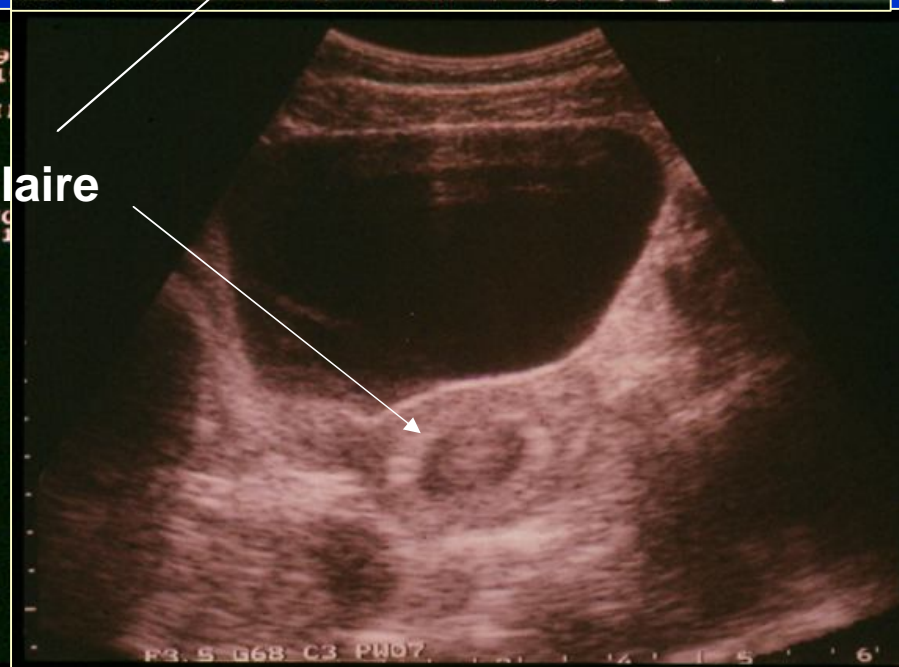
Lobe latéral



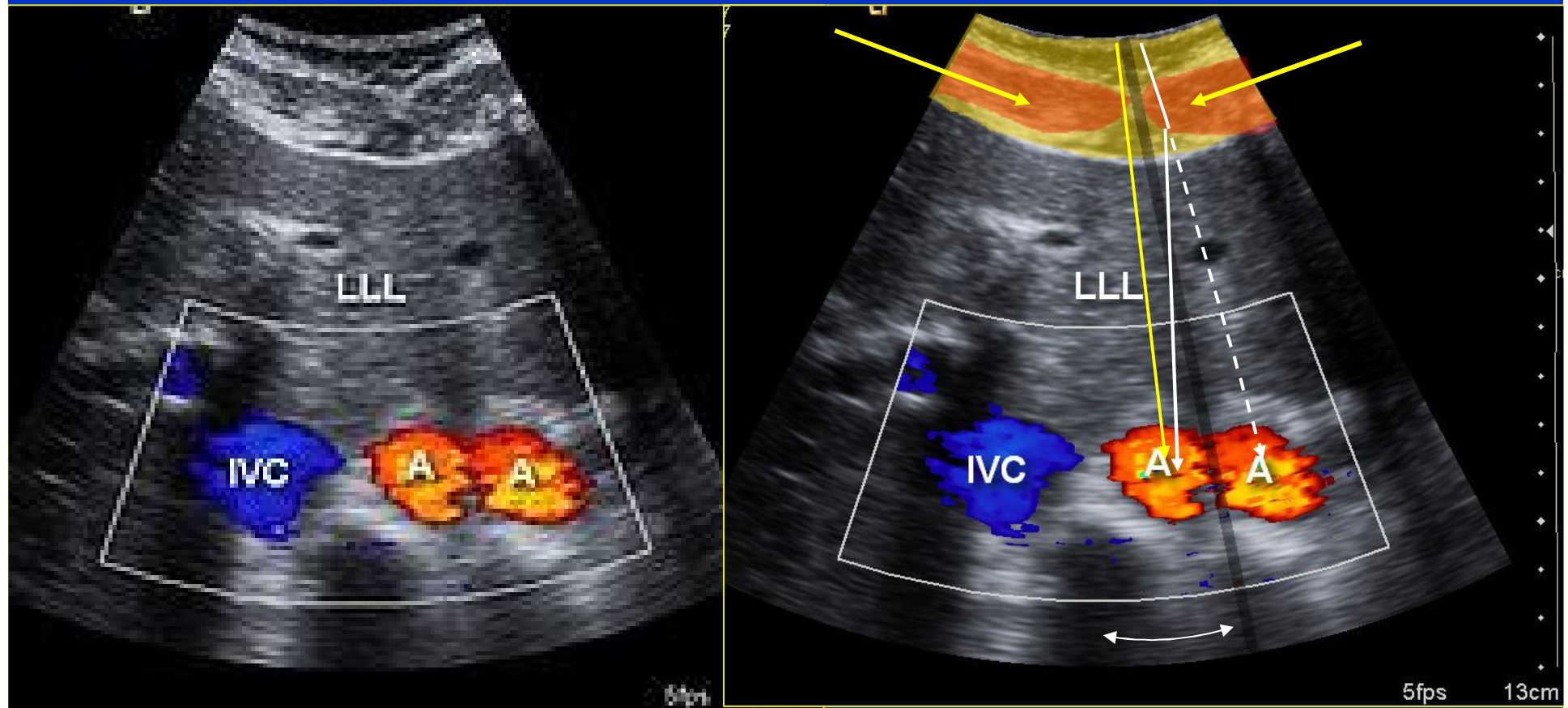
Effet de prisme des muscles abdominaux



Sac ovulaire

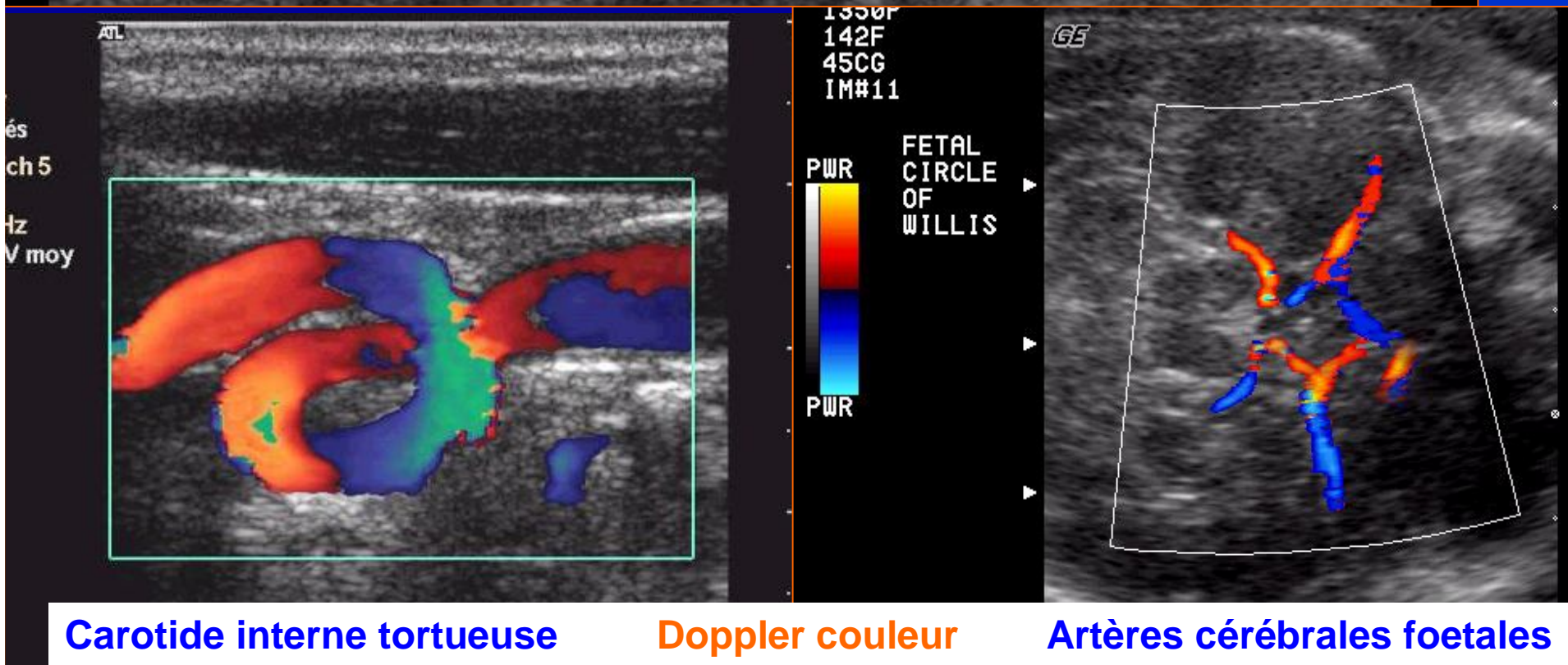
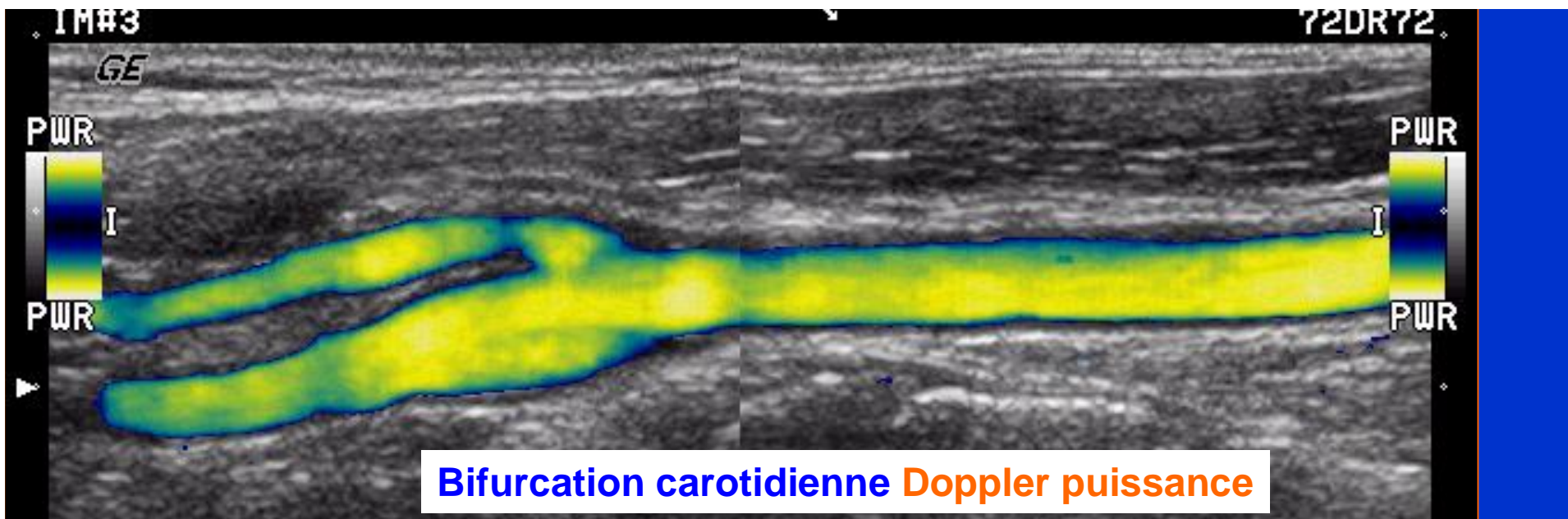


Diffraction de faisceau US. Double aorte ?



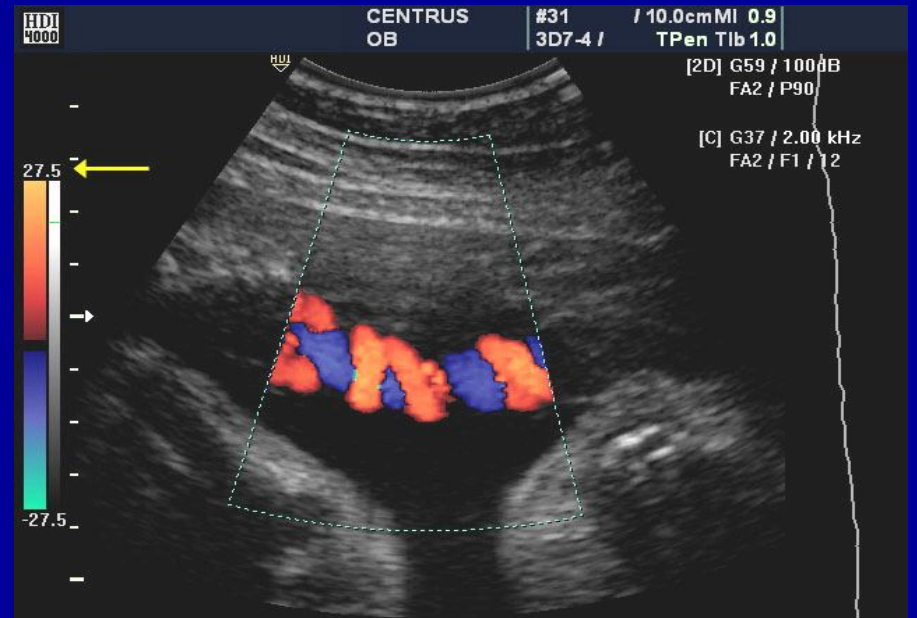
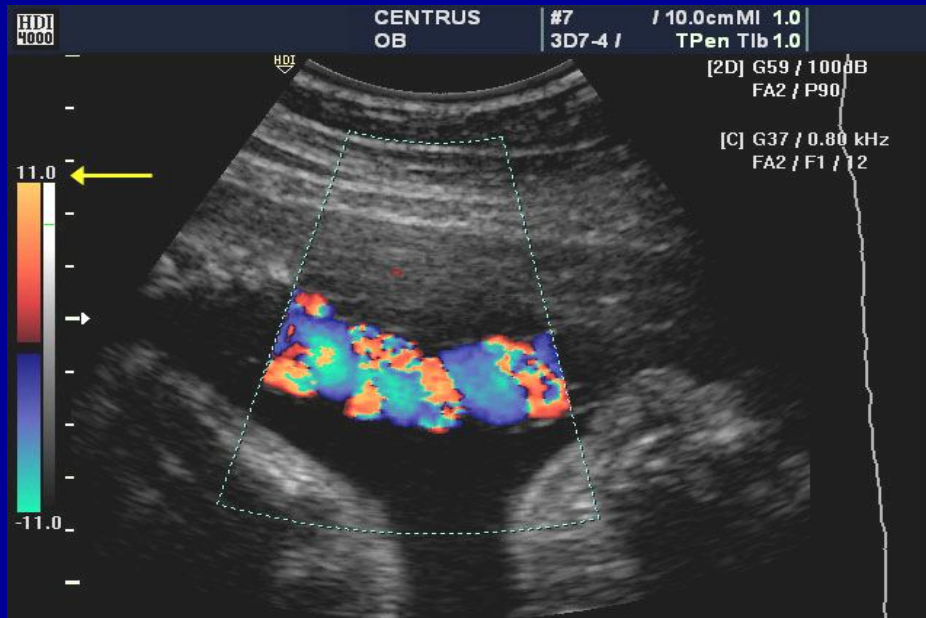
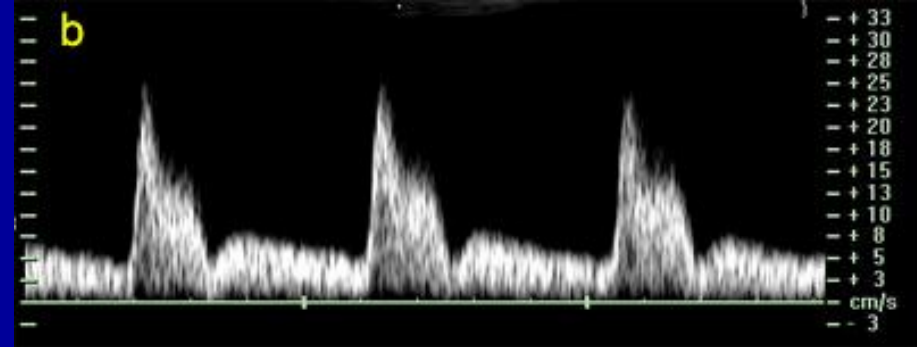
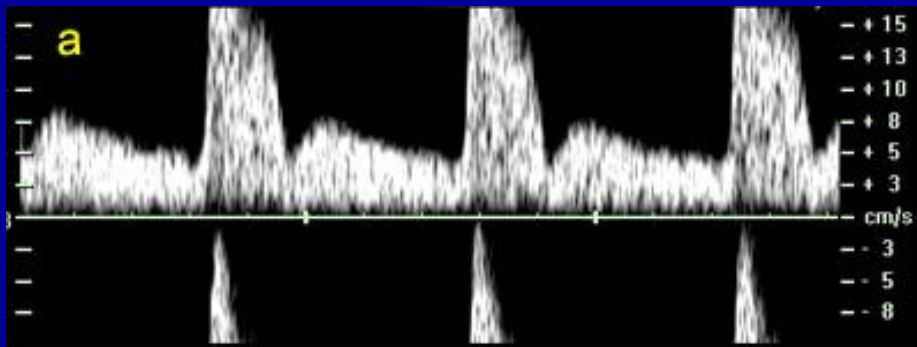
Artéfacts et exploration Doppler

- **Changement de polarité du signal Doppler liée à la variation d'angulation du faisceau**
- **Aliasing ou retournement de spectre**
- **Images en miroir, ombres acoustiques,**



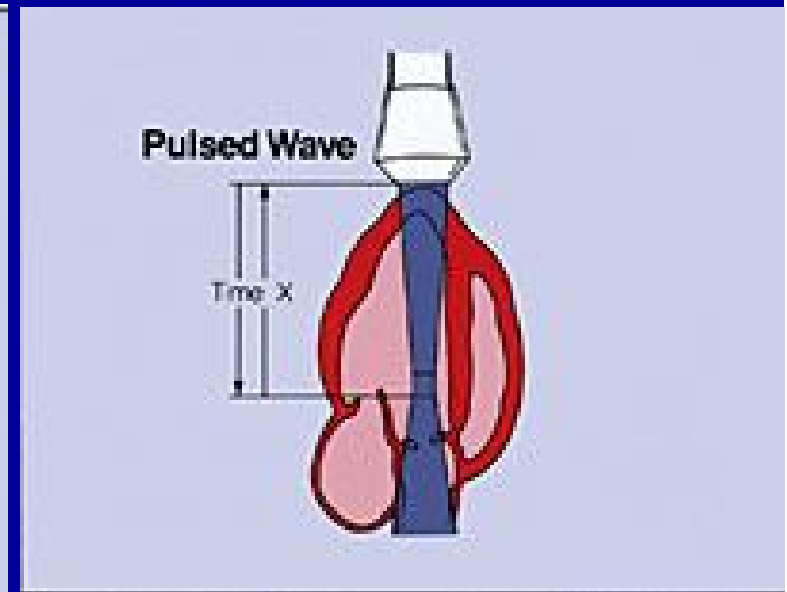
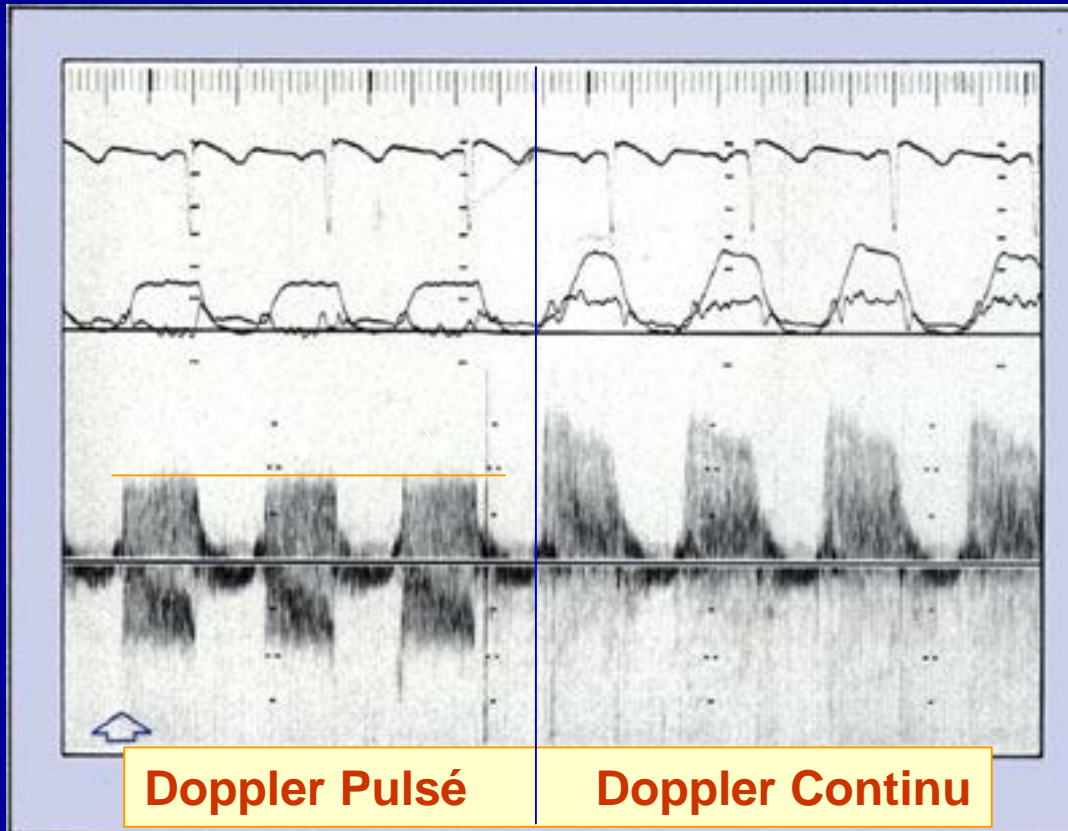
Avant correction

Après correction (augmentation de PRF)



**Aliasing en Doppler pulsé et Doppler couleur
(cadence d'échantillonnage PRF insuffisante)**

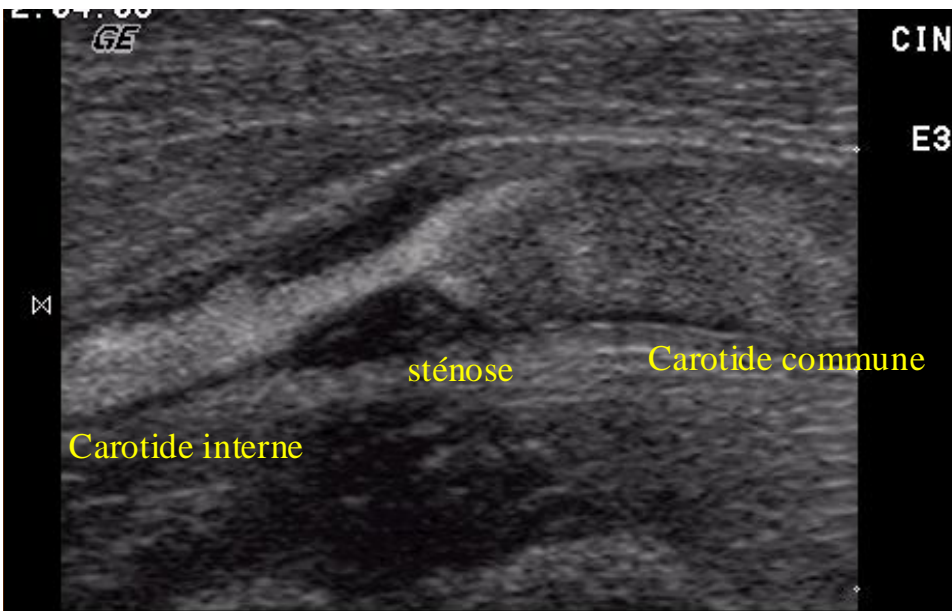
Aliasing: Doppler pulsé / Doppler continu



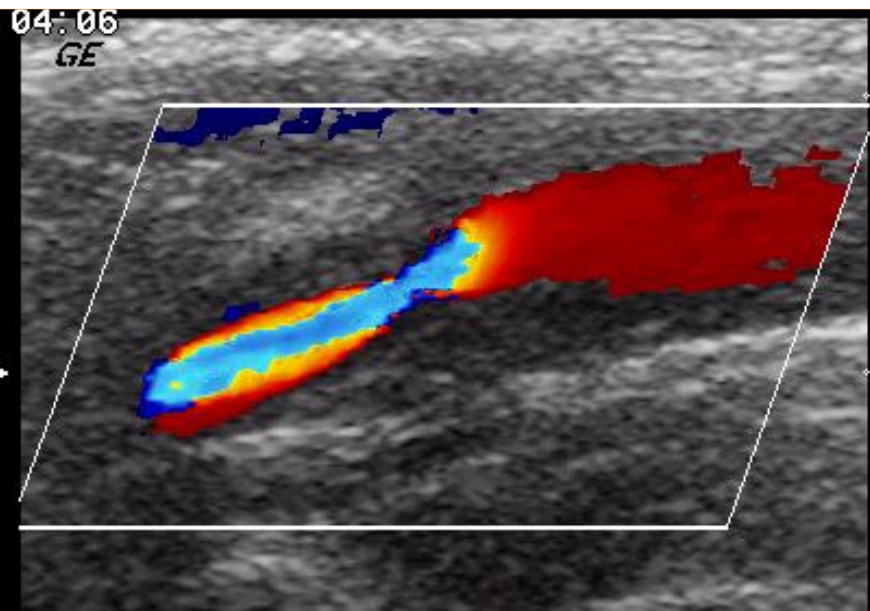
**Flux aortique
Insuffisance aortique**

Analyse spectrale Doppler aortique.

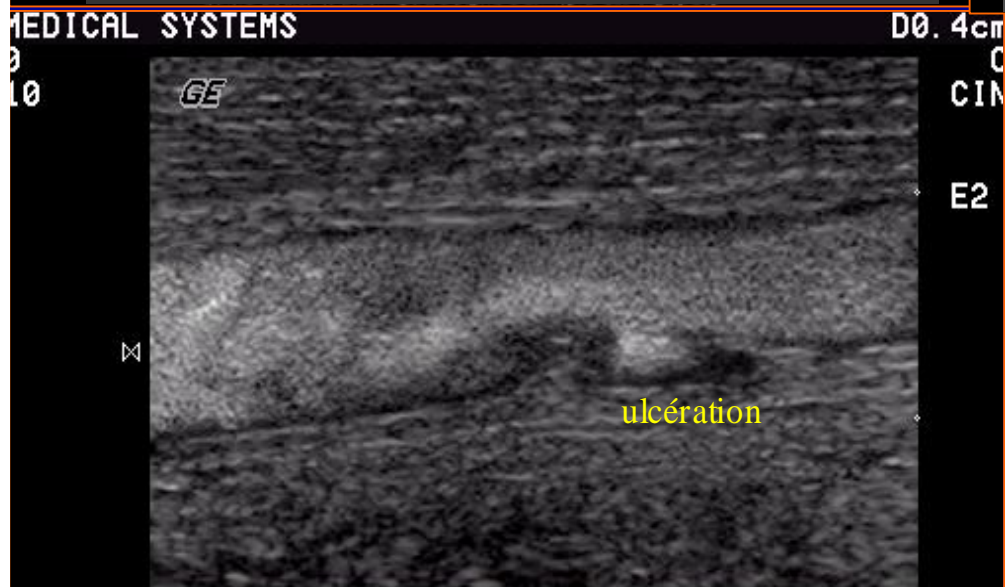
Le capteur est placé à l'apex, le flux de régurgitation vient vers le capteur.
L'aliasing visible sur le tracé initial disparaît lors de l'utilisation du Doppler continu.



B-Flow-Sténose de la carotide interne



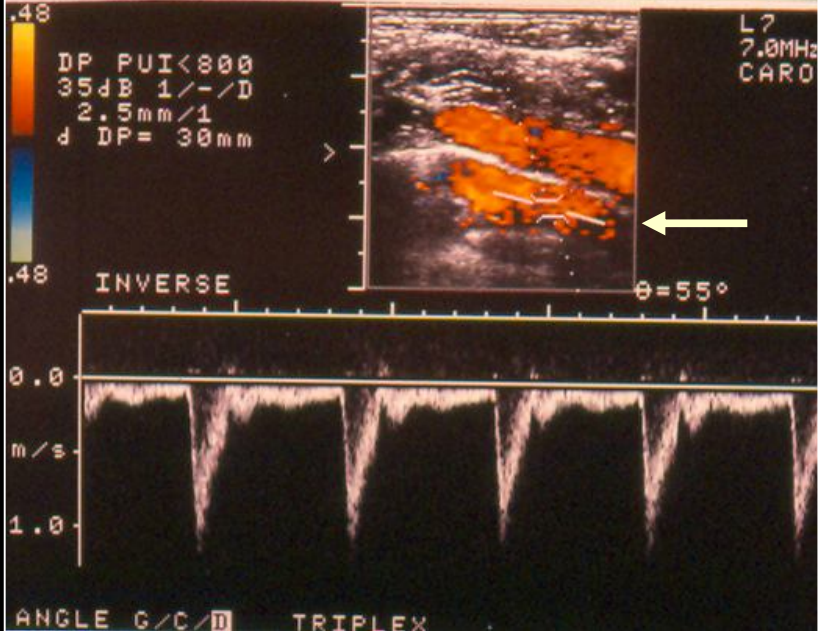
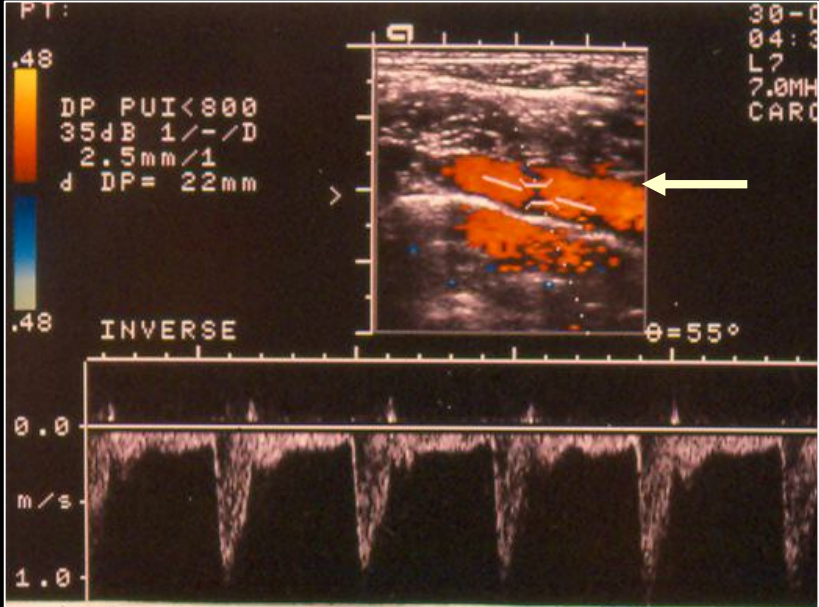
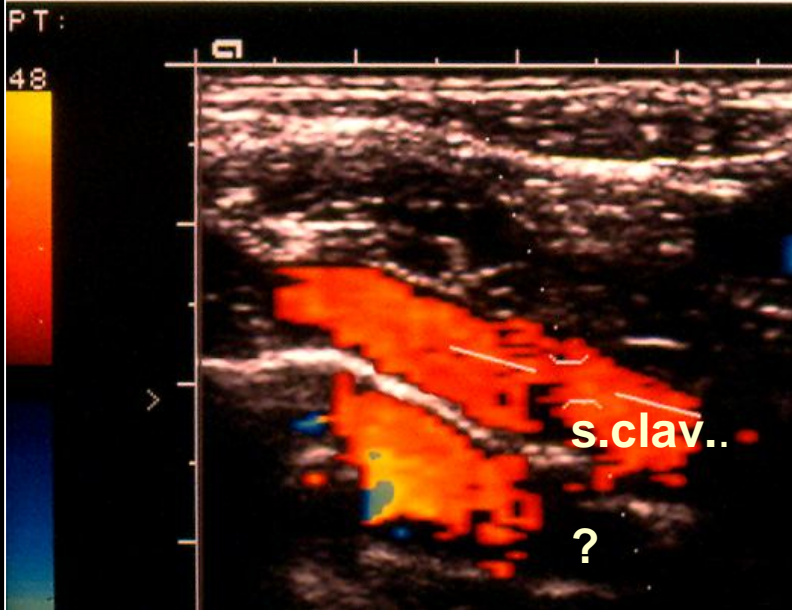
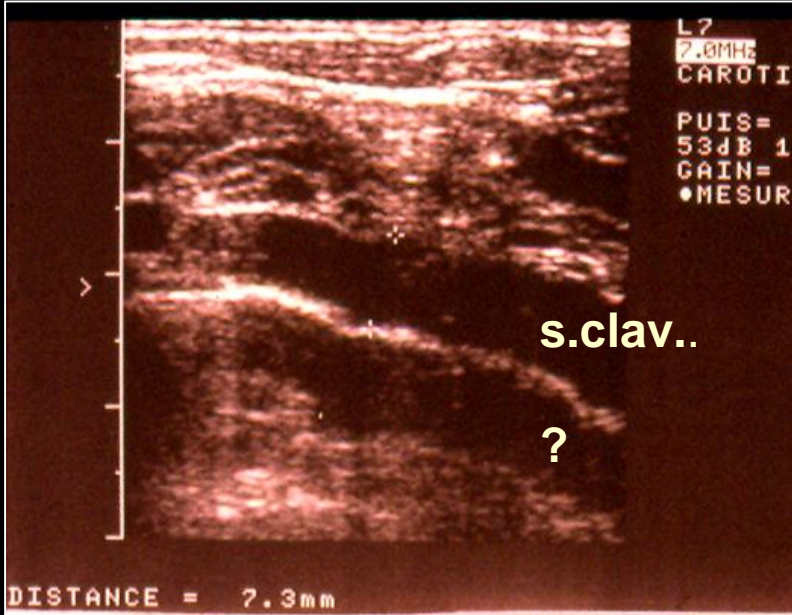
Doppler couleur-Sténose carotide interne



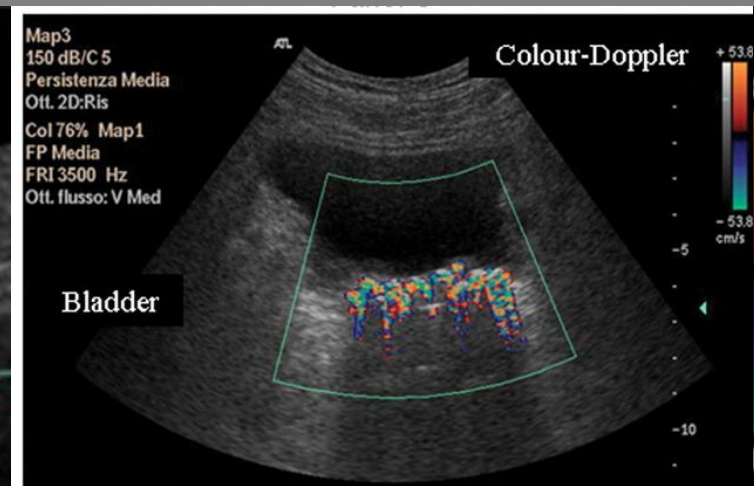
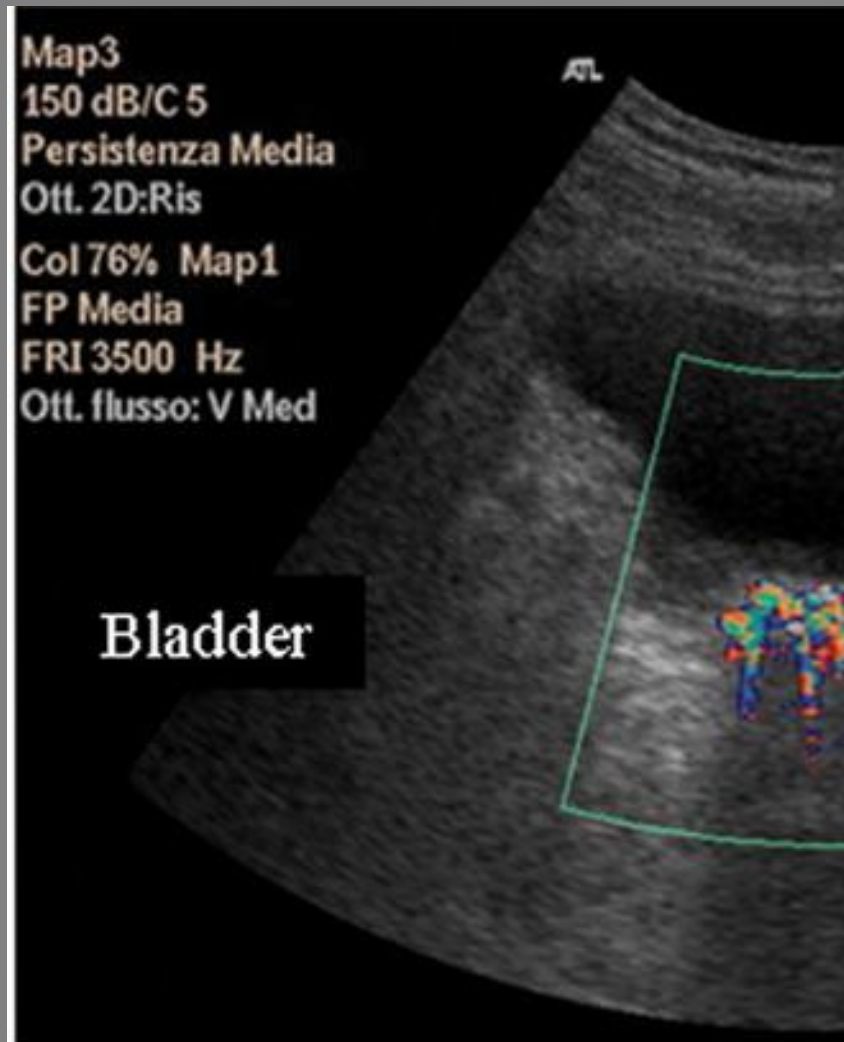
B-Flow-Ulcération de la carotide commune

**Comparaison
Doppler couleur-
B flow**

Echos de répétition et Doppler



Crissement « Twinkling » et Doppler couleur (lithiases vessie)



Panel D

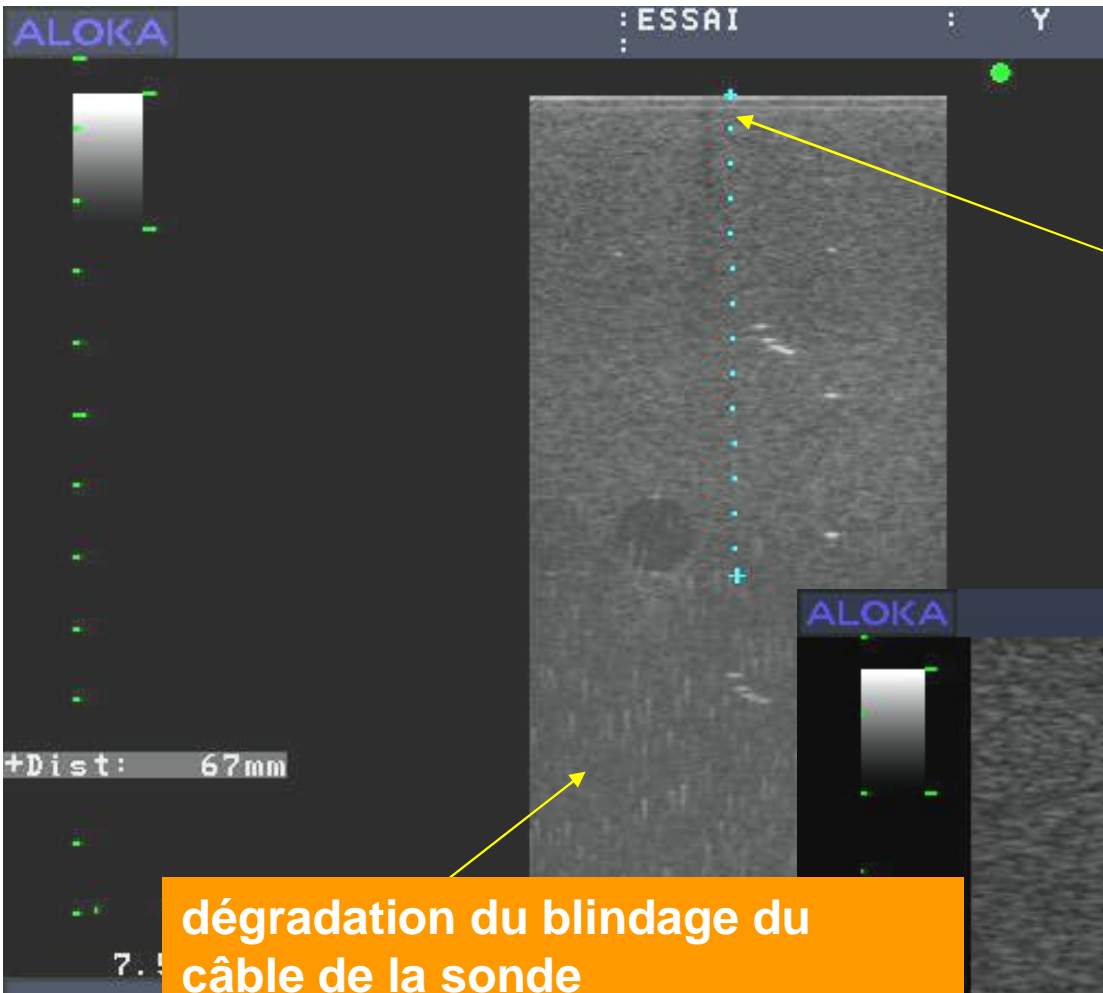


Andrulli S et al. NDT Plus 2010;3:151-154

© The Author 2009. Published by Oxford University Press [on behalf of ERA-EDTA]. All rights reserved. For Permissions, please e-mail: journals.permissions@oxfordjournals.org

NDT PLUS
Nephrology Dialysis Transplantation

Artefacts liés aux dysfonctionnements de l'échographe et des capteurs



Détachement de membrane

Cône d'ombre



dégradation du blindage du
câble de la sonde

Parasites électriques



Services techniques
hôpital Saint-Julien

COMPATIBILITE ELECTROMAGNETIQUE (CEM)

*Définition de la C.E.M. par la directive de la
communauté économique européenne*

89 / 336 / C.E.E. : (23/05/1989)

La C.E.M. est l 'aptitude d 'un appareil ou d 'un système à fonctionner de façon satisfaisante dans son environnement électromagnétique, et sans reproduire lui-même des perturbations électromagnétiques intolérables pour tout ce qui se trouve dans cet environnement.

Conclusions

- **L'image échographique contient de nombreuses informations utiles mais également des données fausses liées aux artéfacts et à la physique des ultrasons.**
- **Il faut savoir reconnaître les artéfacts par de simples mouvements du capteur afin d'éliminer ceux qui peuvent l'être.**
- **L'évolution des technologies de capteurs et le traitement de données permet de rendre les images US de plus en plus performantes et moins manipulateur dépendantes.**

Merci de votre attention

